



Nesnelerin İnterneti Tabanlı Akıllı Uzaktan Hasta Sağlık Takip ve Uyarı Sistemi

IoT Based Smart Remote Patient Health Monitoring and Warning System

Faruk Enes OĞUZ^{1,*} , Emine DOĞRU BOLAT² 

¹ *Biyomedikal Mühendisliği, Kocaeli Üniversitesi, Kocaeli, Türkiye, Orcid: 0000-0002-9988-9086*

² *Biyomedikal Cihaz Teknolojisi Programı, Kocaeli Üniversitesi, Kocaeli, Türkiye, Orcid: 0000-0002-8290-6812*

Araştırma Makalesi

Gönderilme Tarihi : 24/03/2020

Kabul Tarihi : 01/02/2021

Anahtar Kelimeler

*Dalgacık Dönüşümü
Elektrokardiografi
Nesnelerin İnterneti
Uzaktan Sağlık Takip Sistemi*

Research Paper

Received Date : 24/03/2020

Accepted Date : 01/02/2021

Keywords

*Electrocardiography
Internet of Things (IoT)
Remote Health Monitoring System
Wavelet Transform*

Özet

Dünyada kalp krizlerinin çoğu, hastalar herhangi bir tedavi almadan önce ölümlerle sonuçlanır. Kalp kaynaklı acil bir sağlık problemi ortaya çıktığında bilinçsiz kişiler genellikle sağlık hizmetini çağırma başarısız olabilirler. Oysaki, kalple ilgili acil durumlarda, etkin sağlık hizmeti hayati bir öneme sahiptir. Bu amaçla da Nesnelerin İnterneti (Internet of Things, IoT) teknikleri sağlık alanında da yaygın olarak kullanılmaktadır. IoT teknikleri ile hastaların kendilerinin farkına varamayacakları veya sağlık hizmetlerine ulaşım sağlayamadığı acil durumlarda hasta yakınları ve acil durum hatlarına bilgi verilebilir. Bu şekilde acil müdahale için geç kalınmayabilir. Bu çalışmada, hastaların fizyolojik parametrelerini gerçek zamanlı olarak izlemek için bulut tabanlı bir sağlık izleme sistemi önerilmiştir. Önerilen sistem, internet bağlantısı olan akıllı telefonları kullanarak EKG sinyalleri, nabız değeri, oksijen saturasyonu (SpO₂) ve vücut sıcaklığı gibi temel sağlık parametrelerini gerçek zamanlı olarak etkili bir şekilde saklamak ve iletmek için tasarlanmıştır. Hastanın kendi değerlerini izleyebildiği uygulama dışında, uzman doktorun ve hasta yakınlarının hastanın durumunu takip edebilmesi amacı ile ayrıca bir rapor uygulaması oluşturulmuştur. Hasta değerlerinde bir anormallik oluştuğu anda uygulama, hastanın sisteme kayıt olurken verdiği telefon numarasına SMS yolu ile bilgi verir.

Abstract

Most heart attacks in the world result in death before patients receive any treatment. When an emergency heart-related health problem occurs, uneducated people often fail to call the health service. However, in case of heart related emergency, effective health care is of vital importance. With IoT techniques, the patient's relatives and emergency lines can be informed when patients do not notice the emergency situation or in emergency situations where they cannot access health services. In this way, it is not too late for emergency response. In this study, a cloud-based real time health monitoring system is proposed to monitor the physiological parameters of patients. The proposed system is designed to effectively store and transmit essential health parameters such as ECG signals, pulse rate, oxygen saturation (SpO₂) and body temperature in real time using smart phones with internet connection. Apart from the application where the patient can monitor his own values, a separate report application has been created for the specialist doctor and patient relatives to monitor the patient's condition. The application sends SMS information to the phone that the patient registered to the system as soon as an abnormality occurs in the patient values.

