İSTANBUL TEKNİK ÜNİVERSİTESİ ★ FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

ELEKTROKARDİYOGRAM İŞARETLERİNİN SIKIŞTIRILMASI

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Müh. Mehmet KAYA

Anabilim Dalı : ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ

Programı : BİYOMEDİKAL MÜHENDİSLİĞİ

HAZİRAN 2006

İSTANBUL TEKNİK ÜNİVERSİTESİ ★ FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

ELEKTROKARDİYOGRAM İŞARETLERİNİN SIKIŞTIRILMASI

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Müh. Mehmet KAYA
(504031410)

Tezin Enstitüye Verildiği Tarih : 8 Mayıs 2006

Tez Danışmanı : **Prof.Dr. Tamer ÖLMEZ**

Diğer Jüri Üyeleri **Doç.Dr. Mehmet KORÜREK**

Prof.Dr. Serhat ŞEKER

HAZİRAN 2006

ÖNSÖZ

Tezimi hazırlarken değerli fikirleri ve yorumlarıyla beni yönlendiren tez danışmanım Prof. Dr. Tamer Ölmez' e bölüm öğretim görevlilerinden Doc. Dr. Zümray Dokur Ölmez' e ve maddi manevi beni sürekli destekleyen aileme ve arkadaşlarıma teşekkür ediyorum.

Mayıs, 2006 **Mehmet KAYA**

İÇİNDEKİLER

KISALTMALAR v
TABLO LİSTESİ vı
ŞEKİL LİSTESİ vıı
ÖZET ıx
SUMMARY x

1. GİRİŞ 1
1.1. Veri Sıkıştırma Modeli 1

2. KALBİN ELEKTROFİZYOLOJİK YAPISI 3
2.1. Kalp Ve Dolaşım Sistemi 3
2.2. Kalbin Elektriksel İletim Sistemi 5
2.3. Elektrokardiyogram 7
2.4. Derivasyonlar 9
2.4.1. Elektrokardiyogram Düzlemleri 9
2.4.2. Einthoven Üçgeni 9
2.4.3. Standart Bipolar Derivasyon 10

3. EKG VERİLERİNİN TOPLANMASI İŞLEMİ 11
3.1. Veri Toplama Sistemi 11

4. EKG İŞARETLERİNİ SIKIŞTIRMA TEKNİKLERİ 15
4.1. Dönüşüm Teknikleri ile Sıkıştırma 17
4.1.1. Ayrık Kosinüs Dönüşümü(AKD) ile Sıkıştırma 17
4.1.2. Dalgacık(Wavelet) Dönüşümü 20
4.1.2.1. Dalgacık Analizi 20
4.1.2.2. Sürekli Dalgacık Dönüşümü 21
4.1.2.3. Ölçekleme ve Kaydırma 22
4.1.2.4. Ayrık Dalgacık Dönüşümü(ADD) 25
4.1.2.5. Ters Dalgacık Dönüşümü 27
4.1.2.6. ADD İle Ekg İşaretlerinin Sıkıştırılması 28
4.2. Gerçek Zaman Algoritmaları İle Sıkıştırma 31
4.2.1. Zero Order Interpoletor(ZOI) 31
4.2.2. Aztec(Amplitude Zone Time Epoch Coding) 33
4.2.3. İyileştirilmiş Aztec 35

4.2.4. Dönen Nokta Tekniği(Turning Point(TP)) 38
4.2.5. Sapa1 40
4.2.6. Sapa2 42

5. QRS DEDEKSİYONU İLE SIKIŞTIRMA 45
5.1. Qrs Dedeksiyonu 45
5.2. PQRST Sınıflaması ile Sıkıştırma 48

6. SONUÇLAR VE TARTIŞMA 52

KAYNAKLAR 53

ÖZGEÇMİŞ 55

KISALTMALAR

EKG	: Elektrokardiyogram
SA	: Sinüs Düğümü
AKD	: Ayrık Kosinüs Dönüşümü
ADD	: Ayrık Dalgacık Dönüşümü
CR	: Sıkıştırma Oranı (Compression Ratio)
PRD	: Performans İndeksi (Percent Root Mean Square)
TP	: Dönüm Noktası (Turning Point)

TABLO LİSTESİ

		Sayfa No
Tablo 4.1.	AKD Sıkıştırma Performansı	19
Tablo 4.2.	ADD Sıkıştırma Performansı	30
Tablo 4.3.	ZOI Sıkıştırma Performansı	33
Tablo 4.4.	AZTEC Sıkıştırma Performansı	35
Tablo 4.5.	İyileştirilmiş Aztec Sıkıştırma Performansı	38
Tablo 4.6.	TP Sıkıştırma Performansı	40
Tablo 4.7.	Sapa1 Sıkıştırma Performansı	42
Tablo 4.8.	Sapa2 Sıkıştırma Performansı	44
Tablo 5.1.	PQRST Şablonu İçin Kodlama	49
Tablo 5.2.	PQRST Şablonu Sıkıştırma Performansı	51

ŞEKİL LİSTESİ

		Sayfa No
Şekil 1.1	**:** Veri Sıkıştırma Modeli	2
Şekil 2.1	**:** Kalp ve Dolaşım Sistemi	4
Şekil 2.2	**:** Kalbin Anatomik yapısı	5
Şekil 2.3	**:** Kalbin Elektriksel İletim Sistemi	6
Şekil 2.4	**:** EKG İşareti	8
Şekil 2.5	**:** Einthoven Üçgeni	9
Şekil 2.6	**:** Bipolar Standart Derivasyon Ölçüm Teknikleri	10
Şekil 3.1	: İşaret İşleme Blokları	12
Şekil 4.1	**:** EKG Vuruları	16
Şekil 4.2	**:** EKG işareti ve AKD katsayı grafiği	18
Şekil 4.3	**:** e=5 için AKD Grafiği	19
Şekil 4.4	**:** Dönüşümlerin Ölçekleme Pencereleri	20
Şekil 4.5	**:** Sinüs ve Dalgacık İşareti	20
Şekil 4.6	**:** Fourier ve Dalgacık Dönüşümü Bileşenleri	21
Şekil 4.7	**:** Dalgacığın Ölçeklemeleri	22
Şekil 4.8	**:** Dalgacık Fonksiyonunun Zamanda Kaydırılması	23
Şekil 4.9	**:** Dalgacığın İşaretin İlk Kısmı İle Karşılaştırılması	23
Şekil 4.10	**:** Dalgacığın İşaret Üzerinde Kaydırılması	23
Şekil 4.11	: Dalgacık Katsayıları	24
Şekil 4.12	**:** ADD'de Filtreleme	25
Şekil 4.13	**:** Sinüs İşaretinin Tek Seviyeli ADD' si	26
Şekil 4.14	**:** Dalgacık Ayrıştırma Ağacı	26
Şekil 4.15	**:** Dalgacık Ayrıştırma Ağaç İçerikleri	27
Şekil 4.16	**:** ADD Ters Dönüşüm Şeması ve İşaret Üst Örnekleme	27
Şekil 4.17	**:** ADD' de Kullanılan Bazı Dalgacık Tipleri	28
Şekil 4.18	: ADD İle Sıkıştırma Blok Diyagramı	29
Şekil 4.19	**:** ADD Yaklaşıklık ve Ayrıntı Katsayı Grafiği	29

Şekil 4.20 : Ekg İşaretini ADD ile Sıkıştırma Sonucu 30
Şekil 4.21 : Tekrar Uzunluğu Koşturumu 31
Şekil 4.22 : ZOI Sıkıştırma Sekli 32
Şekil 4.23 : ZOI Sıkıştırma Grafiği 33
Şekil 4.24 : Aztec Sıkıştırma Şekli 34
Şekil 4.25 : Aztec Sıkıştırma Grafiği 34
Şekil 4.26 : İyileştirilmiş AZTEC Sıkıştırma Grafiği 38
Şekil 4.27 : TP Sıkıştırma Şekli 39
Şekil 4.28 : TP Sıkıştırma Grafiği 39
Şekil 4.29 : Sapa1 Örneği 41
Şekil 4.30 : Sapa1 Sıkıştırma Grafiği 42
Şekil 4.31 : Sapa2 Sıkıştırma Grafiği 43
Şekil 5.1 : QRS Dedeksiyon Algoritmasının Blok Şeması 46
Şekil 5.2 : QRS Dedeksiyon Algoritmasının Adımlarının Grafikleri 47
Şekil 5.3 : İşaret İle Ma Dalgası Arasındaki İlişki 47
Şekil 5.4 : PQRST İşaret Sınırları 48
Şekil 5.5 : PQRST Sıkıştırması için Örnek İşaret 49
Şekil 5.6 : PQRST Sıkıştırma Grafiği 50

ELEKTROKARDİYOGRAM İŞARETLERİNİN SIKIŞTIRILMASI

ÖZET

Veri sıkıştırma, hem veri saklama hem de iletişim alanında büyük kolaylıklar sağlamaktadır. Bu yolla, aynı ortamda daha fazla bilgi saklanabilmekte veya aynı bant genişliğinde daha fazla bilgi daha kısa sürede gönderilebilmektedir.

Bu çalışmada elektrokardiyogram (EKG) işaretlerini sıkıştırma algoritmaları incelenmiştir. Dönüşüm teknikleri ile sıkıştırma algoritmalarından Ayrık Kosinüs Dönüşümü (AKD) ve Ayrık Dalgacık Dönüşümü (ADD) ile sıkıştırma yapılmış ve performansları karşılaştırılmıştır. Daha sonra literatürde en sık kullanılan gerçek zaman algoritmalarından, ZOİ, AZTEC, İyileştirilmiş AZTEC, Dönüm Noktası (TP), SAPA-1 ve SAPA-2 teknikleri kullanılarak sıkıştırma gerçeklenmiş ve performansları belirtilmiştir. Son bölümde QRS dedeksiyonu ile PQRST şablonu oluşturularak PQRST pencerelerinin PQRST şablonlarına benzerliklerine bağlı olarak kodlama yapılarak EKG işaretlerini sıkıştırmada yeni bir teknik önerilmiştir.

COMPRESSION OF ELECTROCARDIOGRAM SIGNALS

SUMMARY

Data compression is really useful for data storage and data transmission area. Large amount of data can be stored or transmitted by data compression.

In this study, a variety of data compression techniques for ECG signals are presented. From transformation techniques, Discrete Cosine Transform and Discrete Wavelet Transform are presented. Then from real time Algorithms, ZOI, AZTEC, Modified AZTEC, Turning Point (TP), Sapa1, Sapa2 algorithms are presented and their performances are compared. At last part, an alternative ECG compression algorithm was developed. Here, PQRST window was defined by QRS detection algorithm and coded PQRST segments respect to similarities of PQRST segments with PQRST window.

1. GİRİŞ

Veri sıkıştırma yöntemleri gereksiz veri miktarını azaltarak verinin saklanması veya iletiminin verimini artırmayı amaçlar. Veri sıkıştırmanın bir özelliği, belirli koddaki sembol dizisini yine aynı bilgiyi taşıyan fakat mümkün olduğu kadar daha kısa yeni bir diziye çevirmektir. Veri sıkıştırma, veri iletimi ve veri saklama alanlarında önemli uygulamalara sahiptir. Bir çok veri işleme uygulamaları büyük oranlarda verinin saklanmasını gerektirir. Teknoloji geliştikçe bu uygulamaların sayısı hızla artmaktadır. Bilgisayar ve iletişim alanlarının yaygınlaşması, iletişim hatlarında yüksek miktarda veri transferine neden olur. Buda çok fazla veri, bellek ve maliyete neden olmaktadır. Saklanacak yada iletilecek verinin sıkıştırılması saklama veya iletişim maliyetlerini azaltır. İletilecek verinin miktarı azaltıldığı zaman sonuçta iletim kanallarının kapasitesi arttırılır. Benzer şekilde bir dosyanın orijinal boyutundan yarısının sıkıştırılması, saklama ortamı kapasitesini iki katına çıkartır.

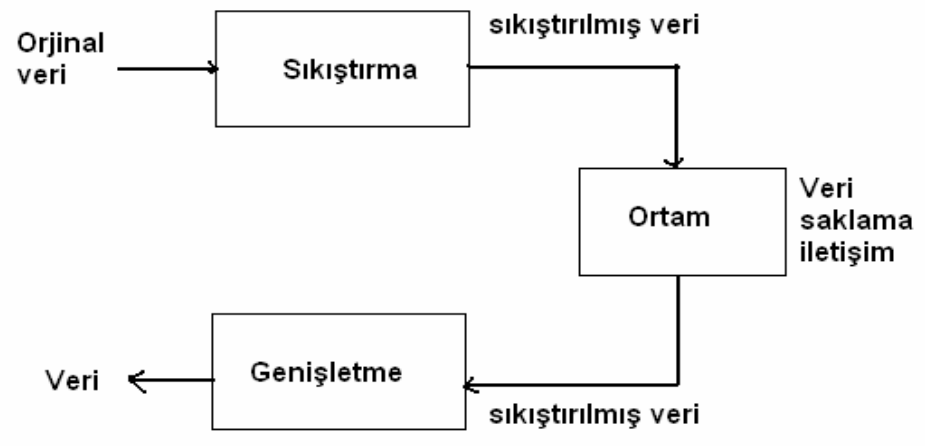
1.1 Veri Sıkıştırma Modeli

Sıkıştırıcı, bir dizi sembolü kabul eden ve daha kısa sembollere çeviren yazılım parçası veya donanım bölümüdür. Sıkıştırma algoritması, sıkıştırıcının izlediği yöntemdir ve bir semboller dizisini girdi olarak alır ve karşılık gelen sıkıştırılmış veriyi üretir. Genişletici ise sıkıştırılmış veriyi alarak orijinal hale getiren bir yazılım parçası veya donanım aygıtıdır. Bunu yaparken de genişletme algoritmasını kullanır.(şekil 1.1)

İkincil bellekte saklanan verilerin sıkıştırılmış olarak tutularak daha az yer kaplaması veya iletişim alanında verinin sıkıştırılmış olarak iletilerek oldukça değerli olan bant genişliğinin tasarruflu olarak kullanılması amacıyla veri sıkıştırma teknikleri uygulanır. Veri sıkıştırma tekniklerini kullanmanın dezavantajı ise, veri sıkıştırma ve genişletmede harcanan zaman ile sıkıştırılmış veride olan herhangi bir hata durumunda veri kurtarmanın zorlaşmasıdır. Sıkıştırma ve genişletme işlemlerinde

harcanan zaman gelişen teknoloji ile çok hızlı işlemcilerin üretilmesiyle göz ardı edilebilir, ama veri sıkıştırmada ve genişletmede oluşacak bir hata veride ciddi bozulmalara neden olacaktır.

Veri saklamada ise veri sıkıştırma, genellikle büyük boyuttaki verinin uzun vadeli saklanmasında kullanılır. Son yıllarda pek çok veriyi sıkıştıran programlar geliştirilmiş ve böylece verilerin bellekte daha az yer kaplaması mümkün olmuştur.



Şekil 1.1 : Veri Sıkıştırma Modeli.

Özellikle ekg işaretlerinin çok fazla veri içermesi, hastanın tedavisinde uzun kayıtların alınması, geçmişe yönelik verilerin saklanması ve kablosuz iletişimle ekg verilerinin gönderilerek teşhis ve tedavide kullanılması ekg işaretlerinin sıkıştırılmasını zorunlu kılmaktadır**.**

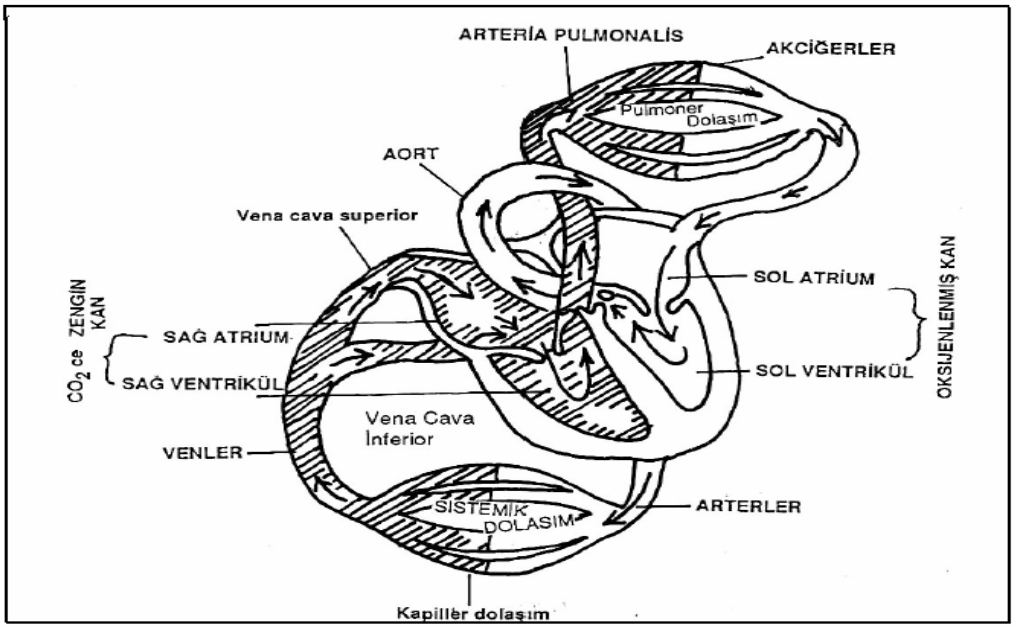
2. KALBİN ELEKTROFİZYOLOJİK YAPISI

İnsan vücudundaki tüm kaslar biyoelektrik uyarılarla kasılmaktadır. Uyarılan kasın yakınına konan bir çift elektrot aracılığıyla, kasın kasılmasını sağlayan elektriksel işaretlerin izlenmesi mümkündür. İnsan kalbide, belirli bir ritimde, kendi içindeki sinüs düğümü (SA düğümü) tarafından üretilen elektriksel işaretlerle uyarılmakta, bu uyarı sonucunda da periyodik olarak kasılıp gevşeyerek vücudun ihtiyaç duyduğu kanı pompalamaktadır. Kalpteki elektriksel değişikliklerin kaydedilmesi işlemine Elektrokardiyografi (EKG), kaydedilen veya görüntülenen değişime Elektrokardiyogram ve kaydedici cihazlara elektrokardiyograf adı verilir. Elektrokardiyografi kardiyolojide kalpteki rahatsızlıkları tanı amacıyla kullanılmaktadır.[1]

2.1. Kalp ve Dolaşım Sistemi

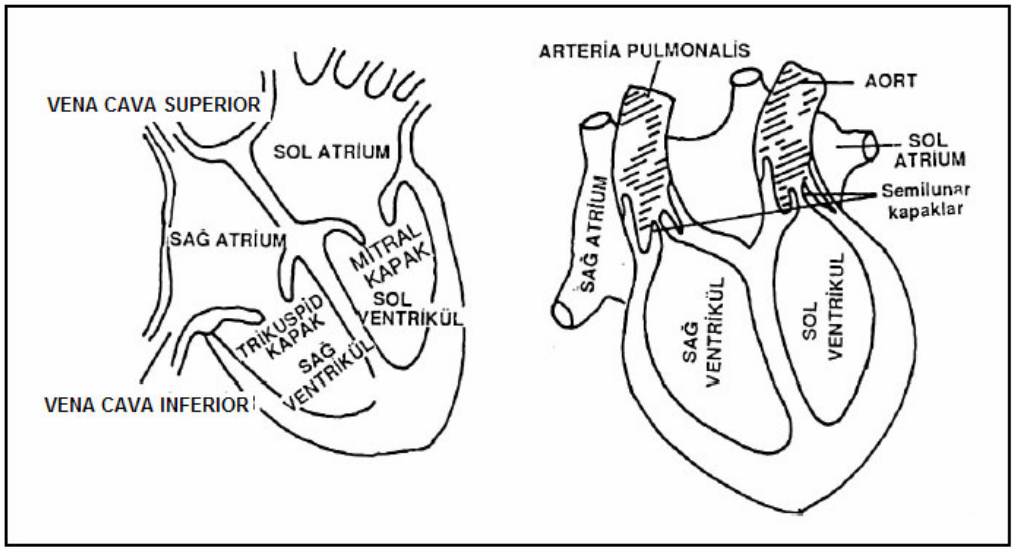
Dolaşım sistemi kalp ve damarların oluşturduğu bir sistemdir. Bu sistemde kalp merkezde yerleşmiş olup, damarlar kalpten çıkıp, kalbe tekrar geri dönen kapalı bir boru sistemini oluşturmaktadır. Dolaşım sisteminin temel fonksiyonu, kanın, damar sistemi içinde belli bir basınç altında dolaşmasını sağlamaktır. Bunun sonucunda hücrelerin iç ortamdan madde alım verimi, beslenmesi, onarımı, sıcaklığın vücudun her tarafına eşit şekilde dağılması, organizmanın fonksiyonel bütünlüğünün önemli aracıları olan hormonların dağılımı gibi olaylar gerçekleşmektedir. Kan diğer sıvıların prensiplerine benzer şekilde belli bir basınç farkı altında, daha doğru bir deyişle basıncın yüksek olduğu bölgeden düşük olduğu bölgeye doğru akmaktadır. Kalp bir emme basma tulumba gibi, yüksek ve düşük basıncı oluşturacak şekilde çalışmaktadır. Kalbin pompa gücü ile damar sistemi içine fırlattığı kan, önce arterlere sonra kapiler(kılcal) damarlara oradan da venlere geçerek tekrar kalbe döner. Kanın kimyasal bileşimi ve fiziksel özelikleri kapiler damar yatağını geçerken değişime uğrar. Diğer iki sistemde böyle bir değişiklik olmaz. Arterler kapiler bölgeye kanı

getirici sistem olarak, venalerde kapiler bölgede değişime uğrayan kanı götürücü sistem olarak çalışmaktadır (Şekil 2.1).