1. Giriş

Kardiyovasküler hastalık (KVH); koroner kalp hastalığı, felç, geçici iskemik atak, periferik arter hastalığı ve aort hastalığı gibi kalple ilgili hastalıklar bütünüdür. Aritmi, kalp ritminin anormal ve düzensiz olduğu bir durumdur. Aritmi meydana geldiğinde zararsız olabilir ve insan için ölümcül sorunlara neden olmaz; ancak durum belirli bir ölçüde uzarsa da hayatı tehdit edici olabilir. Dünya Sağlık

Örgütü'ne (WHO) göre, 2015 yılında; yaklaşık 17,7 milyon vaka olan küresel ölümlerin %31'i KVH'lardan kaynaklanıyor [1]. Kalp hastalıkları beklenmedik ölümlerin en önde gelen nedenlerinden biridir. Bu nedenle, mühendisler tarafından çeşitli hastalıkları teşhis etmek ve incelemek için çeşitli tıbbi cihazlar geliştirilmiştir. Sağlık, insan nüfusunda hızlı büyüme ve tıbbi harcamaların artması nedeniyle hem bireyler hem de devletler için en önemli konulardan biri haline gelmiştir. Yaş, kondisyon aktivitesi,

* Sorumlu Yazar (Corresponding Author): feoguz94@gmail.com



kolesterol seviyesi, diyabet, kardiyovasküler hastalıklar, vücut büyüklüğü, vücut pozisyonu gibi birçok faktör bireyin kalp atış hızını etkileyebilir [2]. Son yıllarda, modern sağlık hizmeti tanı ve tedavisinin taleplerini yerine getirmek için sağlık teknolojilerinde ve biyomedikal cihazlarda çok fazla ilerleme kaydedilmiştir. Sağlık merkezlerindeki gelişmiş medikal ekipmanlar hızlı ve hassas analiz sağlasa da, özellikle kronik hastalıklar için hastaların ve yaşlıların gerçek zamanlı izlenmesine ihtiyaç vardır [3]. Yaşlıların ve kronik hastalıkların sayısı hızla arttıkça, geleneksel sağlık hizmetlerinin dezavantajları giderek artmaktadır. En önemlisi, sağlık hizmetinin sadece hastanelerde mevcut olmasıdır. Bu nedenle, yaşlılar veya engelliler için elverişsizdir ve acil durumlarda sağlık talepleri yerine getirilemez.

Mobil tabanlı izleme cihazları, elde edilen fizyolojik sinyallerin izlenmesi ve hesaplanmasında önemli bir rol oynar. Gerçek zamanlı izleme sistemleri, kritik sağlık koşullarıyla ilgili riski analiz etmek için bireylerin sağlık geri bildirimlerini sürekli olarak alır [4].

Elektrokardiyogram vücut yüzeyinden elde edilen fizyolojik bir sinyaldir. Elektrokardiyograf, EKG sinyalini değerlendirmek ve izlemek için kullanılan bir cihazdır. Vücut yüzeyine noninvaziv olarak yerleştirilen elektrotlar ile kalbin ürettiği elektriksel aktivite hakkında bilgi edinmede kullanılmaktadır [5]. Tıbbi kurumların çoğunda Elektrokardiyogram, hacimli ve sabit aletler kullanılarak gözlenir. Kısa süreli ölçümdeki iyi performanslarından dolayı, EKG verilerini toplamak için genellikle on iki elektrot kullanır. Bununla birlikte, ekipmanın taşınabilir olması pek olası değildir. Bu da veri toplama döneminde, hastaların aktivitelerinin ciddi şekilde sınırlı olduğu anlamına gelir. Ayrıca, bu cihazlar genellikle ev kullanımı için çok pahalı olduğundan hastaların sık sık hastaneye gitmeleri gerekir ve bu da kaçınılmaz olarak hastane yükünü ve maliyeti artıracaktır. Bu nedenle, düşük maliyetli uzun süreli EKG sinyali takibi için taşınabilir bir sisteme ihtiyaç vardır [6].

Son zamanlarda, Nesnelerin İnterneti (IoT) uzaktan izleme, algılama cihazlarının ve bulut sunucusunun bağlanabilirliği sayesinde kişiselleştirilmiş sağlık sistemlerinde büyük popülerlik kazanmıştır [7]. Nesnelerin İnterneti (IoT) tekniği ile insanların fizyolojik parametrelerini, buldukları her yerde veya her aktivite sırasında izlemek mümkündür. Ek olarak, elde edilen veriler uzak mesafede bulunan hekimlere düşük maliyetle gönderilebilir. Bu da uzmanların hastaların fiziksel durumlarının sürekli ve gerçek zamanlı olarak takip edebilmelerini sağlar [8]. Düşük maliyet, düşük güç tüketimi ve yüksek performans sayesinde hasta kalp verilerini toplayabilen cihazlar akıllı telefon uygulamaları ile hastanın ailesine veya doktora gönderilebilir [9, 10]. Giyilebilir biyomedikal cihazlarla bir kişinin sağlığının

sürekli izlenmesi, birçok giyilebilir sağlık kiti ile artık mümkündür. Ancak, bu cihazlarda gerçek zamanlı analizler ve sağlık tehlikelerine ilişkin tahminler, uyarılar ve alarmlar yeterli düzeyde ele alınmamaktadır [11]. Sağlık izleme sistemleri kesinlikle çok popüler bir araştırma konusunu temsil etmektedir. Çeşitli hastalıklar, kullanıcılar veya farklı coğrafi kapsamlarla ilgilenen birçok araştırma projesi ve prototip farklı amaçlarla geliştirilmiştir. Örneğin, Rofouei [12] ve Bsoul [13] tarafından önerilen izleme projeleri sadece uyku sorunlarına odaklanmaktadır. Lin ve diğ. insanların beyin biyoelektrik faaliyetlerini izlemeyi amaçlayan bir sistem geliştirmiştir [14]. Bunların dışında özellikle yaşlı insanların postürünü izleyebilecek [15,16] veya düşmelerini tespit edebilen sistemler de tasarlanmıştır [17]. Ayrıca, araştırmacılar sadece geniş alanlarda kullanılan sistemleri değil [18], aynı zamanda hastane gibi kontrollü bir alanda kullanılan sistemleri de dikkate almışlardır [19]. Farklı amaçları nedeniyle mimarileri ve izleme modları çeşitlidir. Önde gelen bir ölüm nedeni olarak, kalp hastalıkları da birçok araştırmacının ilgisini çekmektedir [20]. Her ne kadar aynı hastalık ile uğraşsalar da, bu araştırmalar çeşitli yönlerden farklıdır. İlk olarak, izlenecek fiziksel işaretler birbirinden farklıdır. Bazıları yalnızca kalp atış hızı, bazıları ise EKG [21] veya kan basıncı gibi belirli bir işarete dikkat eder.

Tek parametrelili izleme sistemleriyle karşılaştırıldığında, birden fazla fizyolojik parametreyi takip eden sistemler uzaktan sağlık takibi için uzmanlara daha doğru ve zengin bilgi verebilir. Birden fazla parametrelili bu sistemlerde, tıbbi gereksinimleri karşılamak için farklı frekanslarda farklı fiziksel işaretler örneklendirmektedir, bunları kendi örnekleme frekanslarında ayrı olarak iletmek büyük miktarda veri ve uzak sunucuya büyük bir yük getirecektir. Bu nedenle, çoğu sistem önce tüm sensör verilerini bir çıkış frekansında yeniden örnekler ve yeniden örneklenen verileri birlikte iletir. Özetle, izleme sistemi yaygın sağlık hizmetinin önemli bir parçasıdır. Ve çok parametrelili izleme sistemleri sadece bir işareti izleyenlerden daha faydalıdır. Ancak, çoklu parametre için veri iletimi önemli bir sorundur. Mevcut yeniden örnekleme yöntemleri uzak sunucunun yükünü hafifletebilse de, veri doğruluğunu da kaybederler. Sağlık uygulamalarında, veri doğruluğu genel performans için çok önemlidir ve hatta hastaların yaşamını bile etkileyebilir. Bu nedenle, tüm sensör (EKG, SpO2, vücut sıcaklığı, nabız) verilerini tutan ve EKG sinyallerini yanlış alarmlara karşı analiz eden çok parametrelili bir izleme sistemi öneriyoruz. Bu çalışmada, amaç hastaların ve yaşlı insanların EKG, SpO2 gibi fizyolojik işaretlerini sürekli olarak takip edip acil durumlarda bildirim veren ve klinisyene ileten bir sistem tasarlanmıştır.