Şekil 2.1: Kalp ve Dolaşım Sistemi

Kalp dört boşluktan oluşan bir yapıya sahiptir (Şekil 2.2). Üst taraftaki iki boşluk atriumlar; Atrium dekster (sağ atrium), atrium sinister (sol atrium), alttakilere ise ventrikül adı verilmektedir; Ventrikül dekster ve ventrikül sinister. Atriumlar ventrikülere kapaklar aracılığı ile bağlıdır. Sağ atrium ile sağ ventrikül arasındaki kapak; trikuspid kapak, sol atrium ile sol ventrikül arasındaki kapak; bikuspid veya mitral kapak adını alır. Atriumlar kalbe dönen kanı kabul eden ve ventriküler içine gönderen bölmelerdir. Ventriküler ise esas pompa görevini yapan bölmeler olup kanı damar sistemi içine pompalarlar. Arterler kalpten çıkan damarlardır, kanı kalpten daha uzaktaki organlara götürürler ve ventrikülerle bağlantılıdırlar. Kalpten çıkan iki ana damar aort ve arteria pulmonalistir. Aort sol ventrikülden çıkar ve oksijence zengin kanı tüm vücut dokularına dağıtan arter sisteminin ana damarıdır. Pulmoner arter ise sağ ventrikülden çıkar ve CO_2'li kanı oksijenlenmesi için akciğerlere götüren sistemin ana damarıdır.



Şekil 2.2: Kalbin Anatomik Yapısı

Kalbe giriş yapan damarlar atriumlarla bağlantılıdır. Sağ atriuma giren iki damar; vena cava superior ve vena cava inferior tüm vücudun venöz kanını (CO_2 yoğunluğu artmışken) sağ atriuma getirirler. Vena pulmonalisler ise akciğerlerde temizlenerek oksijenlenmiş kanı sol atriuma getirirler. Bu bilgilerden kalbin ikili bir pompa şeklinde çalıştığı anlaşılmaktadır. Sağ ventrikül karbondioksiti bol olan kanı akciğerlere, sol ventrikül ise oksijence zengin kanı tüm vücuda pompalamaktadır. Böylece organizmada her ikisi de kalpten başlayıp kalpte sonlanan iki dolaşım sistemi oluşmaktadır. Bunlardan biri sistemik dolaşım veya büyük dolaşım olup kalbin sol ventrikülünden başlayıp organizmayı dolaştıktan sonra sağ atriumda sonlanır. Diğeri pulmoner veya küçük dolaşım olup sağ ventrikülden başlayıp, akciğerleri dolaştıktan sonra sol atriumda sonlanmaktadır. Bu iki sistemin dolaşım dinamiği açısından aralarındaki tek fark sistemik dolaşımın yüksek basınçlı, pulmoner dolaşımın düşük basınçlı bir dolaşım sistemi olmasıdır.

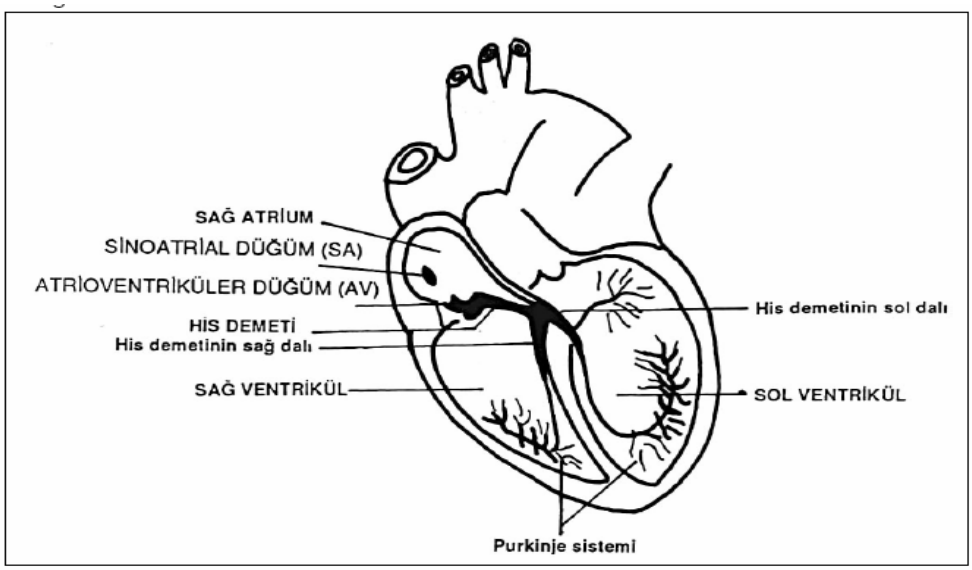
2.2 Kalbin Elektriksel İletim Sistemi

Şekil-2.3'de kalbin elektriksel iletim sistemi görülmektedir. İletim sistemi sinüs düğümü ("sinus node", SA), his demeti ("bundle of his"), atriyoventriküler düğüm (atrioventricular node", AV), demet kolları ("bundle branches") ve purkinje

fiberlerinden oluşur[2]. Kalbin kasılıp gevşemesi bu sistemlerin fonksiyonel bir şekilde çalışmasıyla olmaktadır.

Superior vena-kavanın sağ kulakçığa açıldığı yerde, kulakçığın iç tarafında (sağ atriyum'un arka duvarında) yer alan, aksiyon potansiyeli üreten bir sinüs düğümü mevcuttur. SA düğümü , kalbin pacemakerlarından(uyarım yapan, uyarımı başlatan hücrelerden) biri olarak çalışır. "Pacemaker", hareketi başlatan, hareketin hızını belirleyen anlamına gelmektedir.

SA düğümünde oluşan aksiyon potansiyeli, depolarizasyon dalgası halinde tüm kalbe yayılır. Kalp hücreleri arasındaki geçiş ise hücreler arası alçak direnç bölgesini oluşturan geçit bölgeleri üzerinden olur. SA düğümü sağ atriyumun arka duvarında yer alan (3*10 mm boyunda) özelleşmiş kalp hücrelerinden oluşur. SA düğümünün oluşturduğu aksiyon potansiyelinin frekansı, değişen koşulların gereksinimini sağlamak üzere merkezi sinir sistemi tarafından kontrol edilir.



Şekil 2.3: Kalbin Elektriksel İletim Sistemi

SA düğümünde meydana gelen depolarizasyon dalgası, atriyumlar üzerindeki iletim yolları üzerinden hızla yayılarak her iki atriyumun kasılmasını sağlar ve buradaki kan ventriküllere basılır. Atriyumlarda aksiyon potansiyelin hızı, 30 cm/s kadardır. Sino-atriyal ve atriyo-ventriküler düğümler arasında özelleşmiş bir ileti sistemi bulunmaz ve uyarılar, AV düğüm lifleri arasına kadar uzanan atriyum kas lifleri tarafından

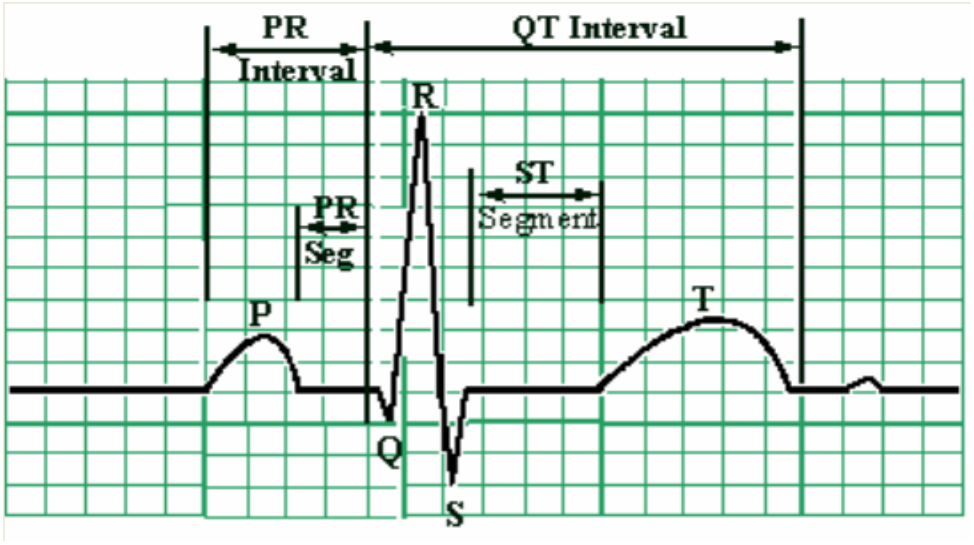
iletilir. AV düğümünde iletim hızı 45cm/s kadardır. SA düğümünde oluşan aksiyon potansiyeli, 30-50 milisaniye sonra AV düğümüne ulaşır. Bu süre atriyumların içindeki tüm kanın ventriküllere boşalması için yeterli değildir. AV düğümü, içindeki ileti hızının (5cm/s) düşük olması nedeniyle, bir gecikme elemanı gibi görev yapar ve aksiyon potansiyelinin ventriküllere 110ms sonra ulaşmasına neden olur. Atriyumlarla ventriküller (kulakçıklarla karıncıklar) arasında bulunan, elektriksel uyarıları geçirmeyen yalıtkan ve yağlı bir tabakanın varlığı da, uyarının sadece iletim sistemi (AV düğümü) üzerinden gecikerek gecmesini sağlar. Bu şekilde geciktirilen aksiyon potansiyeli sayesinde karıncıklar, kulakçıklardan yeterince bir süre sonra kasılırlar. Aksi halde kulakçık ve karıncıklar aynı anda kasılacak ve bunun sonucunda karıncıklar, tam dolmadan kasılmaya çalışacaktı.

İleti sisteminin AV düğümünden sonraki elemanı olan his demeti, uyarıyı "apex" bölgesine (kalp ucu bölgesine) kadar çok hızlı bir şekilde (3m/s) iletir. His demetinin sağ ve sol kolları apeks bölgesinden sonra, miyokardiyum (kalp kası) içinde kalbin yukarı tarafına doğru uzanır ve ince dallara ayrılarak purkinje sistemini oluşturur. Ventriküllerin uyarılması purkinje sistemi ile olur. Kasılan miyokardiyum, ventriküllerdeki kanı arterlere (atardamar) pompalanır. Kalp kaslarının aynı anda kasılması sonucu genliği oldukça büyük bir elektriksel işaret oluşur. Elektrokardiyogram (EKG) olarak isimlendirilen bu işaret vücut üzerinden algılanabilir.

2.3 Elektrokardiyogram

Elektrokardiyogram kalpteki elektriksel değişikliği gösterir, ancak kalbin kasılma ve pompalama gücü hakkında bilgi vermez. Kalpte ileti ve uyarı sisteminin normal olup olmadığını ve miyokard bozukluklarına bağlı olarak ortaya çıkan ileti bozukluklarını yansıtır[1].

Ekg eğrisi üzerinde değişik özellikler gösteren kısımlar, harflerle karakterize edilir. Şekil 2.4'de kalp kaslarının kasılması sonucu oluşan ekg işareti görülmektedir.



Şekil 2.4: EKG İşareti

P, dalgası (atriyal kompleks); Atriyumların depolarizasyonu (kasılmaları) sonucu oluşan dalgalardır. P dalgasının yüksekliği, atriyumların fonksiyonel etkinliği hakkında bilgi verir. Normal insanda 0.1s sürer. P-Q aralığı, his demeti iletim zamanını gösterir. QRST dalgası, ventriküler kompleks olarak isimlendirilir. QRS kompleksi, ventriküllerin depolarizasyonu (kasılmaları) sonucu oluşan dalgalardır. Ventriküler bozuklukları gösterir. Normal insana 0.08s kadardır. T dalgası; Ventriküllerin repolarizasyonu (gevşemesi) sonucu oluşan dalgalardır. Ventriküler bozukluklar T dalgasında da bozukluklara neden olur. Normal insanda QRST zamanı 0.4 saniye kadardır. EKG işareti, aksiyon potansiyellerinin türevleri ile ilgilidir. Kalp kasının diğer bir özelliği de , iskelet kasından daha uzun refrakter (cevap vermeme, tesirsiz kalma) süreye sahip olmasıdır. Kalp, sistol süresince uyarılara cevap vermez ki bu süreye mutlak reflekter devir adı verilir. Kalp kası diyastol (gevşeme) süresinde (fazında) uyarılabilir, ancak diyastol başlangıcında (relatif refrakter fazda) uyarılabilmesi için kuvvetli uyaranlar gereklidir. Diyastol başlangıcında tatbik edilen etkili uyaranla kalpte vaktinden evvel meydana gelen sistole, ekstrasistol denir. Ekstrasistolden sonra gelen dinlenme devri(diyastol süresi), önceki diyastol süresini kompanze edecek şekilde daha uzundur. Çünkü kalbin normal ritmik faaliyetini sağlayan uyarı, ekstrasistolün mutlak refrakter fazına rastladığı için etkisiz kalır ve bundan sonra yeni doğacak uyarıya kadar, kalpte uzun bir dinlenme devri görülür.

2.4 Derivasyonlar

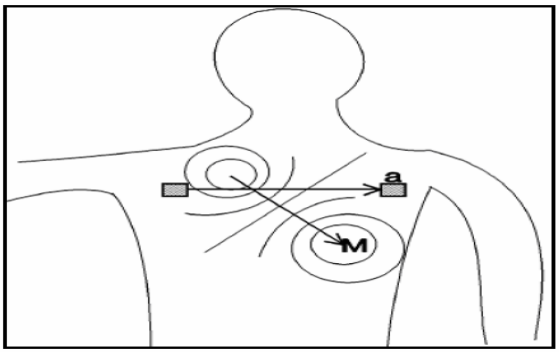
Ekg işaretlerinin ölçülmesinde değişik ölçüm teknikleri kullanılmaktadır. Burada en çok kullanılan standart bipolar derivasyon tekniği üzerinde durulacaktır.

2.4.1 Elektrokardiyogram Düzlemleri

Kalbi, gövde içerisinde bir elektrik üreteci olarak düşünebiliriz. Bu üretecin tamamen gövde içerisinde gömülü olması nedeniyle üreteç çıkışının direkt ölçümü, ancak bir ameliyatla mümkün olabilir. EKG'de bir hacimsel iletken olan gövdenin yüzündeki çeşitli noktalar arasında yapılan potansiyel farkı ölçümleri yardımıyla, kalbin durumu belirlenebilir. Böylece kardiyak vektörü istenilen referans düzlemlerin üzerindeki eksenler üzerine izdüşürülebilir.[2]

2.4.2 Einthoven Üçgeni

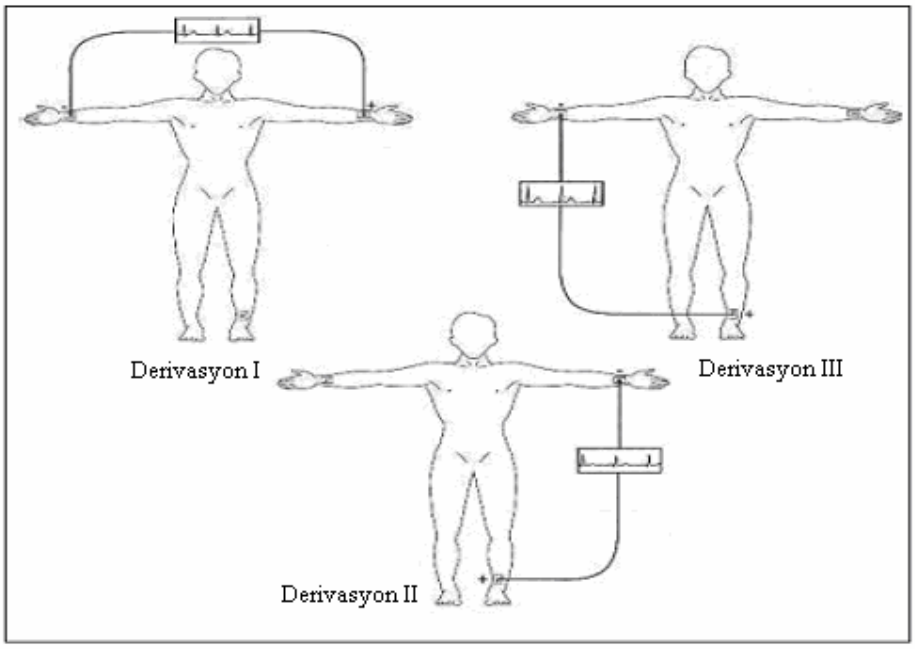
Bir vektörün düzlem içindeki iki eksen üzerinde izdüşümlerinin bilinmesi, o vektörün belirlenmesi için yeterlidir. Ekg ölçüm tekniğinde frontal düzlemdeki kardiyak vektörü izdüşümünün belirlenmesi ise 60 derece açılar yapan üç eksen üzerindeki izdüşümlerinin ölçülmesiyle yapılmaktadır. Bu eksenlerin belirlediği üçgen einthoven üçgeni adını alır(Şekil 2.5).



Şekil 2.5: Einthoven Üçgeni

2.4.3 Standart Bipolar Derivasyon

Ölçümler, kolay yapılabilmesi bakımından üçgenin köşe noktalarına değil, bu noktalara yakın olan kol ve bacaklar üzerinde yapılır. Sırasıyla; a) sağ ve sol kollar arasında, b) sağ kol ve sol bacak arasında, c)sol kol ve sol bacak arasında ölçümler yapılmaktadır. Bu ölçümlere sırasıyla I, II, ve III no'lu standart bipolar derivasyonlar adı verilir. Ölçüm bağıntıları Şekil 2.6'da gösterilmiştir.



Şekil 2.6: Bipolar Standart Derivasyon Ölçüm Teknikleri

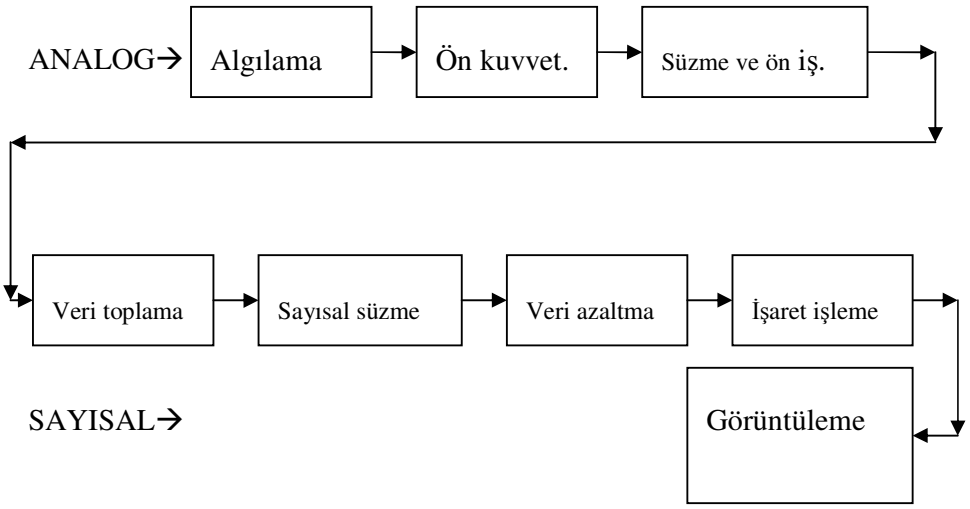
3. EKG VERİLERİNİN TOPLANMASI İŞLEMİ

İşaret işleme, genel olarak, algılanan işaretin değerlendirilebilir ve yorumlanabilir şekle getirilmesi için gerçekleştirilen bir işlemler dizisidir. EKG işaretleri, gerek küçük genlikli olmaları ve gerekse insan vücudu gibi, çeşitli işaret kaynaklarına sahip olan ve gürültülü bir ortam içinde bulunan büyük hacimli bir yapıdan alınmaları sebebiyle, gürültülü işaretlerdir. EKG işaretleri 100-500uV arasında değişen genliğe ve 0.1- 150 Hz arasında değişen frekansa sahiptir. Bu yüzden ekg işaretinin gürültüden temizlenmesi gerekir. İşaretin gürültüden temizlenmesinde çeşitli filtreleme işlemleri gerçekleştirilir. Bu filtreler analog olabileceği gibi bir sayısal ortama geçilerek yazılım olarak da gerçekleştirilebilmektedir.[2]

3.1 Veri Toplama Sistemi

Ölçme ve tanıma sistemi, dönüştürücü yardımıyla hastadan alınan ham biyolojik işaretlerin, hastalığı bu işaretlere bakarak teşhis eden doktor veya izleyicinin kolayca anlayabileceği düzeye getirmeyi amaçlar[2]. Eskiden, doktorun bu işaretleri yorumlayabilmesi için özel eğitimden geçmesi, işaret ve hastalıklara karşı deneyim sahibi olması ve bu ikisi arasında ilişki kurabilmesi gerekiyordu. Günümüzde ise, bilgisayar teknolojisinin getirdiği gelişmiş işaret işleme olanakları kullanılarak, doktorun sahip olacağı eğitim ve deneyim, ölçme cihazlarına kazandırılmakta ve doktora, teşhis için fazla bir şey bırakılmamaya çalışılmaktadır. İşaret işleme bloğunda, işaret önce ön işaret işleme bloğundan geçirilmekte, daha sonra amaca ve işarete uygun işaret işleme teknikleri uygulanarak görüntülenmekte ve bir taraftan da daha sonra karşılaştırma yapabilmek ve izlemek üzere saklanmaktadır. Şekil 3.1'de işaret işleme blokları gösterilmektedir. Genel olarak işaret işleme, analog işleme ve sayısal işleme olmak üzere iki kısma ayrılmaktadır. Eski ölçme ve teşhis cihazlarında işaret işleme analog ağırlıklı iken günümüzde sayısal işaret işleme ağırlık kazanmaktadır. Sayısal işaret işlemenin, analogtan olan en önemli kusuru, işlem

zamanı gerektirmesidir ki bu, gerçek zaman çalışmalarında önemli olmaktadır. Ancak günümüzde geliştirilen hızlı işaret işlemciler (DSP'ler) kullanılarak bu sorun giderilmiştir. Gerçek olmayan zaman çalışmalarında ise sayısal işlemcilerin üstünlüğü tartışılmazdır. Şekil 3.1' den de görüldüğü gibi, analog işaret işleme blokları, genel olarak, algılama, ön kuvvetlendirme, süzme ve ön işaret işleme bloklarını kapsar. Bir ekg veri toplama sisteminde, verilerin bilgisayara aktarılması, süzülmesi, gerektiğinde amaca yönelik uygun işaret işleme tekniklerinin bulunması gerekir.



Şekil 3.1 : İşaret işleme blokları

a) Veri algılama: veri algılamada, biyolojik veya fizyolojik büyüklüğü elektriksel büyüklüğe çeviren bir dönüştürücü bulunur. Biyolojik işaret algılamada kullanılan dönüştürücülere elektrod adı verilir. Her şeyden önce, kullanılacak dönüştürücü, algılanmak istenen büyüklük veya parametreye uygun olmalı ve hastaya zarar vermeyecek şekilde seçilmelidir. İşarete en az gürültü karışması arzu edildiğinden, bunu sağlayabilmek için biyolojik işaret algılamada; gürültüsü az olan Ag-AgCl elektrodlar kullanılmalı, elektrodların bağlanacağı deri yüzeyi ve elektrodlar çok iyi temizlenmiş olmalı, mümkün mertebe hasta gürültü kaynaklarından uzak bir ortamda bulundurulmalı, elektrodlarda ortaya çıkan hareket gürültüsünü ve diğer istenmeyen biyolojik işaret karışımlarını en azda tutacak tedbirler alınmalı, bağlantı kablosu kısa tutulmalı ve magnetik alan kuplajına imkan verecek kablolar arası halka oluşumuna engel olunmalı, mümkün mertebe kaynak direncini küçültecek yönde elektrodlar geniş yüzeyli seçilmelidir.

b) Ön kuvvetlendirme: Ekg işaretlerinin genlikleri çok küçük olduğu için bir ön kuvvetlendiriciden geçmeleri gerekmektedir. Kuvvetlendirici tasarımında; kuvvetlendirici giriş direnci, biyolojik işaretin algılandığı frekans spektrumu içinde, kaynak direncinin en az 1000 katı büyüklüğünde (1G ohm'dan büyük) olmalı, biyopotansiyel kuvvetlendiriciler yüksek kazançlı olduğundan, giriş katlarındaki küçük ofset gerilim kaymaları çıkışta büyük gerilim değişimlerine neden olacağı için, giriş katlarında ofset gerilimleri ve ofset kaymaları küçük olan kuvvetlendiriciler kullanılmalı, fark kuvvetlendiricisi yardımıyla aynı fazdaki bozucu gerilimlerin bastırılıp etkisiz hale getirilebilmeleri için, giriş katında, ortak işaret bastırma oranı (CMRR'sı) 50 Hz'de 100dB'nin üzerinde olan enstrumantasyon kuvvetlendiriciler kullanılmalıdır. Ayrıca gürültü akımları ve gerilimleri, kuvvetlendiricinin dinamiğini olumsuz yönde etkilediği için, giriş katındaki gürültüsü az olan kuvvetlendiriciler kullanılmalıdır. Gürültü kuplajını önlemek için giriş katları çok iyi ekranlanmalı ve giriş katlarının topraklamalarına özen gösterilmelidir. Giriş katları mümkün mertebe küçük hacimli olacak şekilde gerçeklenmelidir. Kuvvetlendirici elemanlarının besleme kaynağına bağlanan bacaklarına bypass kondansatörleri konulmalıdır. Bunların yanında, giriş katında hasta izolasyonu sağlanmalı ve bu iş için geliştirilmiş izolasyon kuvvetlendiricileri kullanılmalıdır. İzolasyon kuvvetlendiricileri, hasta ile şebeke şebeke arasında en az 10Gohm'lık bir izolasyona sahip olmalıdır.

c) Süzme ve ön işaret işleme: biyolojik işarete karışan belli başlı gürültü kaynakları 1) hareket gürültüsü (elektrodun hareketine neden olan ve hastanın vücut hareketiyle doğan gürültü), 2) diğer biyolojik işaretlerden karışan gürültü(örneğin EKG algılanırken kaslardan karışan EMG gürültüsü), 3) 50Hz şebeke gürültüsü, 4) manyetik veya elektrostatik alçak veya yüksek frekanslı harici kaynaklardan karışan gürültü sıralanabilmektedir. Bu gürültüleri devre bazında bastırmak için kullanılan filtreler, işaretin geçmesine imkan verecek gürültüyü bastıracak band genişliğine sahip olacak şekilde, band geçiren filtre olarak tasarlanır. Örneğin, ekg işareti frekans bandı 0,005Hz-100Hz iken, toplam devrenin bandının da bu değerler arasında veya biraz daha dar olmasına dikkat edilir. Bunun yanı sıra, tasarımlar, kullanılan hemen hemen tüm kuvvetlendirici katlarının kendi başına bir filtre, özellikle alçak geçiren filtre gibi çalışması sağlanacak şekilde gerçekleştirilmektedir. Özellikle EKG kuvvetlendiricilerde, 50Hz'lik şebeke frekansından doğan gürültüyü yok eden çentik("notch") filtreler de kullanılmaktadır.

d) Veri toplama: bir analog işaretin sayısal işleme tabi tutulması için öncelikle analogtan sayısala dönüştürülmesi gerekir. Bu iş için kullanılan analog-dijital dönüştürücüşer (ADC) yardımıyla analog işaret örneklenerek ayrık biçime getirilir ve örnekler quantalanır. Dönüşüm sırasında, örtüşmeyi önlemek ve gürültü teşkil edecek ek frekans bileşenlerinin oluşumuna engel olmak için örnekleme frekansı, maksimum işaret frekans bileşenlerinin en az 2,5 katı kadar seçilmelidir. A/D çevirme işleminden önce işaretin maximum frekans bileşeni, analog aktif alçak geçiren filtreler yardımıyla iyice olması gereken noktaya çekilmelidir. Analog işaretin belli bir kuvanta seviyesinin altında kalan kısmı, sayısala dönüştürülürken kaybolmakta ve tekrar iade edilememektedir. Bu nedenle, birçok biyolojik işaret olçüm düzenindeki veri toplama işleminde, 1024 kuvantalama adımı (10bit) kullanmak yeterli olacaktır. Bu durumda, 5V genliğe sahip analog katın çıkış gerilimi, 5V/1024 = 5mV'luk hata ile sayısala dönüştürülmektedir. Daha yüksek çözünürlüğün istendiği dönüşümlerde, bit sayisi 12 seçilebilmektedir. A/D dönüştürücünün daha iyi bir duruma getirilebilmesi için alçak geçiren filtrenin kenar dikliği, örnekleme frekansı ve kuvantalama seviyesinin sayısı artırılmalıdır.

e) Sayısal süzme: Vücuttan alınan ve kuvvetlendirilen işaret, çoğu zaman, analog işaret işleme ünitelerinden geçtikten sonra bile, hala fark edilebilir ölçüde gürültü bileşenlerini üzerinde taşıyor olabilir. Bu gürültüler, sayısal işaret işleme katında, uygun sayısal filtreler yardımıyla daha da bastırılabilmektedir. Bu amaçla, gürültü ile esas işaretin yapısına uygun ilçak geçiren, yüksek geçiren veya band geçiren özellikte bir dizi filtreleme yöntemleri ve bunların dışında özel filtreleme yöntemleri kullanılmaktadır.

f) Veri azaltma: bilgi sıkıştırma, belli bir miktar veriyi belli bir zamanda taşımak için gerekli band genişliğini azaltan veya belli bir band genişliğindeki belli miktardaki bilgiyi göndermek için gerekli zamanı azaltan veyahut da belli band genişliğine sahip belli zaman içinde gelen işaretteki bilgi miktarını azaltan bir tekniktir. Burada daha çok, işlenecek veya saklanacak bilgilin miktarındaki azaltma önemli olmaktadır.

g) Görüntüleme: Bu ünitede EKG işaretleri bir kağıt şeride kayıt edilir veya bir monitör yardımıyla izlenir.

4. EKG İŞARETLERİNİ SIKIŞTIRMA TEKNİKLERİ

Elektrokardiyografik (EKG) işaretler için veri azaltma yöntemleri, işarette herhangi bir klinik bilgi kaybına neden olmadan, depolama, gönderme veya analiz işlemleri için veri hacminin küçültülmesine yönelik olarak, son yıllarda artan bir ilgi ile kullanılagelmektedir. EKG veri sıkıştırma teknikleri arasında karşılaştırma yapılırken aşağıda sıralanan özellikler dikkate alınacaktır.[2,3]

1)İşaret örnekleme frekansı(fö): EKG işaretlerini sayısala çevirmekte kullanılan analog\sayısal çeviricilerde örnekleme frekansı , amaca göre çeşitlilik gösterip , yaygın olarak 500Hz'lik örnekleme frekansı kullanılmaktadır.

2)Sayısal örneklerdeki bit sayısı(p): Saklanacak EKG sayısal bilgilerinin çözünürlüğünün (rezolüsyon) göstergesi olan bit sayısı 8, 11-12 olabilmektedir.

3)Veri sıkıştırma oranı(CR, "compression ratio"): Veri sıkıştırma algoritmasının önemli parametrelerinden biri olup ,bu oranın büyüklüğü algoritmanın üstünlüğünü gösterir.

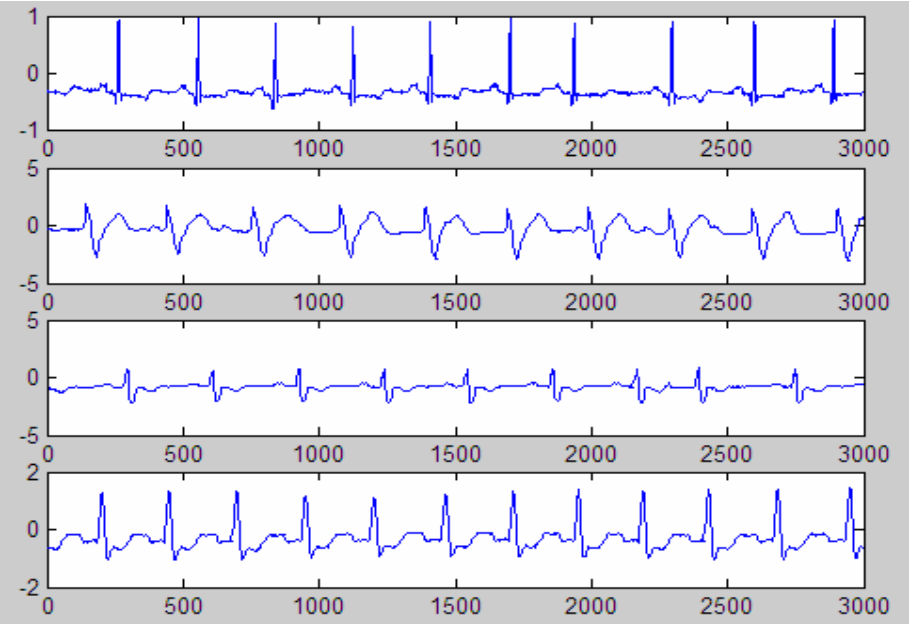
$$CR = \frac{\text{Sıkıştırmadan önceki örnek sayısı}}{\text{Sıkıştırılmış örneklerin sayısı}} \qquad \textbf{(4.1)}$$

4)Performans indeksi (PRD,"percent rootmean square diffrence"): Orijinal EKG işareti, x_{org}, ile sıkıştırılmışının yeniden yapılanmışı , x_{rec}, ("reconstructed")arasındaki farkın bağıl karesel ortalamasının karekökü olarak tanımlı olup, yeniden yapılanmış (oluşturulmuş) olan EKG işaretinin, orijinaline ne derecede benzer olduğunun ölçüsü olarak kullanılmaktadır. PRD veri sıkıştırma algoritmalarının önemli karşılaştırma parametrelerinden bir diğeri olup, PRD' nin küçüklüğü algoritmanın başarı derecesini gösterir.

$$PRD=\sqrt{\frac{\sum_{i=1}^{n}\left[x(i)-\bar{x}(i)\right]^2}{\sum_{i=1}^{n}x(i)^2}}*100 \qquad \textbf{(4.2)}$$

5) Algoritmanın hızı ne kadar yüksekse , o oranda hızlı işlem yapabilir ve gerçek zaman çalışmaları gerçekleştirebilir.

Ekg işaretlerini sıkıştırmada dönüşüm teknikleri ve gerçek zaman algoritmalari kullanılmaktadır. Bu bölümde en sık kullanılan dönüşüm tekniklerinden ayrık kosinüs dönüşümü(AKD) ve ayrık dalgacık dönüşümü(ADD), gercek zaman algoritmalarindan zoi(zero order interpolator), amplitude zone time epoch coding(AZTEC), iyileştirilmiş AZTEC, dönüm noktası(turning point TP), scan along polygonal approximation(Sapa1-fan), SAPA-2 algoritmaları incelenmiş ve performansları gösterilmiştir. Ekg işareti olarak MIT-BIH [4] aritmi verilerinden (Beth Israel Hospital) normal ekg vurusu, L tipi vuru, R tipi vuru ve P tipi vurular incelenmiştir. işaretler 360Hz' de örneklenmiş olup normal 11bit yaklaşık 10mV çözünürlüğe sahip verilerdir. Şekil 4.1' de ekg vuruları görülmektedir.



Şekil 4.1 : Ekg vuruları, a) Normal vuru, b) P tipi vuru, c) R tipi vuru d) L tipi vuru

Gerçek zaman algoritmaları ve dönüşüm teknikleri ile sıkıştırmada N tipi vuru ve P tipi vuru ile sıkıştırma algoritmaları gerçeklenmiştir.

4.1 Dönüşüm Teknikleri ile Sıkıştırma

Dönüşüm teknikleri işaret sıkıştırmada yaygın olarak kullanılmaktadır. İşarete dönüşüm teknikleri uygulanarak işarete ait bilginin daha az veriyle temsil edilmesi amaçlanır. İşaretten belli periyotta örnek alınarak dönüşüm işlemi gerçeklenir (bu çalışmada R-R tepeleri arasındaki örnek sayısı kadar örnek alınmıştır). Bu çalışmada literatürde en sık kullanılan dönüşüm tekniklerinden ayrık kosinüs dönüşümü (AKD) ve ayrık dalgacık dönüşümü (ADD) incelenmiştir.

4.1.1 Ayrık Kosinüs Dönüşümü(AKD) İle Sıkıştırma

Fourier dönüşümü literatürde sıkça kullanılmaktadır. Ancak dönüşüm, sanal katsayılar üretmektedir. Ayrık kosinüs dönüşümü ise reel katsayılar vermektedir ve bu katsayılar Fourier katsayılarına göre daha büyük enerji sıkıştırma yeteneğine sahiptir.

$$C_x(k)=\begin{cases}\displaystyle\sum_{n=0}^{N-1} 2.x(n).Cos\left(\frac{\pi}{2N}k(2n+1)\right) & 0\le k\le N-1\\ 0 & \text{aksi taktirde}\end{cases}$$

$$x(n)=\begin{cases}\displaystyle\frac{1}{N}\sum_{n=0}^{N-1} w(k).Cx(k).Cos\left(\frac{\pi}{2N}k(2n+1)\right) & 0\le n\le N-1\\ 0 & \text{aksi taktirde}\end{cases}$$

$$w(k)=\begin{cases}\displaystyle\frac{1}{2} & k=0\\ 1 & 1\le k\le N-1\end{cases}$$

(4.3)

Denklemde x giriş işaretini, Cx ise ayrık kosinüs dönüşümüne ait katsayıları temsil etmektedir. Dikkat edilecek olursa yeni dönüşümde Fourier dönüşümünde görülen $e^{-j2\pi kn/N}$ terimi yerine $\text{Cos}(\pi k(2n+1)/ 2N)$ terimi gelmiştir. $e^{-j2\pi kn/N}$ terimi, reel ve sanal olmak üzere iki bileşenin toplamı şeklinde ifade edilmektedir. Yeni dönüşümde sanal katsayılar bulunmaması bellekten kazanç olarak düşünülebilir. Kosinüs dönüşümünde en belirgin özellik, işarete ait enerjinin büyük bir bölümünün ilk katsayılara yığılma göstermesidir. Bu sayede işaret, ilk birkaç katsayıyla (yani daha az parametre ile) temsil edilebilmektedir. Kosinüs dönüşümü, enerji yoğunlaştırma özeliğinden dolayı görüntü ve işaret sıkıştırma konusunda sıkça kullanılmaktadır[5]. Ekg işaretlerini AKD ile sıkıştirmada izlenen yol aşağıda adım adım belirtilmiştir.