2. Malzeme ve Yöntem

Önemli sağlık durumu göstergeleri olarak kabul edilen KH (Kalp Hızı), KHD (Kalp Hızı Değişkenliği) ve vücut sıcaklığı gibi parametrelerin muazzam bir tanı değeri vardır. Yakın zamana kadar bu fizyolojik parametrelerin sürekli izlenmesi sadece hastane ortamında mümkün olmuştur ve günümüzde giyilebilir teknolojinin gelişmesiyle bu parametreler doğru, sürekli ve gerçek zamanlı olarak izlenebilmektedir [22]. Bu parametrelerin yanı sıra SpO2 değerleri de ölçülerek hem uzman izleyiciye doğru karar vermede yardımcı olacak hem de hipoksi durumunda alarm tetiklenecektir.

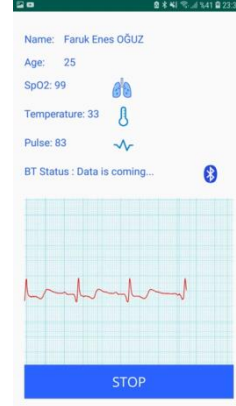
2.1. Sistem Mimarisi



Şekil 1. Sağlık takip sistemi mimarisi.

Önerilen uyarı sisteminin mimarisi Şekil 1'de gösterilmiştir. Sensör düğümlerinden toplanan veriler Bluetooth ile Android uygulamaya iletilir. Bu uygulama üzerinden hasta kendi EKG sinyalini, SpO2, nabız ve vücut sıcaklık değerlerini görebilir. Daha sonra Firebase Realtime Database üzerinde depolanan veriler, durumu tahmin etmek ve EKG verilerini analiz etmek için Matlab'a gönderilir. İşlenen verileri Android uygulamasını kullanarak tıbbi uzmanlar veya hasta yakınları görebilir. Önerilen sistemde, iki Android uygulama mevcuttur. Bunlardan birincisi hastanın kullandığı uygulamadır. Bu uygulama ile hasta sisteme kayıt yaptıktan sonra Firebase üzerinde hasta bilgilerini içeren bir kayıt oluşturulur. Hasta uygulamayı başlattıktan sonra Şekil 2'deki gibi fizyolojik parametreler hem ekran üzerinde gösterilir hem de Şekil 3'teki gibi Firebase'e kaydedilir. EKG sinyallerinin yalnızca görüntülenmesi ve uzmana aktarılması yeterli değildir. Hastaların olası acil durumları veya olası aritmi oluşumu durumunda bir alarm sistemi tetiklenmelidir. Bu nedenle verileri iletmeden önce Matlab gibi matematiksel işlemlerin kolaylıkla yapılabildiği bir ortamda sinyal işleme işlemlerinin yapılması ve teşhis için gerekli parametrelerin sağlanması gerekmektedir. Bu nedenle, Matlab üzerinde

gelen verileri analiz edip, boş "Status" etiketini doldurarak tekrar veritabanına gönderip acil durumda doktor uygulaması üzerinde alarm oluşturmak için bir yazılım geliştirilmiştir.