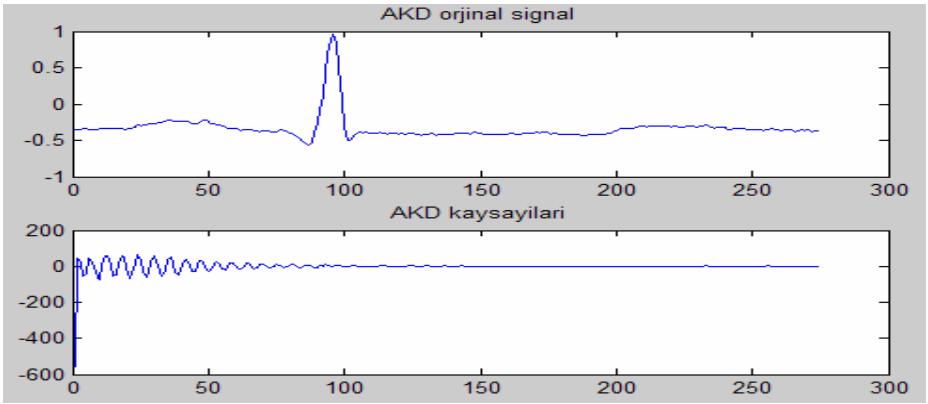
1. Ekg işaretinden belli periyotta ornekler alınır.(64, 128, 256 örnek…).

2. Bu örnek kümesine AKD uygulanır ve katsayılar bir alfa katsayısıyla çarpılarak normalizasyon gerçeklenir.

3. İşaretin enerjisi ilk AKD katsayılarında yoğunluk göstereceği için yüksek indeksli katsayı seviyelerinde enerji sıfıra yaklaşacaktır. Bu yüzden sıfıra yakın değerler için bir eşik değeri uygulanarak sıfıra yakınlığı karşılaştırılır, eğer değer eşik değerinin içinde ise sıfıra eşitlenir. Böylece AKD'nin yüksek indeks katsayıları sıfır olacaktır. Belirlenen eşik seviyesine kadar olan katsayılar (düşük seviye katsayıları) transfer edilir.

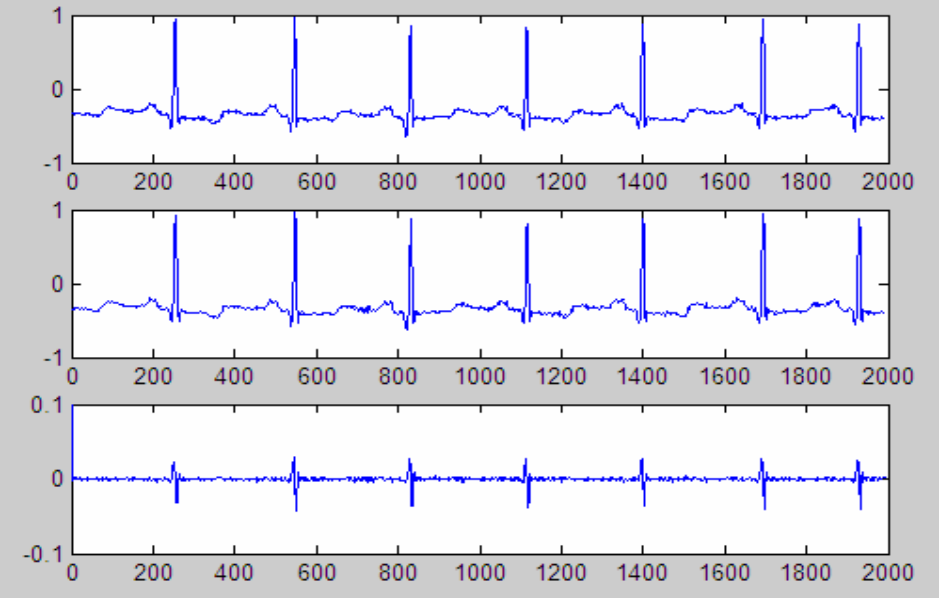
4. Transfer edilen katsayılar alıcı kısımda alındıktan sonra, başlangıçta dönüşüm için belirlenen örnek sayısı kadar katsayı olacak şekilde geri kalan katsayılar sıfır yapılır.

Şekil 4.2'de ekg işareti ve ona ait AKD katsayı grafiği görülmektedir. AKD katsayı grafiğinde işaretin enerjisi düşük enerji seviyelerinde yoğunlaşmış, katsayı seviyesi arttıkça enerji sıfıra yaklaşmıştır.



Şekil 4.2 : EKG işareti ve AKD katsayı Grafiği

Değişik eşik değerleri uygulanarak bu sıfıra yakın katsayılar sıfır yapılmıştır. Şekil 4.3'te eşik değeri ε=5 için normal ekg vurusu için yapılan sıkıştırma sonrası tekrar dönüşüm sonucu elde edilen grafik görülmektedir.



Şekil 4.3 : ε=5 için AKD grafiği a)Orijinal işaret b)Sıkıştırılmış İşaret c)Hata

Ayrıca değişik eşik değerleri için AKD performansları incelenmiş ve Tablo 4.1'de gösterilmiştir.

Tablo 4.1 : AKD Sıkıştırma Performansı

EKG işareti	CR			PRD(%)		
	ε=5	ε=10	ε=20	ε=5	ε=10	ε=20
Normal vuru	3.1	4	5.2	1.4	1.5	1.7
P tipi vuru	2.6	3.2	4.7	0.9	1	1.2
L tipi vuru	6	8	9	0.9	1	1.4
R tipi vuru	4.2	4.3	4.5	0.8	0.8	0.9

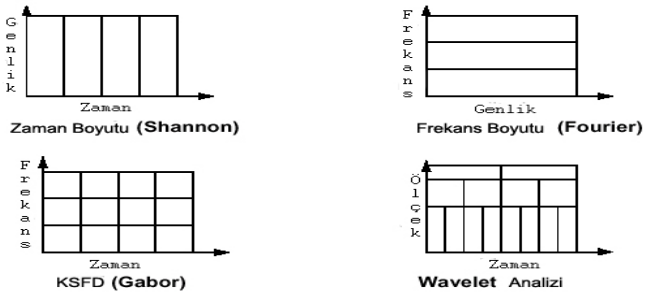
Tabloya dikkat edilecek olursa eşik değeri artınca AKD katsayılarında daha fazla sıfır oluşacağı için sıkıştırma oranı artmış, fakat hatayı gösteren PRD değerinde de artışlar olmuştur.

4.1.2 Dalgacık(Wavelet) Dönüşümü

Dalgacık dönüşümü işaretin hem zaman hemde frekans spectrumu hakkında bilgi vermesi sebebiyle işaret işlemede oldukça sık kullanılmaktadır.

4.1.2.1 Dalgacık Analizi

Dalgacık analizi yeni bir yaklaşım sağlar. Dalgacık analizi düşük frekanslarda uzun aralıklı, yüksek frekanslarda ise kısa zaman aralıklı pencereleme yapmamızı sağlar. Şekil 4.5'te zaman ve frekans domeininde bu pencerelemenin iki dönüşüm içinde nasıl olduğu görülmektedir[6,8].



Şekil 4.4 : Dönüşümlerin ölçekleme pencereleri

Şekil 4.4'de fark edildiği üzere dalgacık analizi zaman-frekans bölgesinin yerine zaman, ölçek bölgesini kullanır. Bir dalgacık sınırlı süreklilikte ortalama değeri 0 olan bir dalga şeklidir. Fourier analizinin ana fonksiyonu olan sinüs ile dalgacık dalgasını karşılaştırırsak şunları görürüz: Sinüs sınırlı sürekli değildir, eksi sonsuz ile artı sonsuz arasında sonsuz salınır, düzgün ve tahmin edilebilirdir. Dalgacık ise düzgün değildir ve asimetriktir. Sekil 4.5'de sinüs ve dalgacık işareti gösterilmiştir.



sinüs dalgası dalgacık (DB)

Şekil 4.5 : Sinüs ve Dalgacık İşareti

Fourier analizi bir işaretin farklı frekansları için dağıtılmış sinüsler toplamıdan oluşur. Benzer bir şekilde dalgacık analizide orijinal dalgacığın kaydırılmış, ölçeklenmiş halinin işaret içine dağılmış halidir. Yalnızca sinüs ve dalgacık işaretlerine bakarak bile ani değişimlere sahip bir işareti analiz etmede asimetrik dalgacığın daha iyi sonuçlar vereceğini düşünebiliriz. Ayrıca lokal durumlar içinde dalgacık işaretinin daha başarılı olabileceğini görebiliriz.

4.1.2.2 Sürekli Dalgacık Dönüşümü

Matematiksel olrak Fourier analizi fourier dönüşümü ile gerçeklenir.

$$F(\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} f(t) e^{-j\omega t} dt, \tag{4.4}$$

Bu dönüşümün sonuçları Fourier katsayılarıdır. Buna benzer şekilde sürekli dalgacık dönüşümü (SDD) de bütün zamanlarda orijinal işaretin ölçeklenmiş, kaydırılmış dalgacık ile çarpımlarının toplamdır. Şekil 4.6a' da işaretin fourier bileşenleri görülmektedir.



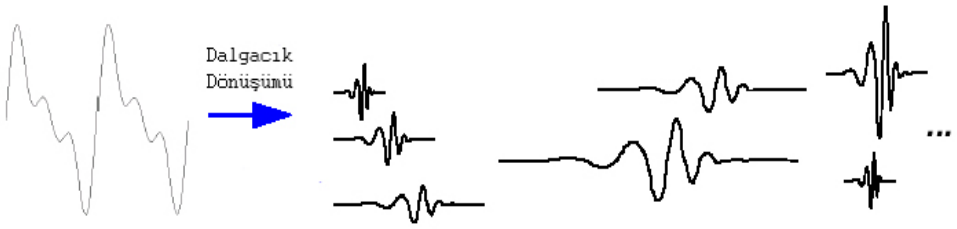
işaret farklı frekanslarda sinüzoid bileşenler

Şekil 4.6a : Fourier Bileşenleri

SDD'nin sonuçları birçok dalgacık katsayılarını oluşturur. Bunlar ölçekleme ve posizyonların bir fonksiyonudur. Her katsayıyı uygun kaydırılmış ve ölçeklenmiş dalgacıklarla çarparak yeniden iyi bir verimle orijinal işarete ulaşabiliriz.

$$C(scale, position) = \int_{-\infty}^{\infty} f(t)\psi(scale, position, t)dt \tag{4.5}$$

Şekil 4.6b' de işaretin dalgacık bileşenleri görülmektedir.



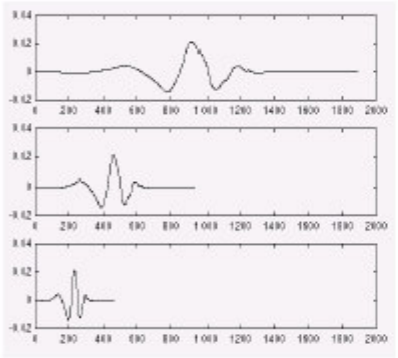
işaret farklı yer ve ölçeklerde dalgacık bileşenleri

Şekil 4.6b : Dalgacık Dönüşümü Bileşenleri

4.1.2.3 Ölçekleme ve Kaydırma

Daha önceden dalgacık analizinin, işaretin bir zaman-ölçek görünüşü olduğundan bahsetmiştik. Şimdi kaydırma ve ölçeklemeden bahsedeceğiz. Bir dalgacığın ölçeklenmesi basit anlamda onun sıkıştırılması yada genişletilmesidir. Ölçeklemeden bahsedilirken ölçekleme değerinden bahsedilir ve genel olarak *a* olarak gösterilir.[6]

Ölçek değeri dalgacıklarda da aynı şekilde işler. Dalgacık analizinde de ölçek işaretin frekansıyla ilişkilidir. Şekil 4.7'de dalgacığın ölçeklenmesi görülmektedir.



$$f(t) = \psi(t) \quad ; \quad a = 1$$

$$f(t) = \psi(2t) \quad ; \quad a = \frac{1}{2}$$

$$f(t) = \psi(4t) \quad ; \quad a = \frac{1}{4}$$

Şekil 4.7 : Dalgacığın Ölçeklemeleri

Bir dalgacığı kaydırma basitçe onu geciktirme yada hızlandırma olarak görülebilir. Bir işareti geciktirme f(t), f(t-k) olarak gösterilir. Şekil 4.8'de bu kaydırma işleminin etkisi görülmektedir.



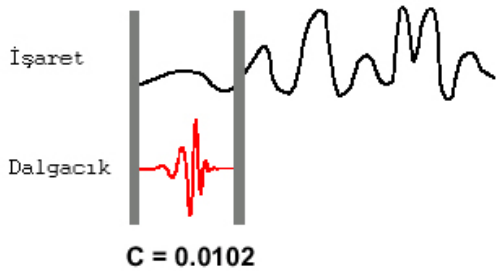
Şekil 4.8 Dalgacık Fonksiyonunun Zamanda Kaydırılması

Sürekli dalgacık dönüşümü bir işaretin tüm zamanlarında kaydırılmış ve ölçeklenmiş bir dalgacık ile çarpımıydı ve bu çarpım sonucu dalgacık katsayıları ortaya çıkıyordu. Bunu 5 kolay adımda gerçekleştirelim:

1. Bir dalgacık alalım ve bunu işaretin ilk kısmı ile karşılaştıralım.

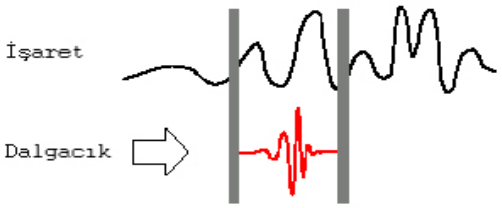
2. Dalgacığın işaretin bu kısmı ile ne kadar ilintili olduğuna dair bir C katsayısı hesaplayalım ve bu katsayıyı not alalım. (Daha yüksek C katsayısı daha benzer anlamına gelecektir.)

Bu çarpım sonucu şekil 4.9'da görülmektedir.



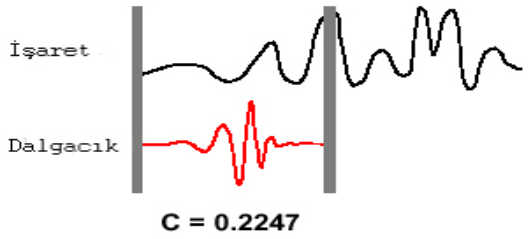
Şekil 4.9 : Dalgacığın Orijinal İşaretin İlk Kısmı İle Karşılaştırması

3. Dalgacığı sağa kaydıralım ve bir ve ikinci adımı tekrarlayalım. Sonra tüm işareti tarayana kadar bu işlemi tekrarlayalım. Kaydırma işlemi şekil 4.10a'da görülmektedir.



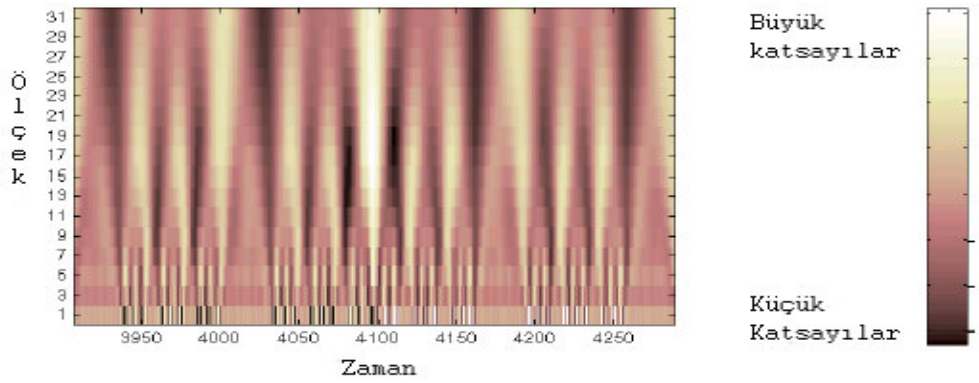
Şekil 4.10a : Dalgacığın Kaydırılarak Karşılaştırılması

4. Dalgacığı yeniden ölçekleyelim (uzatalım) ve adımları birden üçe tekrarlıyalım.



Şekil 4.10b Dalgacığın Yeni Ölçeklenmiş Halinin Karşılaştırması

5. 1' den 4' e kadar tüm adımları tüm ölçekler için tekrarlayalım. Bütün bunları tamamladığımızda elimizde işaretin farklı kısımlarına ait farklı ölçeklerde farklı katsayılar oluşacaktır. Bunları şu şekilde gösterelim: x ekseni zaman y ekseni ise ölçek olan bir tablo yapalım ve x-y koordinatlarına dalgacık katsayılarını renk bazlı atayalım. Elimizde oluşan bu tablo grafik ara yüzüyle oluşan dalgacık katsayıları olacaktır. Şekil 4.11'de ölçek ve zamana bağlı katsayı grafiği görülmektedir.



Şekil 4.11 : Dalgacık Katsayıları

Sürekli dalgacık dönüşümünün katsayıları kesinlikle bize işaretin zaman-ölçek görünüşünü çıkarır. Bu bilgi bize işaretinin fourier görünüşlerinden farklı bir görünüş sağlar.

Şekil 4.11' de y ekseninde gözüken ölçek değerlerine dikkat edersek 1' den 31' e gitmektedir. Yüksek ölçek daha uzatılmış dalgacık anlamına gelir. Daha fazla uzatılmış dalgacık daha kaba ölçülmüş, yayılmış katsayılar verir.

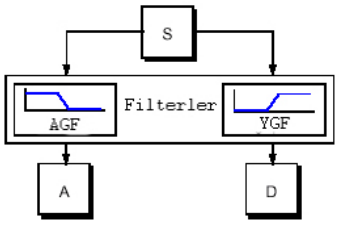
Ölçek ile frekans arasındaki ilişki aşağıda verilmektedir:

- düşük ölçek -> sıkıştırılmış dalgacık -> hızla değişen detaylar -> yüksek (w) frekans bileşenleri
- Yüksek ölçek -> yayılmış dalgacık -> yavaş değişiklikler -> düşük frekans bileşenleri

4.1.2.6 Ayrık Dalgacık Dönüşümü (ADD)

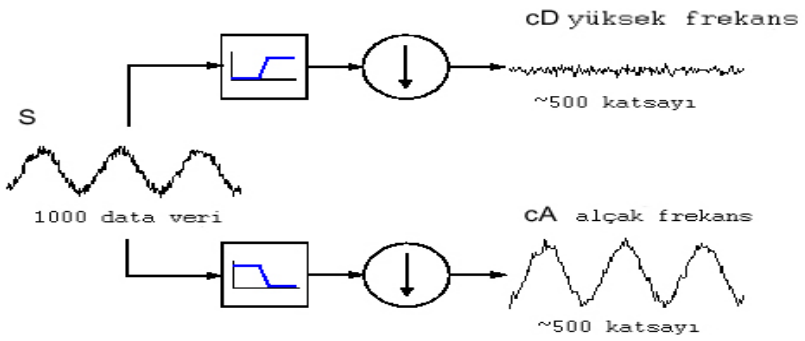
Bütün dalgacık katsayılarını her ölçek için hesaplama oldukça büyük miktarda bir işe ve gereksiz bol miktarda da bilgiye sebep olacaktır. Ayrık dalgacık dönüşümünde ölçek ve pozisyonların bir alt kümesi (2'nin katları) ile çalışarak önceki kadar hatasız ve efektif bir analiz elde edilir [6,9].

Birçok işarette düşük frekans bileşenleri en önemli bölümdür. Bu kısım işaretin ana fikrini verir. Diğer taraftan yüksek frekans bileşenleri önemli farklılıkları içerir. İnsan sesini düşünelim: Eğer yüksek frekans bileşenlerini alacak olursak ses farklılaşır ancak biz halen ne söylendiğini algılarız. Ancak düşük frekans bilgilerini aldığımızda duyduğumuz anlaşılmaz seslerdir. Bu sebeple dalgacık dönüşümünde oldukça sık yaklaşıklık ve ayrıntı katsayılarından bahsedeceğiz. Yaklaşıklık katsayıları yüksek ölçek, düşük frekans bileşenlerdir. Ayrıntı katsayıları düşük ölçek, yüksek frekanstadırlar. Filtreleme işlemi basitçe Şekil 4.12'de ki gibidir.



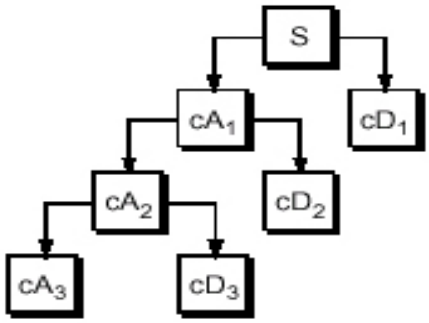
Şekil 4.12 : ADD' de Filtreleme

Orijinal işaret iki filtreden geçer ve iki işarete dönüşür. Şayet biz bunu gerçek bir sayısal işarete uygularsak başladığımızdan çifter fazla veriyle karşı karşıya kalırız. Örneğin 1000 örnekten oluşan S işaretini alalım. Filtreden sonra yaklaşım ve detay işaretleri 1000'er veriye sahip olacaktır. Bu problemi çözmek için *aşağı örnekleme* işlemi uygulanır. Daha iyi bir sonuç için tek seviyeli ADD' yi uygulayalım ve bunun için yüksek frekans gürültüleri içeren tam bir sinüs işareti ele alalım. Şekil 4.13'de bu işlemin şematik görünüşü görülmektedir.



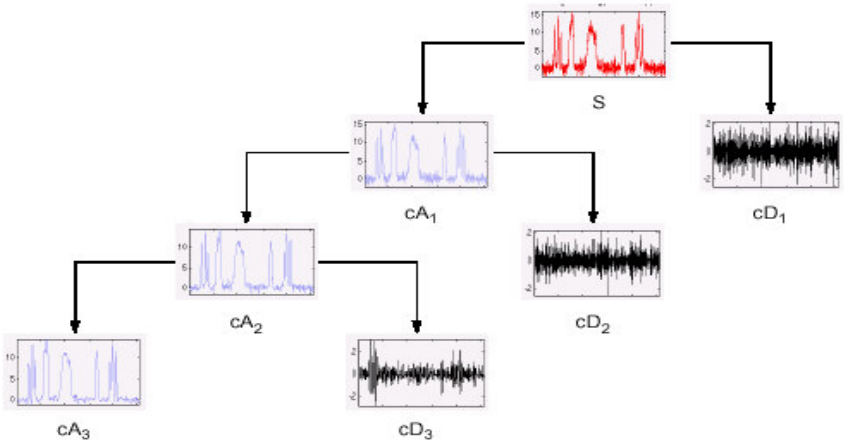
Şekil 4.13 : Sinüs İşaretinin Tek Seviyeli ADD' si

Ayrıştırma işlemi tekrarlanarak sürdürülebilir. Böylelikle bir işaret birçok düşük çözünürlüklü bileşene ayrılır. Bu işleme *dalgacık ayrıştırma ağacı* denir. Şekil 4.14'te ayrıştırma ağacı görülmektedir.



Şekil 4.14 : Dalgacık Ayrıştırma Ağacı

İşaretin dalgacık ayrıştırma ağacı bizlere değerli bilgiler sağlar. İşaretin hangi zaman aralığında nasıl bir frekansa sahip olduğu hakkında bilgiler verir. Şekil 4.15'te işarete ait ayrıştırma ağacı görülmektedir.

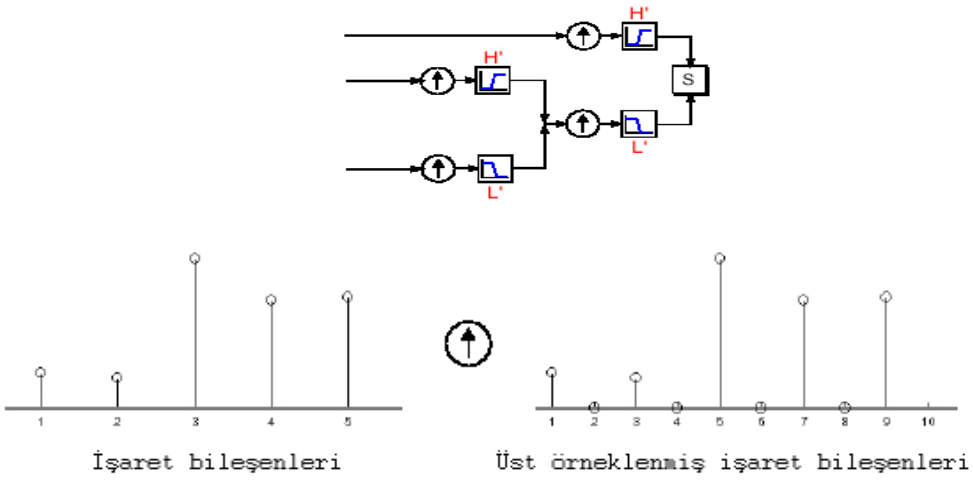


Şekil 4.15 : Dalgacık Ayrıştırma Ağaç İçerikleri

Teoride ayrıştırma işlemi sınırsız bir şekilde sürdürülebilir. Ancak gerçekte bu işlem tek bir veriye varılana kadar devam edecektir. Pratikte işaretin doğasına uygun bir seviyeye kadar veya uygun bir eşik değerine kadar devam ettirilir.

4.1.2.7 Ters Dalgacık Dönüşümü

Dalgacık analizi filtreleme ve aşağı örnekleme yapıyordu burada ise ters dönüşümde yukarı örnekleme ve filtreleme kullanılır. Yukarı örnekleme örnekler arasına sıfır sokulması ile yapılır. Şekil 4.16'da ters dönüşüm şeması ve işaret üst örneklemenin yapım şekli görülmektedir.[6]



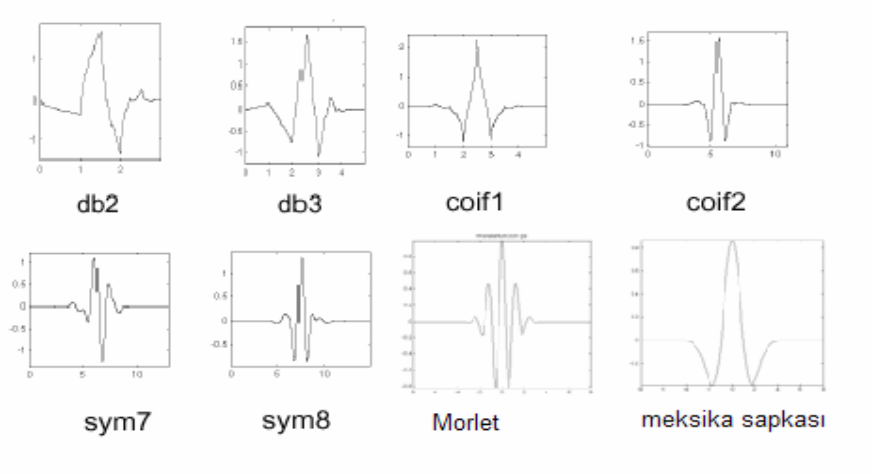
Şekil 4.16 ADD Ters Dönüşüm Şeması ve İşaret Üst Örnekleme

Orijinal işaretin ayrıntı ve yaklaşıklık katsayı bileşenleriyle yeniden kurulabileceğini gördük. Ters dönüşümün ayrıntı ve yaklaşıklık sonuçları orijinal işaretimizin gerçek yapı taşlarıdır. Gerçekte işaretimizi bu ikisinin toplamından buluruz.

$$A_1 + D_1 = S \qquad \textbf{(4.6)}$$

Bu tekniğin çok seviyeli analize uygulaması ile tüm ters dönüşümlerde benzer bir ilişkiye ulaşırız. Orijinal işarete ulaşmada birçok yol önümüze açılır.

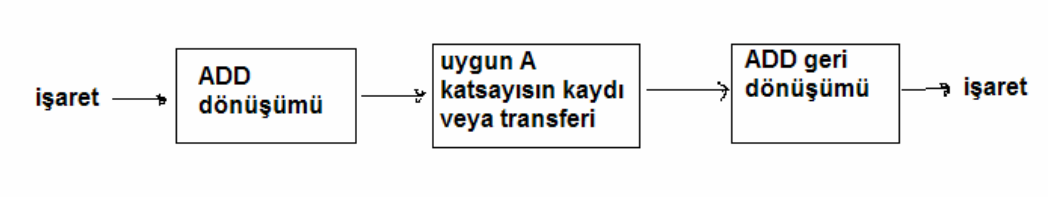
Dalgacık dönüşümünde Doğru filtre seçiminin öneminin yanında dalgacık şeklide analizde önemli bir rol oynar. Bu nedenle değişik dalgacıklar denenerek en iyi sonuç veren dalgacık kullanılmalıdır. Değişik dalgacık tipleri olarak; Daubechies, Biorthogonal, Coiflets, Symlets, Morlet ve Meksika şapkasını örnek verebiliriz. Şekil 4.17'de bazı dalgacıklar gösterilmiştir.



Şekil4.17 : ADD' de Kullanılan Bazı Dalgacık Tipleri

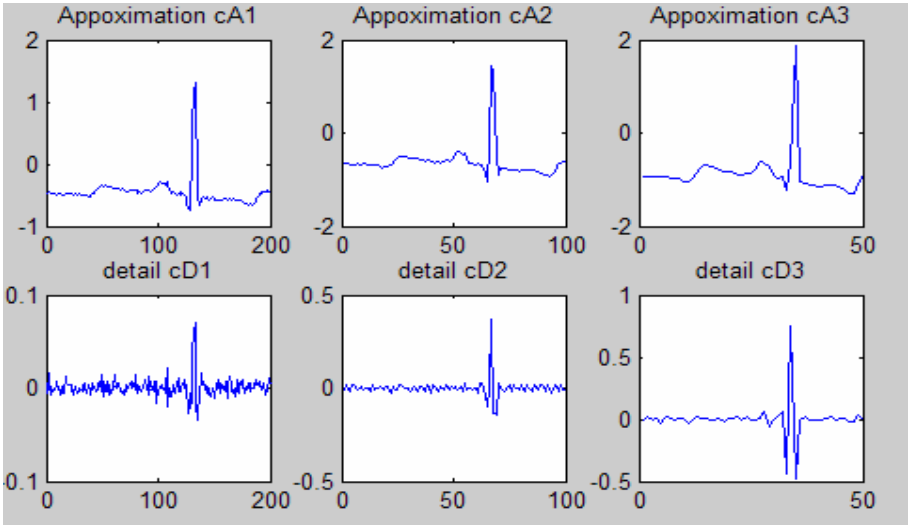
4.1.2.8 ADD İle Ekg İşaretlerinin Sıkıştırılması

Ayrık dalgacık dönüşümüyle ekg işaretlerini sıkıştırmada amaç, alt örnekleme gruplarından A2, A3,A4 gibi işarete dair yaklaşıklıkları veren verilerin işaretin yerine gönderilmesini veya saklanmasını amaçlar. Böylece işaret daha az örnekle temsil edilip bu katsayılara tekrar geri dönüşüm uygulandığında orijinal işarete benzer işaret elde edilecektir [10]. Sekil4.18'de ADD ile sıkıştırma blok diyagramı görülmektedir.



Şekil 4.18 : ADD ile Sıkıştırma Blok Diyagramı

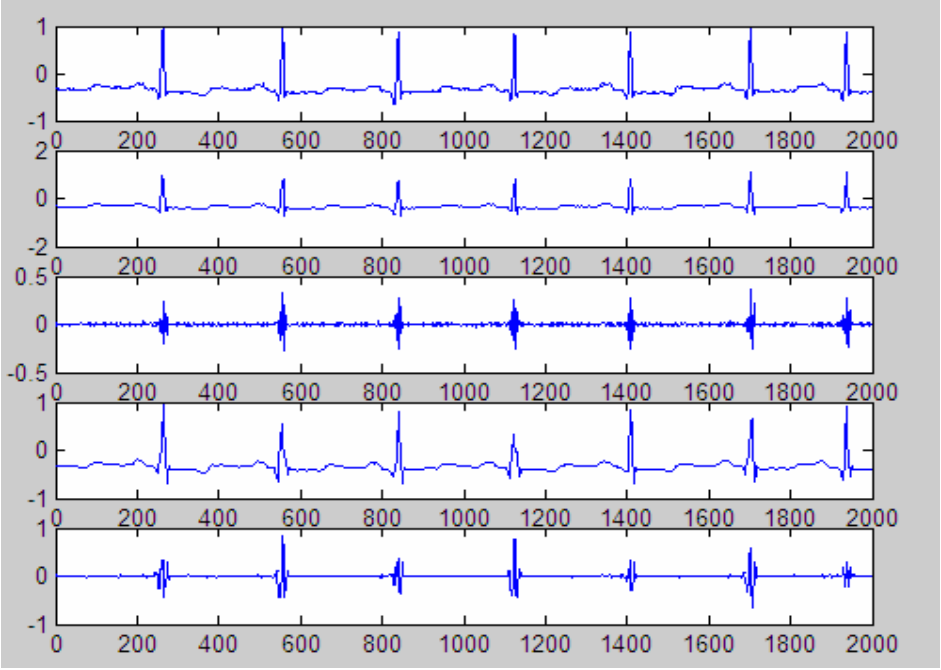
Bu çalışmada A2 ve A3 yaklaşıklık katsayıları ayrı ayrı alınarak daubechies2 symlets5 ve coiflets4 dalgacıkları için ekg işaretinin ADD ile sıkıştırma performansı incelenmiştir. Şekil 4.19'da normal EKG vurusuna ait daubechies2 dalgacığı için A1,A2,A3,d1,D2,D3 grafikleri gösterilmiştir. Görüldüğü gibi birinci alt örneklemede(A1,D1) örnekleme frekansı yarıya düşmüş, ikinci alt örneklemede(A2,D2) örnekleme frekansı ¼'e düşmüş, üçüncü alt örneklemede ise (A3,D3) örnekleme frekansı 1/8'e düşmüştür. Özellikle yaklaşıklık A1, A2 ve A3 grafiklerine bakılacak olursa ekg işaretinin özüne dönük çok fazla bir değişiklik olmadığı görülmektedir.



Şekil 4.19 : ADD Yaklaşıklık ve Ayrıntı katsayı grafikleri

Ekg işaretleri düşük frekansta işaretler olduğu için yaklaşıklık(A) katsayıları çok fazla işarette bozulma meydana getirmeyecektir. A2, A3 gibi alt örneklemelerde örnek sayısı ¼ ve 1/8' e düşeceği için işaretin kendisi yerine bu yaklaşıklık katsayılarının kullanımı iyi bir sıkıştırma sağlayacaktır. Bu yaklaşıklık katsayıları ile ters dönüşüm yapılarak üst örnekleme yapıldığında orijinal işarete benzer ekg işareti elde edilecektir. Bu yeniden oluşturulan işaret ile orijinal işaret arasındaki fark

aslında ayrıntı(D) katsayılarının alınmamasından kaynaklanacaktır. Şekil 4.20'de orijinal normal ekg işareti ile A2 ve A3 katsayıları kullanılarak ters dönüşüm uygulanarak elde edilen ekg işareti ve farkları görülmektedir. Grafiğe dikkat edilecek olursa işaretteki bozulmaların yüksek frekanstaki QRS bölgesinde yoğunlaştığı görülmektedir.



Şekil 4.20 : EKG İşaretini ADD ile sıkıştırma sonucu, a)Normal vuru, b) N vuru, ADD A2 dönüşümü, c) N vuru, A2 hata, d) N vuru, ADD A3 dönüşümü, e) N vuru, A3 hata

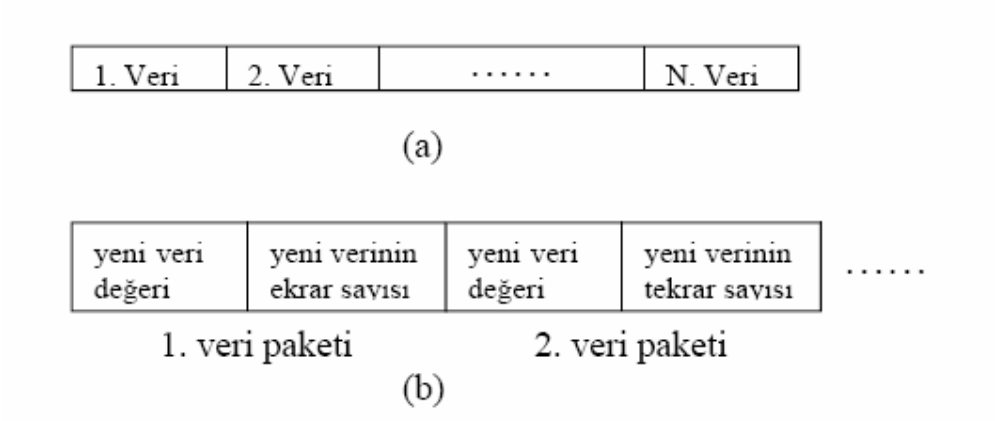
Ayrıca tablo 4.2'de normal ekg işareti ve P tipi vuru için A2 ve A3 katsayılarına ve farklı dalgacık şekillerine bağlı olarak elde edilmiş sıkıştırma oranları(CR) ve hata(PRD) sonuçları gösterilmiştir.

Tablo 4.2 : ADD sıkıştırma performansı

EKG işareti	CR			PRD(%)		
	Db2	Coif4	Sym5	Db2	Coif4	Sym5
Normal vuru						
A3	8	8	8	2.1	2	1.9
A2	4	4	4	0.9	0.5	0.6
P tipi vuru						
A3	8	8	8	1.1	0.8	0.94
A2	4	4	4	0.5	0.4	0.38

4.2 Gerçek Zaman Algoritmaları İle Sıkıştırma

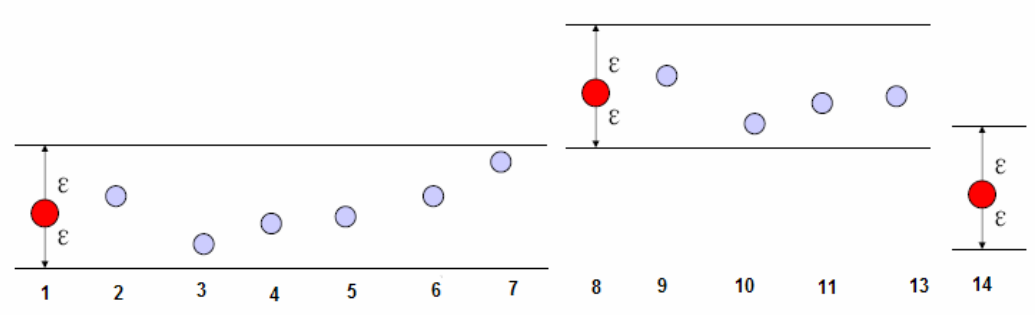
Gerçek zaman algoritmaları ile sıkıştırmada tekrar uzunluğu ile kodlama yapılmıştır**.** Amacı işaret içindeki tekrarların kodlanarak (paketlenerek) saklanması şeklinde özetlenebilir [7]. İşaretin ilk değeri alınır (okunur) ve bu değer için iki bellek alanı açılır. Bu iki bellek alanını bir veri paketi şeklinde düşünelim. Şekil 4.21'de bir veri için düzenlenen paket yapısı gösterilmektedir. Paketin ilk alanına işaretin değeri, ikinci alanına ise işaretin tekrar sayısı yazılacaktır. Bu durumda ilk bakışta işaret içindeki her veri değeri için iki bellek alanı (Bir paket) açıldığı görülür. Ancak bu paketler (bellek alanları) bir anda tüm veriler için açılmaz; bu alanlar başlangıçtan itibaren okunan verilere göre oluşturulmaktadır. Doğal olarak işaret üzerinde hiç bir tekrarın olmaması durumunda sıkıştırılmış işaret için boyut iki katına çıkacaktır. İşaret üzerinde çok sayıda tekrarın bulunması ve bellek alanlarının başlangıçtan itibaren okunan veriye göre oluşturulması, sıkıştırma oranının birden büyük değerler almasına neden olacaktır. Gerçek zaman algoritmalarından Zoi, Aztec, iyileştirilmiş Aztec, Sapa1 ve Sapa2 algoritmaları incelenmiştir.



Şekil 4.21 : Tekrar Uzunluğu Koşturumu. a)orijinal veri b)sıkıştırılmış veri yapısı

4.2.1 Zoi (Zero Order Interpoletor):

Bu algoritma tekrar uzunluğu koşturumu ile kodlama yaparak sıkıştırma yapmayı sağlar. Şekil 4.22' ye bakarak aşağıda algoritmanın adım adım işleyişi anlatılmıştır.



Şekil 4.22 : Zoi Sıkıştırma Şekli

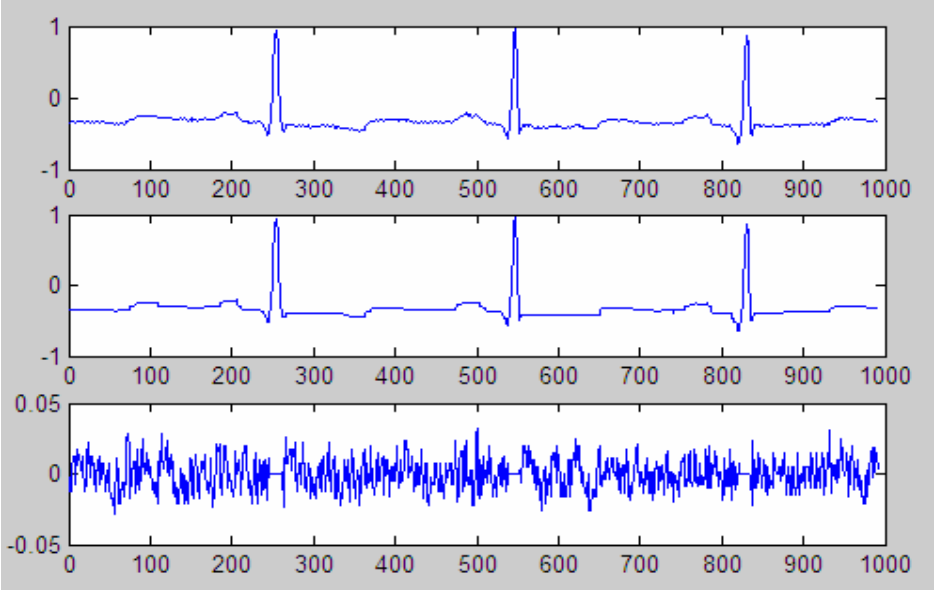
Zoi Algoritması:

- Birinci veri başlangıç olarak alınır ve birinci veriyle belirlenen eşik değeri dışında kalan veriye(8. veri) kadar olan ardışık veri kümesi belirlenir.
- kümedeki örnek sayısı ve kümedeki örneklerin ortalaması xavrg kaydedilir. (xavrg,7)
- Bu kümenin dışında kalan veri (8.veri) yeni başlangıç noktası olarak alınır ve eşik değeriyle yeni sınır oluşturularak yukarıdaki iki adım herhangi bir veri sınırın dışına çıkana kadar devam eder.
- Şekil 4.22'de birinci düzlemde 7 örnek, ikinci düzlemde 5 örnek bulunmaktadır. Bu iki düzlemin zoi veri transferi; (xavrg,7), (xavrg,5) şeklinde olacaktır.
- Tekrar geri dönüşüm yapılırken her defasında iki alan (xavrg ve veri sayısı) alınarak veri sayısı kadar xavrg kaydedilir.

Yeniden yapılanma algortiması:

Sıkıştırılmış veri (x,k) veri çiftleri dizisinden oluşmuştur.Her çift çizginin genlik ve uzunluğunu belirtir. Örneğin:(42,5)= 5 adet 42 birim genlikli örnekten oluşan çizgiyi temsil etmektedir. (42,42,42,42,42).

Şekil 4.23' de eşik değeri e=0.03 için zoi sıkıştırma performansı görülmektedir.



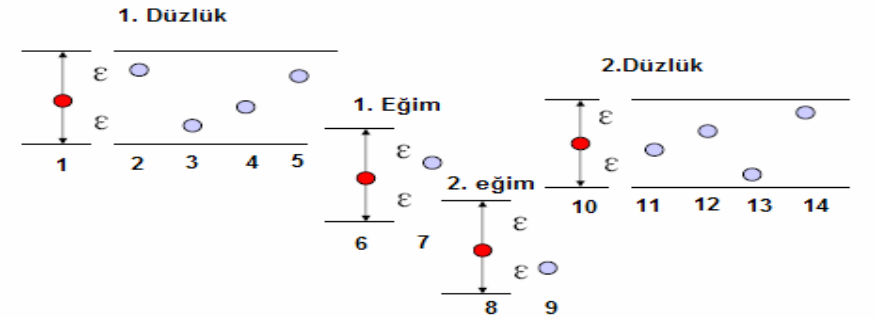
Şekil 4.23 : Zoi Sıkıştırma Grafiği. a) orijinal işaret b)sıkıştırılmış işaret **c)** hata

Tablo 4.3 : Zoi Sıkıştırma Performansı

EKG işareti	CR			PRD(%)		
	ε=0.01	ε=0.03	ε=0.05	ε=0.01	ε=0.03	ε=0.05
Normal vuru	1.3	3.7	4.8	0.6	2.6	4
	ε=0.01	ε=0.03	ε=0.05	ε=0.01	ε=0.03	ε=0.05
P tipi vuru	0.7	1.2	1.3	0.2	1	1.7

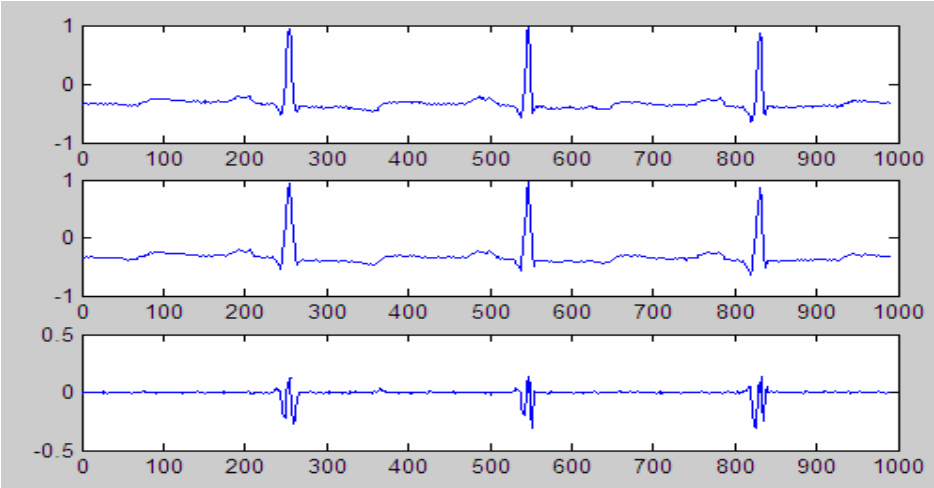
4.2.2 AZTEC (“Amplitude Zone Time Epoch Coding”)

AZTEC algoritması, zoi algoritmasına ek orijinal EKG örnek noktalarını yatay ve eğimli çizgilere dönüştürür. AZTEC düzlüğü (yatay çizgiler), sıfırıncı mertebe interpolatörü (zoi) kullanılarak üretilir. Her düzlüğün bellekte saklanan değerleri, düzlük içinde kalan örneklerin ortalaması ve uzunluğudur. Bir AZTEC eğiminin başlaması için, eşik kapsamındaki örnek sayasının 3 den az olması lazımdır. (Şekil4.24). eğer eşik kapsamındaki örnek sayısı 3’ den az ise örnek sayısı ve eğimin bitiş noktasının genliği kaydedilir. İşaretin yeniden yapılanması , AZTEC düzlük ve eğimlerine ait veri noktalarının ayrık dizilere açılmasıyla elde edilir [3,11].

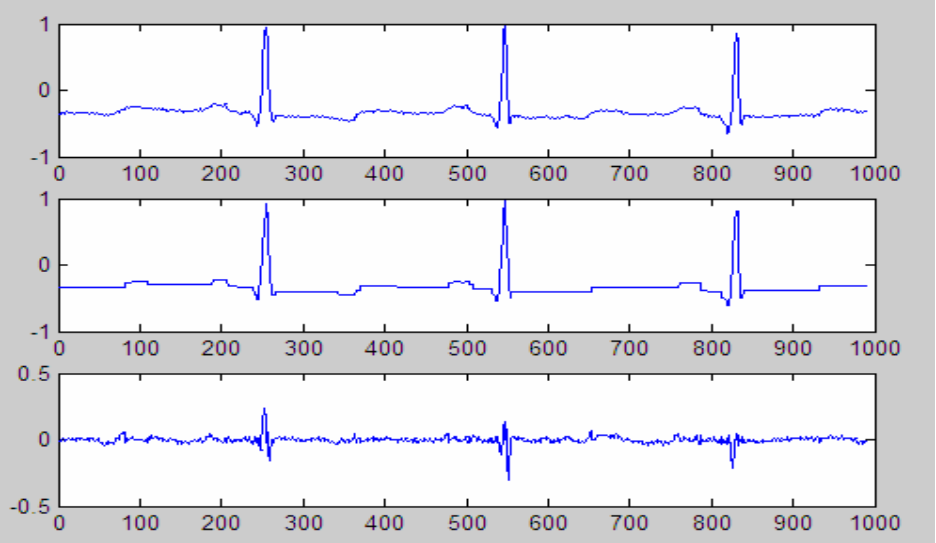


Şekil 4.24 : AZTEC Sıkıştırma Şekli.

Şekil 4.24' e bakılırsa birinci düzlük içinde 5 veri olduğu için bu 5 verinin ortalaması ve veri sayısı (5) kodlanır. İkinci düzlükte 2 veri (6. ve 7. veri) olduğu için burası eğim olarak kabul edilir ve 7. verinin genliği ile veri sayısı (2) kodlanır. Üçüncü düzlükte de iki veri(8. ve 9. veri) olduğu için burası da eğim olarak kabul edilir ve 9. verinin genliği ile veri sayısı (2) kodlanır. 4. düzlükte 5 veri olduğu için burası düzlük olarak kabul edilir ve bu 5 verinin ortalaması ile veri sayısı (5) kodlanır. Geri dönüşüm yapılırken her defasında 2 alan alınır, birinci alan genliği ikinci alan veri sayısını gösterir. Eğer ikinci alan yani veri sayısı 2' den büyükse burası düzlük olarak kabul edilir ve zoi' de olduğu gibi veri sayısı kadar xavrg oluşturulur. Eğer veri sayısı 3' ten küçükse o zaman bu verin bir eğim olduğu kabul edilir ve eğim oluşturulur. Şekil 4.25a ve şekil 4.25b'te eşik değerleri e=0.01 ve e=0.05 için sıkıştırma performansı gösterilmiştir. Şekil 4.25b'te görüldüğü gibi eşik değerinin büyük seçilmesine bağlı olarak işarette ciddi bozulmalar meydana gelmiştir.



Şekil 4.25a: AZTEC sıkıştırma grafiği, a)orijinal işaret, b)AZTEC sıkıştırılmış işaret, c)hata



Şekil 4.25b: AZTEC Sıkıştırma Grafiği, a)orijinal işaret, b)AZTEC sıkıştırılmış işaret,c)hata

Tablo 4.4 : AZTEC Sıkıştırma Performansı

EKG işareti	CR			PRD(%)		
	ε=0.01	ε=0.03	ε=0.05	ε=0.01	ε=0.03	ε=0.05
Normal vuru	1.7	7	10.5	2.3	3.8	8
P tipi vuru	3	4.3	4.8	1.2	1.9	3.8
R tipi vuru	2	3.4	4.4	1.5	2.1	5.2
L tipi vuru	2.2	4	5.4	1.2	3.5	6.9

Yeniden yapılanan EKG deki süreksizliklerden ötürü AZTEC yüksek oranda veri azaltma sağlasa da (Tablo 4.4), kardiyologlar tarafından kabul edilebilecek düzeyde değildir.

4.2.3 İyileştirilmiş AZTEC

Bu algoritma işlenmemiş EKG verilerini alıp AZTEC algoritmasında olduğu gibi, kısa çizgiler üretir [2,12]. AZTEC' ten farkı ise eşik değerinin, işaretin durağanlaşmasına ve değişimlerine başlı olarak algoritma içerisinde adaptif olarak şekillenmesidir. Algoritmayı şöyle sıralayabiliriz.

a) Orijinal işaret örnek dizisi, xi(i=1,2,…) ile ve örneklerin maksimum ve minimum degerleri , x_{max} ve x_{min} ile belirtilsin . Başlangıç x_{max} ve x_{min} değerleri, ilk işaret örneği olan x1' e eşit kılınır. x2, x3 gibi sonraki örnekler, devamlı olarak x_{max} ve x_{min} değerleri ile karşılaştırılırlar. Eger yeni örnek x_{max}' tan büyük ise, bu örnek x_{max}' a atanır, eğer bu örnek x_{min}, den küçük ise x_{min}, a atanır. Bu durumlar dışında x_{max} ve x_{min} değerleri değiştirilemez. Bu işlem x_{max} - x_{min} farkının, T gibi bir eşik değerinden büyük olmasına kadar tekrar edilir.

b) Sözkonusu x_{max} - x_{min} > T koşulu sağlandığında, çizgi, (xavg,t) veri ikilisi kullanılarak kaydedilir. Burada xavg örneğinin hesaplanmış ortalama genlik değerini ve t ise çizginin uzunluğunu yani o bölgedeki örnek sayısını göstermektedir.

c) T eşiği , işaretin tabiatına bağlı olarak değiştirilir. Tabanhattı (baseline) gibi yavaş değişim gösteren düşük bilgi bölgelerindeki eşik degerleri ,P,T,ST,QRS, gibi hızlı değişim gösteren bölgelerdeki eşik değerlerinden daha yüksek olacaktır. Böylece algoritma bir çeşit kendinden adaptasyon içermektedir.

d) Böyle bir bilgi bölgesinden diğerine atlayabilmek için algoritma, gerçek zamanda bir takım istatistiki bilgileri hesaplar. Bunlar ortalama değer standart sapma üçüncü moment M' dir.

$$\bar{x} = \frac{1}{n}\sum_{i.=1}^{n} x \qquad \textbf{(4.7)}$$

$$\sigma = \sqrt{\frac{1}{n}\sum_{i=1}^{n}\left(x_i - \bar{x}\right)^2} \qquad \textbf{(4.8)}$$

$$\mathrm{M}=\left[\frac{1}{n}\sum_{i=1}^{n}\left(x_i - \bar{x}\right)^3\right]^{1/3} \qquad \textbf{(4.9)}$$

Standart sapma ve 3. moment hesapları, yavaş değişim bölgelerinden hızlı değişim bölgelerine geçişi, daha hassas olarak farketmek amacıyla hesaplanmaktadırlar.

e) Her örnekten sonra bir kriter fonksiyonu , KFk aşağıdaki şekilde hesaplanır.

$$CF_k=c_1(\sigma_k+M_k) \quad \textbf{(4.10)}$$

Daha sonra bu kriter fonksiyonuna dayanarak , devamlı yenilenecek şekilde eşik değeri hesap edilir.

$$T_k = T_{k-1} - c_2(CF_k - CF_{k-1})T_{k-1} \quad \textbf{(4.11)}$$

C1 ve C2 sabitleri, deneylerden edinilen tecrübeye göre, 1 ve 0.08 civarında seçilebilirler. Eşik değeride (Tmin, Tmax) gibi sınırlar arasında tutulabilir.

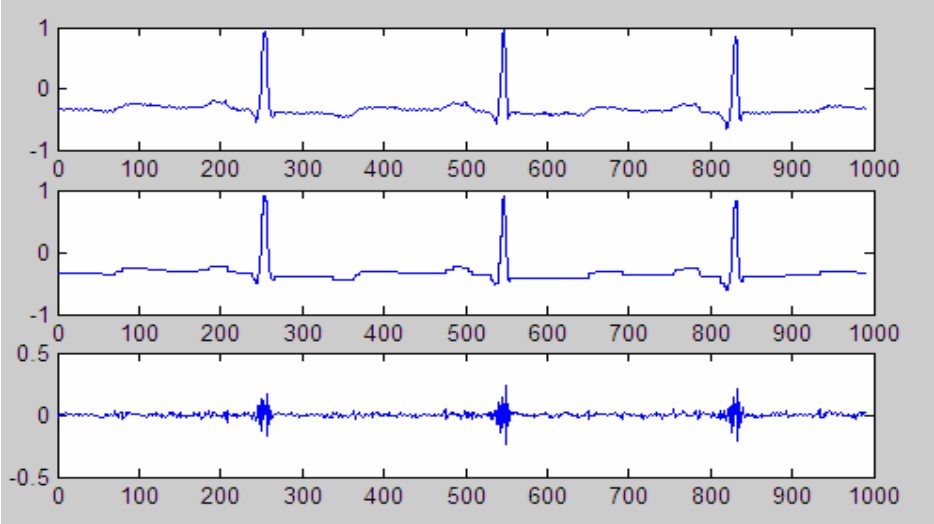
Böylece standart sapma veya 3. momentteki herhangi bir değişme, eşik değerine yansımış, yavaş değişim bölgeleri büyük eşik değerlerine sahip olmuş ve sıkıştırma oranı yükselmiş olacaktır. Sıkıştırma algoritması, belli bir başlangıç eşik değeri ile başlar ve sonra(4.10) ve (4.11) eşitlikleri, her örnekten sonra T' yi yenilemek amacı ile x_{max} - x_{min} > Tk oluncaya kadar hesaplanır. Belirtilen eşitsizlik koşulu sağlandığında (xavg,k) değerleri yardımıyla çizgi saklanır ve işlem devam eder. Algoritmayı şu şekilde ifade edebiliriz.

```
Başla;
 xmin, xmax' ı x0' a set et;
 xavg0, σ0, M0, 0' a set et;
set T0;
 do while (ECG veri devam ettiği sürece)
 do (k=1,k++,while xmax- xmin<Tk)
 örnek al, xk;
 yenile xavgk;
 yenile σk;
 yenile Mk;
hesapla CFK;
 eşik değerini yenile Tk;
 if xk<xmin then xmin=xk;
 if xk>xmax then xmax=xk;
 son;
 kaydet (xavgk, k);
  yenile xmin=xmax=xk, xavg=xk;
```

son;

son;

Şekil 4.26'de iyileşitirilmiş AZTEC grafiği ve tablo 4.5'de performans sonuçları görülmektedir. Tablo 4.5' e dikkat edilecek olursa sıkıştırmanın herhangi bir eşik değerine bağlı olmadığı görülmektedir.



Şekil 4.26 : İyileştirilmiş AZTEC Sıkıştırma Grafiği, a)Orijinal işaret, b)mAZTEC sıkıştırılmış işaret, c)Hata

Tablo 4.5 : İyileştirilmiş AZTEC sıkıştırma performansı

EKG işareti	CR	PRD(%)
Normal vuru	6.5	7.4
P tipi vuru	4	4.8

4.2.4 Dönen Nokta Tekniği (TP, Turning Point):

Bu teknikte işaretin yön değiştirdiği noktalar kaydedilmek şartıyla 2 veriden bir tanesi atılarak örnekleme frekansının yarıya düşürülmesi sağlanır [3,13].

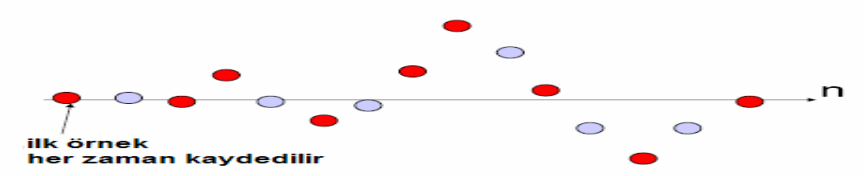
Algoritma aynı anda 3 veri noktasını işler ; x_0 referans veri noktası ve bunu takip eden x_1-x_2 veri noktaları .Ya x_1 ya da x_2 saklı tutulacaktır. Bu ise hangi noktanın

orijinal üç noktanın eğimini koruduğuna bağlıdır.Bunu matematiksel bir dille şöyle ifade edebiliriz;

(x2-x1) ve (x1-x0) < 0 ise x0=x1**,** **(4.12)**

(x2-x1) ve (x1-x0) < 0 ise x0=x1, **(4,13)**

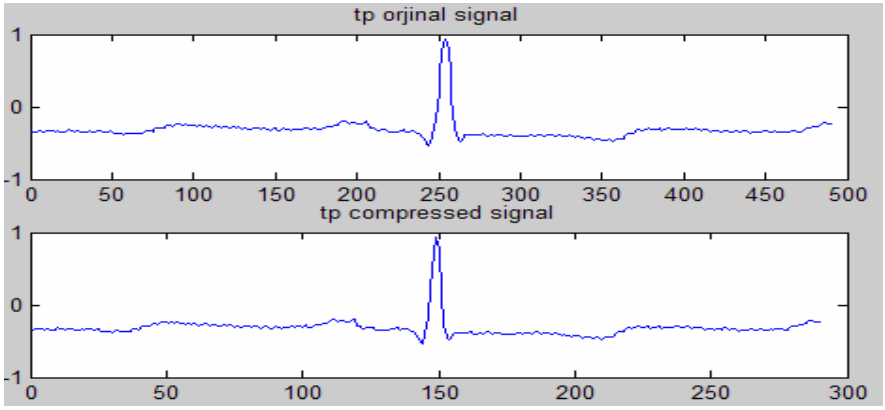
Olarak tutulur. Yani eğer ardışık üç örnek için işaretin yönü değişmemişse ikinci örnek atılır ve üçüncü örnek başlangıç alınarak işlem devam eder. (Şekil 4.27)



Şekil 4.27 : TP Sıkıştırma Şekli

Şekil 4.27' ye bakacak olursak koyu renkli veriler kaydedilmiş, diğer veriler kaydedilmemiştir. Özellikle işaretin yön değiştirdiği noktalara bakılacak olursa bu verilerinde kaydedildiği böylece işaretin genel tepe değerlerinde bozulma olmadığı görülmektedir.

TP algoritması 2:1 lik sabit bir sıkıştırma oranı sağlar ki burada yeniden yapılanmış işaret, orijinal işarete, bazı gürültüleri içerdiği halde benzer. Şekil 4.28' de normal ekg işaretine ait TP algoritma sonuçları görülmektedir. Görüldüğü gibi 500 örneklik işaret TP ile 300 örnekle temsil edilmiştir.



Şekil 4.28: Dönüm Noktası(TP) Sıkıştırma Grafiği, a)orijinal işaret, b)TP sıkıştırılmış işaret

Tablo 4.6' de de iki vuru tipi için sıkıştırma performansının yaklasık olarak 2 olduğu görülmektedir.

Tablo 4.6 : TP Sıkıştırma Performansı

EKG İşareti	CR
Normal Vuru	1.70
P tipi vuru	1.85
R tipi vuru	1.80
L tipi vuru	1.82

4.2.5 SAPA1 Algoritması

Bu algoritmanın teorik temeli, doğru çizgiler (approximated) ile orijinal işaret arasındaki sapmanın, hata toleransından hiçbir zaman daha büyük olmamasıdır. Orijinal örneklenmiş veri, w(k) gibi ayrık dizi şeklinde gösterilsin. Burada k, örnek numarası olsun. ε, kullanıcı tarafından belirlenecek olan hata aralığını temsil etsin. Tekrar yapılanmış işaret ŵ ayrık dizisi ile gösterilsin, öyle ki bu dizi $w(k) - \hat{w}(k) \leq \varepsilon$, k=1,2,3… şartını sağlasın. Orijinal veri (k, w(k), k=1,2,3,....), ile, azaltılmış veri ise, (k, ŵ(k), k=1,2,3,....) şeklinde temsil edilsin. (Örnek numarası, genlik) çifti şeklinde gösterilen bu azaltılmış veriye , orijinal verinin verteksleri denir. İki verteks arası düz bir çizgi çekmek suretiyle yaklaşıklık yapılır[2,12].

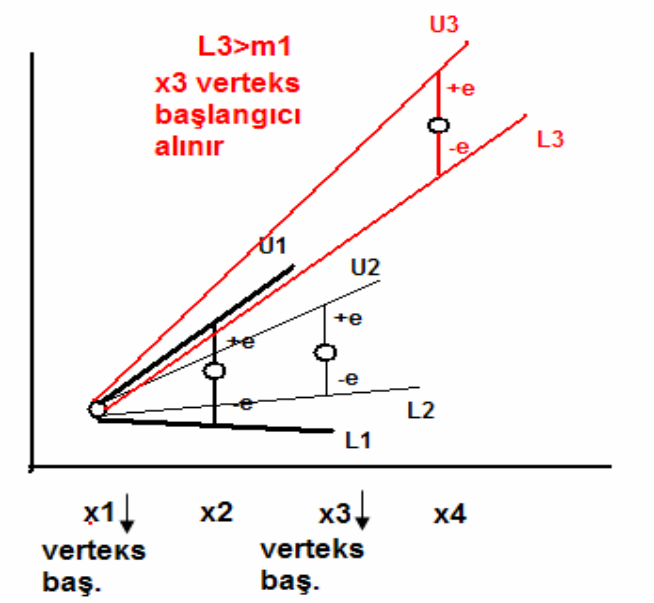
Algoritmaya başlarken, ilk veri noktası verteks olarak seçilir. k=c deki daha sonra gelen örneğin alınmasından sonra, normalize edilmiş iki doğrunun eğimleri hesaplanır. Bunlar;

$$U1=g(c, \varepsilon)=\frac{w(c)+\varepsilon - w(s)}{c - s} \qquad \textbf{(4.14)}$$

$$L1=g(c,- \varepsilon)=\frac{w(c)-\varepsilon - w(s)}{c - s} \qquad \textbf{(4.15)}$$

Şeklindedir. Burada s verteks başlangıcını c ise sıradaki veriyi belirtir. Her yeni veri noktası işlendiğinde, o anki en küçük Ux, g(c, ε) değeri m1 ve en büyük Lx, g(c, -ε)

değeri m2 olarak saklanır. Böylece m1 ve m2, s' den gelen ve +-ε aralığı içinde bulunan doğruların maksimum ve minimum eğimlerini göstermiş olur. Ne zaman Lx>m1 veya Ux<m2 koşulu sağlanırsa hemen bir önceki veri noktası, yeni verteks olarak seçilir. Bir önceki örneğe kadar olan örnek sayısı ve önceki örneğin değeri kaydedilir. Şekil 4.29' a bakarak algoritmayı tekrar inceleyelim.



Şekil 4.29 : SAPA1 Örneği

a) Birinci örnek verteks başlangıcı alınır.

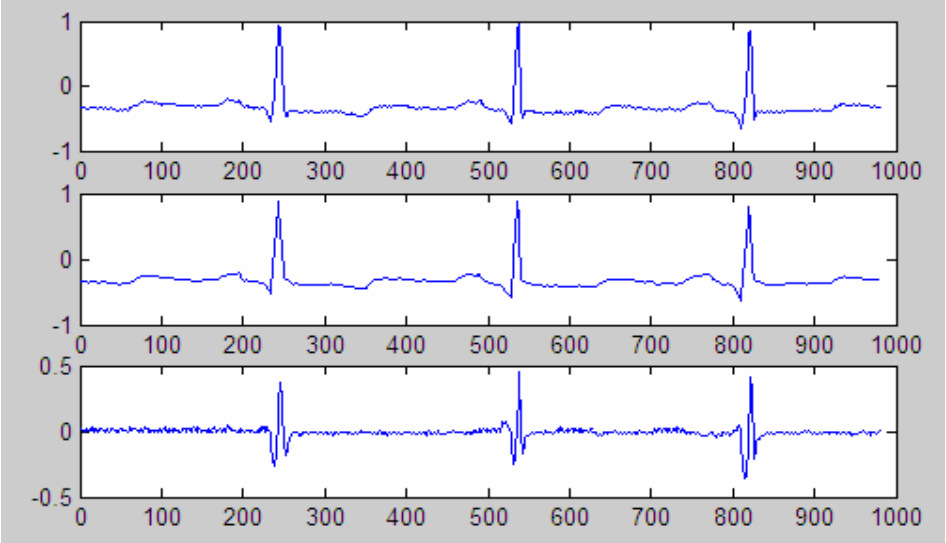
b) İkinci örnekle verteks başlangıcı arasında U1, g(c, ε) ve L1, g(c, -ε) hesaplanır. U1=m1, ve L1=m2 olarak tutulur.

c) Üçüncü örneğin U2 ve L2 değerleri hesaplanır.

d) Eğer U2<m2 veya L2>m1 ise bir önceki örnek verteks başlangıcı alınır. Değilse eğer U2<m1 ise m1=U2, ve L2>m2 ise m2=L2 yapılır. Şekle dikkat edilecek olursa x3 noktası eğimlerin içinde kalmış ve U2<m1, L2>m2 olduğu için m1=U2 ve m2=L2 yapılıp bir sonraki x4 örneğine geçilmiştir.

e) x4 örneğine bakarsak L3> m1 olduğu için yani x4 örneği sınırların dışında kaldığı için bir önceki x3 örneği verteks başlangıcı yapılır ve örnek sayısı 2 ve x3 örneğinin genliği kaydedilir. Ve işlem devam eder.

Şekil 4.30'da normal ekg vurusu için sapa1 algortimasının sonuçları görülmektedir.



Şekil 4.30: Sapa1 Sıkıştırma Grafiği, a)orijinal işaret, b) sıkıştırılmış işaret c)hata

Tablo 4.7' de SAPA1 algoritmasının performansı görülüyor.

Tablo 4.7 : SAPA1 sıkıştırma performansı

EKG işareti	CR			PRD(%)		
	ε=0.002	ε=0.006	ε=0.01	e=0.002	ε=0.006	ε=0.01
Normal vuru	2.7	4.2	8	1.7	2.5	3.4
	ε=0.002	ε=0.006	ε=0.01	e=0.002	ε=0.006	ε=0.01
P tipi vuru	3.2	5.3	8.3	2.4	3.4	4.3

4.2.6 SAPA2 Algoritması

Bu algoritma, SAPA-1 in biraz daha iyileştirilmişi olup, ekstra bir kontrol mekanizması eklenmesiyle elde edilmiştir[2,13]. Burada g(c,ε) ve g(c,-ε) eğimlerine ek olarak,

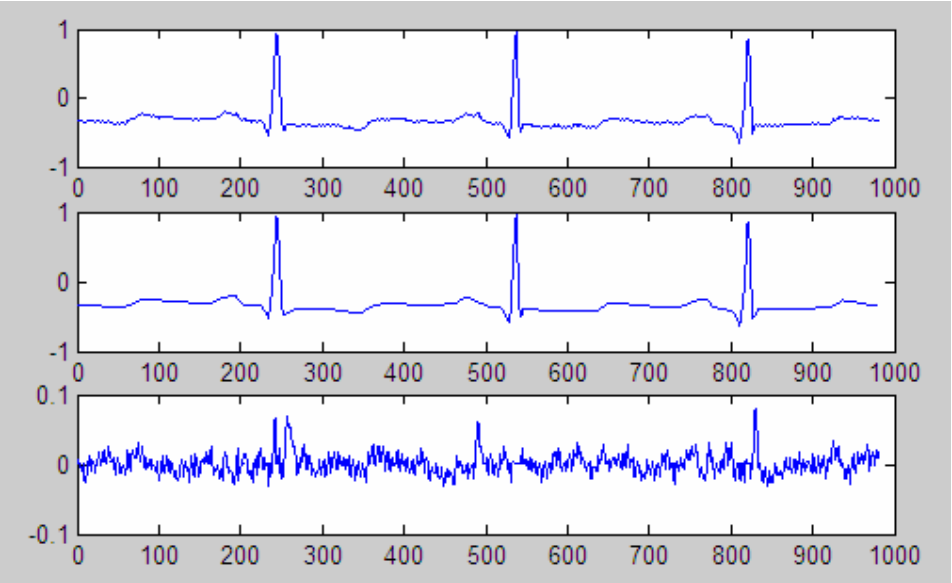
$$g(c,0)=\frac{w(c)-w(s)}{c-s} \qquad \textbf{(4.16)}$$

Hesaplaması katılmıştır. m1 ve m2 SAPA1 algoritmasında olduğu gibi hesaplanır. k=s ve k=c+i noktaları arasındaki noktaların, uygun şekilde yaklaşıklıklarının yapılıp yapılmadığını anlamak için de

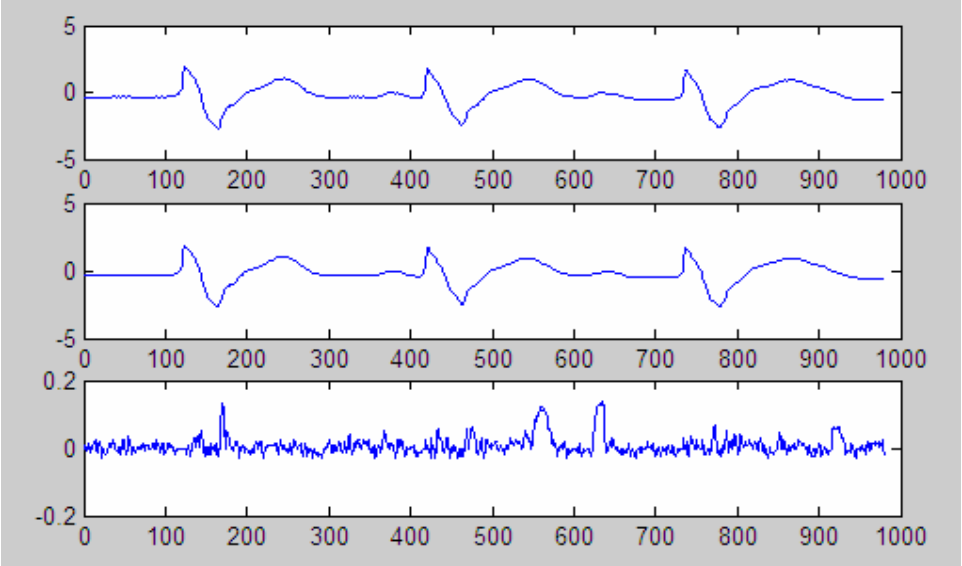
$$g(c+i,0) \leq m1 \qquad \textbf{(4,17)}$$

$$g(c+i,0) \geq m2 \qquad \textbf{(4.18)}$$

test kontrolleri yapılır. Bu iki denklemden biri sağlandığında bir önceki örnek, verteks başlangıç noktası olarak atanır ve işlem devam eder. Sapa2 algoritmasının en önemli özelliği hatanın belirlenen eşik değerinin altında kalmasıdır. Eşik değerinin küçük seçilmesi sıkıştırma oranının düşük olmasına, eşik değerinin büyük seçilmesi hatanın büyük olmasına neden olur. Şekil 4.31a' de normal ekg vurusu için SAPA2 algoritmasının sonuçları, şekil 4.31b'de P tipi vuru için SAPA2 algoritmasının sonuçları ve tablo 4.8' de algoritmaların sıkıştırma performansları verilmiştir.



Şekil 4.31a: SAPA-2 Normal Vuru Sıkıştırma Grafiği, a) Orijinal işaret, b) Sıkıştırılmış işaret , c) Hata



Şekil 4.31b: SAPA-2 P tipi Vuru Sıkıştırma Grafiği, a)Orijinal İşaret, b) Sıkıştırılmış İşaret c)Hata

Tablo 4.8 : SAPA2 sıkıştırma performansı

EKG işareti	CR			PRD(%)		
	ε=0.01	ε=0.03	ε=0.05	ε=0.01	e=0.03	ε=0.05
Normal vuru	1.5	5.2	8.5	1.8	3.8	6.5
P tipi vuru	1.3	3.5	5.6	0.7	4.1	7.3
R tipi vuru	1.3	3.3	5.4	0.6	2.1	3.9
L tipi vuru	1.4	4.6	7.5	1.3	4.4	7.6

5. QRS DEDEKSİYONU İLE SIKIŞTIRMA

Bu bölümde, gerçek zamanda QRS dedeksiyon algoritması kullanılarak önce ekg işaretinin R tepesini bulma algoritması incelenmiş daha sonra PQRST bölgesinin sınıflanması ile sıkıştırma algoritması gerceklenmiştir.

5.1 QRS Dedeksiyonu

Ekg işaretlerinde qrs bölgesi kalbin çalışması hakkında önemli bilgiler vermektedir. Bu yüzden qrs bölgesini dedekte eden gerçek zaman algoritması ekg işaretlerini işlemede önemli yer tutmaktadır. Burada JIAPU PAN ve WILLIS TOMPKINS'e ait gerçek zaman algoritması anlatılmış ve sıkıştırmada kullanılmıştır[15]. Bu sıkıştırma algoritması filtreleme, fark alma(derivative), kare alma(square), ve hareket ortalama(moving average) adımlarını kullanarak qrs kompleksini dedekte eder.

a) Filtreleme: İşaret gürültüden arındırılmak için 1 mertebeden nominal köşe frekansının 60Hz olan Alçak geçiren filtreden geçirilir.

$$H(z) = \frac{B(z)}{A(z)} = \frac{(1 - z^{-k})^1}{(1 - z^{-k})^1} \qquad \textbf{(5.1)}$$

k=wö/wo ; wö: örnekleme frekansı, wo: nominal köşe frekansı olmak üzere 60Hz nominal köşe frekansı için k=6 seçilmiş ve filtre denklemi aşağıdaki gibi olmuştur. x(n) filtre girişini y(n) filtre çıkışını göstermektedir.

$$x(n-1)=z^{-1}*x(n) \qquad \textbf{(5.2)}$$

$$y(n)=y(n-1)+x(n)-x(n-k) \qquad \textbf{(5.3)}$$

b) Fark Alma(Derivative): ekg işaretinin eğimi hakkında bilgi almak için örnekler arasında fark alınır. Özellikle QRS bölgesinde eğim çok fazla değişeceği için bu işlem QRS' bölgesinin dedeksiyonu için en önemli aşamadır. Burada 5 örnek fark alma işlemi uygulanmıştır.

Transfer fonksiyonu:

$$H(z) = (1/8T)*(-z^{-2} - 2z^{-1} + 2z^{1} + z^{2}). \quad \textbf{(5.4)}$$

$$y(nT) = (1/8T)*[-x(nT-2T)-2x(nT-T)+2x(nT+T)+x(nT+2T)] \quad \textbf{(5.5)}$$

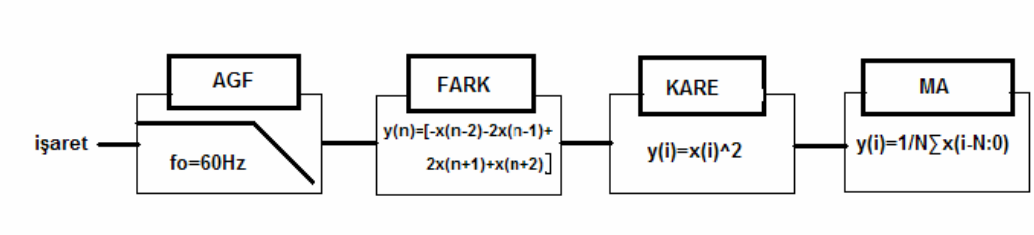
c) Kare Alma(Square): fark alma işleminden sonra oluşan değerin karesi alınarak negatif değerlerin pozitif olması sağlanır.

$$y(nT) = [x(nT)]^2 \quad \textbf{(5.6)}$$

d) Hareket ortalama(moving average(ma)): burada amaç işaretin dalga şekli hakkında bilgi edinmektir. Farkın karesi alındıktan sonra bu karelerin belli bir pencerede toplamı alınır. Özellikle qrs bölgesinde fark çok fazla olacağı için qrs bölgesinde ma değerleri pozitif ve yüksek olacaktır.

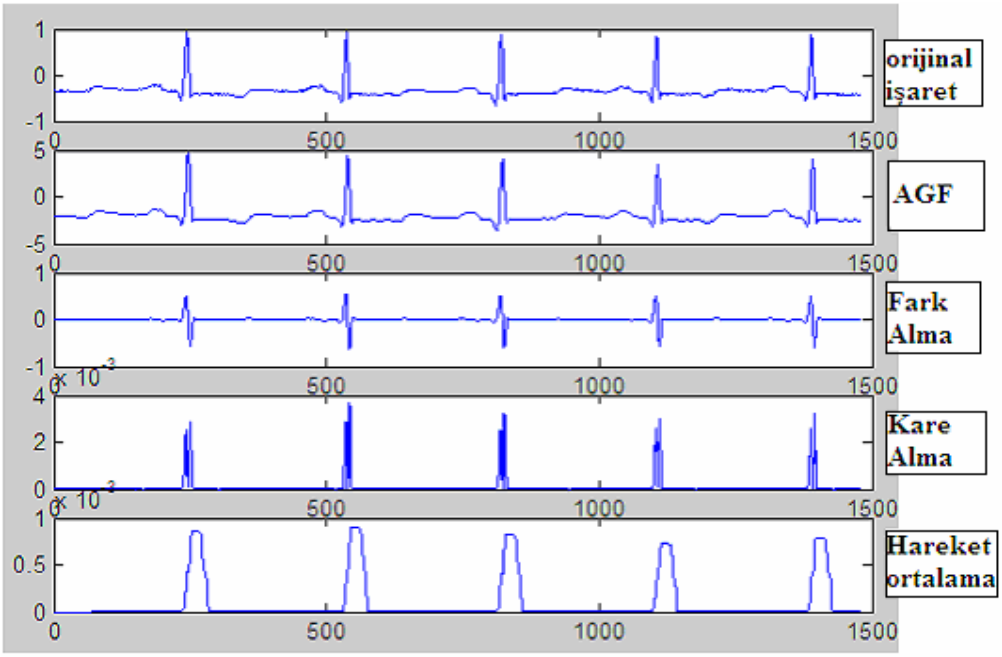
$$y(nT) = (1/N)*[x(nT - (N-1)T)+x(nT - (N-2)T)+……..+x(nT)] \quad \textbf{(5.7)}$$

Burada N yaklaşık olarak qrs bölgesindeki örnek kadar seçilmelidir. biz algoritmamızda N' i 30 aldık. Şekil 5.1' de algoritmanın blok şeması gösterilmiştir.



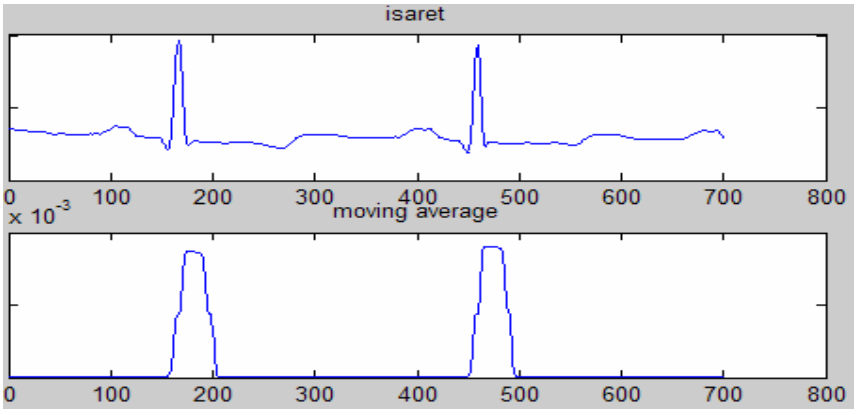
Şekil 5.1: QRS Dedeksiyon Algoritmasının Blok Şeması

Şekil 5.2'de izlenen adımların grafikleri görülmektedir.



Şekil 5.2 : Qrs dedeksiyon Algoritmasının Adımlarının Grafikleri. a)Orijinal işaret. b)AGF çıkışı. c) Fark alma. d) Kare alma. e) Hareket ortalama(ma).

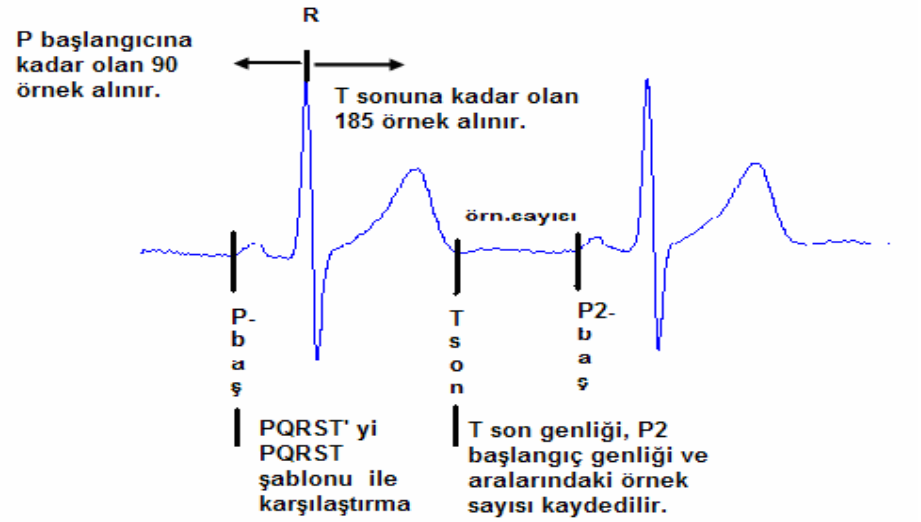
Ma dalgası da hesaplandıktan sonra ma' nın belirlenen eşik değerlerinin üzerindeki bölgedeki maksimum işaret değeri aranır. Yalnız burada dikkat edilmesi gereken husus Şekil 5.3' de görüldüğü gibi ma' nın pozitif olduğu yerler işaretin qrs bölgesinden sonradır. Bu yüzden işarete yaklaşık 15 örneklik gecikme koyarak işaretteki maksimum nokta aranır. ma'nın pozitif olduğu bölgedeki işarete ait maksimum nokta R tepesidir.



Şekil 5.3 : İşaret İle Ma Dalgası Arasındaki İlişki

5.2 PQRST Şablonu İle Sıkıştırma

Burada amaç; ekg işaretine ait R tepesi bulunduktan sonra sağdan ve soldan belli sayıda örnek alınarak PQRST işareti oluşturulduktan sonra daha önce işarete ait PQRST şablonu ile benzerliği PRD ile hesaplanır. Bir eşik değeri verilir ve fark eğer bu eşik değerinin altında ise PQRST dalgası için benzerliği belirten sadece bir kod gönderilir. Tekrar geri dönüşüm yapıldığında bu kod geldiği zaman daha önce şablonu çıkartılan PQRST dalgası oluşturulur. Eğer PRD eşik değerinden büyük ise bu PQRST yeni şablon olarak başına bir kod konarak aynen gönderilir. Ayrıca PQRST dalgasından sonra EKG işareti bir sonraki PQRST dalgasına kadar durağanlaştığı için PQRST'nin bitimindeki örnek, bir sonraki PQRST başlangıcındaki örnek ve bu iki örnek arasındaki veri sayısı tekrar uzunluğu ile gönderilir. Şekil 5.4' e bakarak algoritmayi adım adım inceleyelim.



Şekil 5.4 : PQRST İşaret Sınırları

Algoritmayı adım adım inceleyelim.

1) QRS dedeksiyon algoritması ile R tepesi bulunur. R'den 90 örnek öncesi alınarak PQR elde edilir.

2) R tepesinden sonra 185 örnek gelene kadar işaret kaydedilir ve PQRST işareti elde edilir.

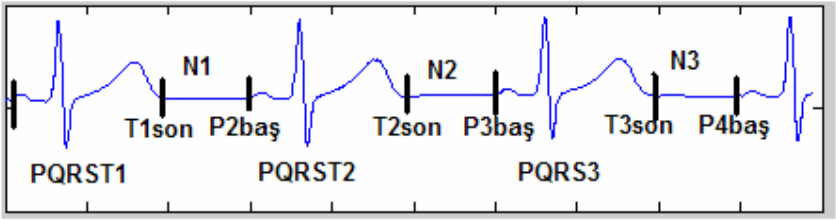
3) İlk PQRST bloğu karşılaştırılacak şablon olarak başına 255,255 kodu konularak gönderilir veya kaydedilir.

4) Daha sonra elde edilen PQRST dalgası ile PQRST şablonunu karşılaştırmadan önce maksimum ve minimum değerleri toplamı 2 olacak şekilde normalizasyon yapılır. PQRST şablonu ile elde edilen PQRST işareti arasındaki fark PRD hesabı ile bulunur.

5) PRD belirlenen eşik değerinden küçükse iki alan 150, 150 kodlanır(bu PQRST işaretinin şablona benzerliğinden dolayı onun yerini temsil eder.), eğer büyükse PQRST işareti yeni şablon olarak belirlenir ve 255,255 kodlanarak aynen gönderilir veya kaydedilir.

6) PQRST kaydedildikten sonra işaretin durağanlaştığı bölge olan PQRST işaretinin son örneği, bir sonraki PQRST işaretinin ilk örneği arasındaki veri sayısı ve bir sonraki PQRST' nin P başlangıç örneği alınarak sıkıştırma işlemi gerçeklenir.

Şekil 5.5'te verilen işarete göre sıkıştırma algoritmasını inceleyelim.



Şekil 5.5 : PQRST Sıkıştırma Kodlaması İçin Örnek İşaret

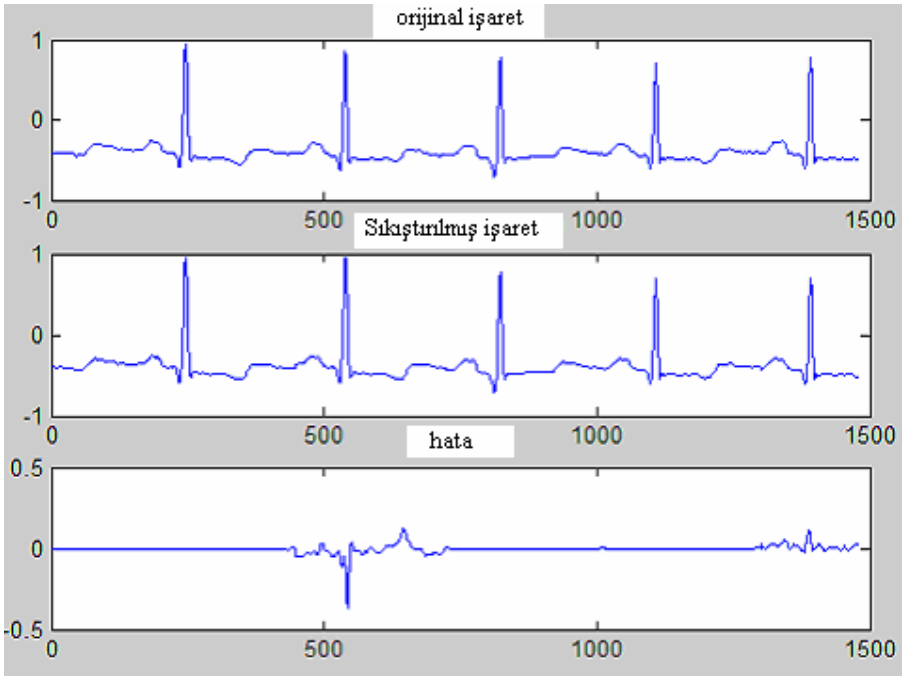
Burada birinci PQRST dalgasını ilk PQRST şablonu olarak alalım. İkinci PQRST' nin şablona göre PRD' si eşik değerinden küçük ve üçüncü PQRST' nin PRD' si büyük olsun. Grafikteki N1, N2, N3 Tson ile Pbaş arasındaki örnek sayısını göstersin. Şekil 5.5' in kodlanması tablo 5.1' deki gibi olacaktır.

Tablo 5.1 : PQRST Şablonu İçin Kodlama

255	255	PQRST1	T1son	N1	P2baş	150	150	T2son	N2	P3baş	255	255	PQRST3	T3son	N3	P4baş
	Şablon													Şablon		

Ters dönüşüm işleminde ise eğer iki tane 255 gelirse sonraki 275 örnek PQRST şablonu olarak algılanır, Eğer iki 150 gelirse en son şablon(275 örnek) yazılır. T1son

ile P2 baş farkı alınarak N' e bölünerek eğim farkı hesaplanır ve Tson' dan Pbaş' a kadar N adet örnek eğim farkı eklenerek dönüşüm yapılır. Şekil 5.6a'da ise ekg normal vurusu için sıkıştırma sonucu ve hata görülmektedir.



Şekil 5.6a : Normal Ekg Vurusu İçin PQRST Sıkıştırma Grafiği, a)Orijinal İşaret, b)Sıkıştırılmış İşaret, c) Hata.

Grafiğe dikkat edilecek olursa şablon olarak oluştuğu gözlenen 1-3 ve 4 numaraları vurularda hata sıfır fakat kodlanarak sıkıştırma yapılan 2 ve 5 numaralı vurularda hata gözükmektedir. Ayrıca şekil 5.6b'de L tipi vuru için sıkıştırma grafiği görülmektedir. L tipi vuruda pencere aralığı 275 yerine 235 alınmıştır. (R tepesinden sola 90 örnek yerine 50 örnek).



Şekil 5.6b : L tipi vuru için PQRST sıkıştırma sonucu, a)orijinal işaret b)sıkıştırılmış işaret c) hata.

Bu algoritmada dikkat edilmesi gereken en önemli husus, ekg işareti ADC' den işlemci ile ADC' den okunurken eğer 255 veya 150 gelirse, bu değerler yerine bu değerlere yakın(örneğin 254 ve 151) değerler verilerek örneklerin alınması sağlanmalıdır.

Tablo 5.2' de değişik eşik değerleri için Normal vuru, P tipi vuru, L tipi vuru ve N tipi vuru için sıkıştırma performansları gösterilmiştir.

Tablo 5.2 : PQRST Sıkıştırma Performansı

Vuru tipi	Eşik değeri	Sıkıştırılmış PQRST sayısı	CR	PRD
Normal vuru(43 vuru)	e=0.1	13	2.2	1.2
	e=0.4	34	5	3.1
	e=0.6	39	11	5.2
P tipi vuru(43 vuru)	e=0.3	12	2.4	1.8
	e=0.4	34	5.2	2.8
	e=0.5	39	9.5	3.9
L tipi vuru(50 vuru)	e=0.1	18	2.2	1
	e=0.2	48	20	5.1
	e=0.4	48	20	5.1
R tipi vuru(42 vuru)	e=0.2	16	2.6	1.4
	e=0.4	33	5.1	3.2
	e=0.6	39	12	5..4

6. SONUÇLAR VE TARTIŞMA

Ekg işaretlerini sıkıştırmada gerçek zaman algoritmalarından SAPA-2'nin sıkıştırma oranı CR=5.2 ve hata PRD= 3 ile en iyi ve basitliği açısından en kullanılabilir algoritma olduğu görülmüştür. Dönüşüm tekniklerinden AKD ve ADD' nin sıkıştırma performanslarının oldukça iyi olduğu görülmüştür.(ADD için CR=8, PRD=2) Bu algoritmalara Huffman, entropi kodlama gibi farklı kodlama türleri uygulanarak sıkıştırma performansı iyileştirilebilir. Bu dönüşüm tekniklerinin en önemli dezavantajı ise algoritmaların matematiksel ifadelerden dolayı karmaşıklığı ve işlemin zaman almasıdır. Özellikle QRS dedeksiyonu ile PQRST şablonu için yapılan sıkıştırma algoritmasında CR=10, PRD=5, gibi bir sıkıştırma performansı elde edilmiştir. Bu algoritmanın en önemli eksikliği PQRST şablonunun kaç örnekten oluşturulacağıyla ilgilidir. Kişiden kişiye PQRST pencere örnek sayısı değişeceği için pencerenin yanlış seçilmesi sıkıştırma performansını olumsuz etkileyecektir. Bunun için değişik algoritmalarla PQRST pencere örnek sayısının belirlenebilmesi algoritmanın hata olasılığını azaltacaktır. Ayrıca işaret gürültülü bir işaret ise sıkıştırma oranının(CR) çok düşük olduğu görülmüştür.

KAYNAKLAR

[1] **Yakar, K.,** 2002. Fizyoloji, Nobel yayınları

[2] **Yazgan, E. ve Korürek, M.,** 1996, Tıp Elektroniği, İ.T.Ü Elektrik-Elektronik Fakültesi Ofset Baskı Atölyesi, İstanbul.

[3] **Korürek, M.,** 1996. Tıp Elektroniğinde Tasarım İlkeleri, İ.T.Ü Elektrik-Elektronik Fakültesi Ofset Baskı Atölyesi, İstanbul.

[4] **MIT-BIH aritmi data.** Beth Israel Hospital, Biomedical Eng.

[5] **Tsai, H., Cheng, J. and Yu, P.,** 2003. Audio watermarking Based on has and neural Networks in DCT domain. EURASIP Journal on Applied Signal Processing 2003:3, 252–263.

[6] **Matlab**, Wavelet toolbox.

[7] **Ölmez. T.,** 2004. Biyomedikal görüntüleme ders notları.

[8] **Addison, P.,** 2005. Wavelet transforms and the ecg. Physiological Measurement, Vol.26, pp:R155-R199.

[9] **Istapanian, R., and Hadjiolapais, L.,** 2001. ECG data compression using wavelets and higer order statistics methods.

[10] **Djohan, A., Nguyen, T. and Tompkins, W.,** 1995. ECG compression using discrate symetric wavelet transform.

[11] **Cox, J., Noelle, F., Fozzard, H. and Oliver, G.,** 1968. "AZTEC: A preprocessing program for real time ECG rhythm analysis" IEEE trans.

[12] **Furht, B. and Perez, A.,** 1988. An adaptive real time ecg compression algorithm with variable threshold. IEEE Trans Biomed Eng.

[13] **Mueller, W.,** 1978. Arihythmia dedection program for an ambulatory ECG monitor.

[14] **Dipersio, D. and Barr, R.,** 1985. Evaluation of fan method of adaptive sampling on human electrocardiograms. Med. & Biol. Engng. & Comput. 23: pp:401-410.

[15] **Pan, J. and Tompkins, W.,** 1985. A real-time QRS dedection algorithm. IEEE Trans. On Biomedical Eng.

ÖZGEÇMİŞ

Müh. Mehmet Kaya 1979 senesinde Kartal' da doğdu. 1998 yılında Gebze Anadolu Teknik Lisesi Tıp Elektroniği bölümünden mezun oldu. 2003'te Yıldız Teknik Üniversitesi Elektronik ve Haberleşme Müh. Bölümünden mezun olduktan sonra aynı yıl İTÜ Biyomedikal Mühendisliği Yüksek Lisans bölümüne kabul edildi. Halen özel bir firmada AR-GE mühendisi olarak çalışmaktadır.