Şekil 2. Sağlık takip sistemi uygulama ekran görüntüsü



Şekil 3. Veri tabanı ekran görüntüsü

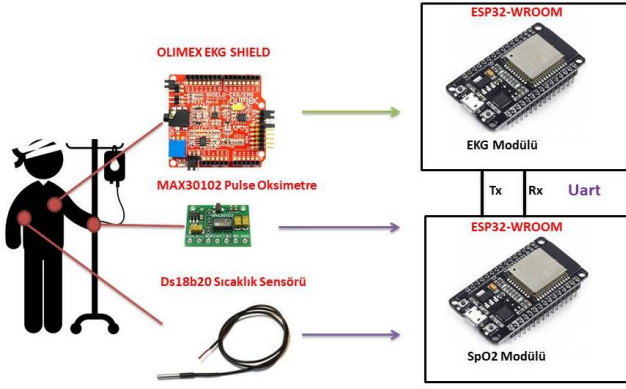
Bu yazılımda veriler Şekil 4'te görülebileceği gibi JSON formatında Matlab'a indirilir. Veriler içerisinden EKG sinyallerine ön işleme yapıldıktan sonra öz nitelik çıkarımı yapılır, son olarak aritmiler kurallara uygun olarak sınıflandırılır.

Fields	date	time	ECGSignal	SPO2	Temperature	Pulse	Status
22	08-02-2020	11:32:59	0,0,2960,293...	99	33	81	[]
23	08-02-2020	11:34:19	1454,1473,14...	99	33	76	[]
24	08-02-2020	11:34:24	1374,1406,15...	99	33	84	[]
25	08-02-2020	11:34:40	1385,1403,17...	99	33	65	[]
26	08-02-2020	11:35:35	1706,1677,16...	99	33	80	[]

Şekil 4. Matlab'a indirilen veriler.

2.2. Sensörler ve Veri Toplama Bölümü

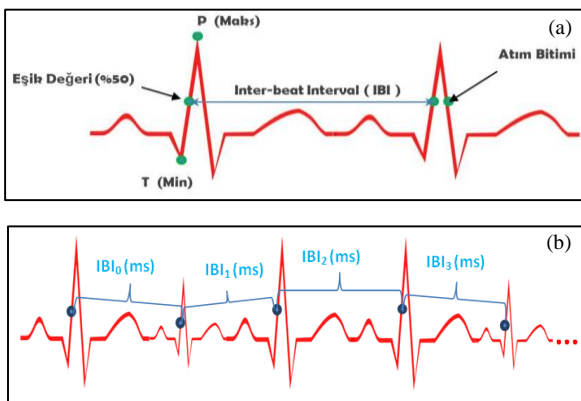
Bu çalışmada, EKG sinyallerini elde edebilmek için OLIMEX EKG sensörü, oksijen saturasyonu ölçümü için MAX30102 sensörü, vücut sıcaklığı ölçümü için Ds18B20 dijital sıcaklık sensörü kullanılmıştır. Bu sinyallerin toplanıp iletim sistemine gönderilmesi için ESP32-WROOM geliştirme modülünden yararlanılmıştır. Veri toplama bölümü Şekil 5'te gösterilmiştir.



Şekil 5. Veri toplama bölümü şeması [23-26].

2.2.1. EKG Modülü

EKG sinyalleri tek derivasyon olarak 3 elektrot kullanılarak kaydedilmiştir. Sinyallerin kaydedilmesinde OLIMEX EKG sensörü kullanılmıştır. Bu sensör EKG sinyallerinin kaydedilmesi ve izlenebilmesi için uygun olarak tasarlanmıştır. Algılama cihazlarının seçimi iki konuya dayanmalıdır. Bunlardan birincisi hangi parametrelerin izleneceği ve her parametre için örnekleme frekansının kaç olacağıdır. İzleme sistemimizin tasarımındaki amaç uzmanların ve hasta yakınlarının uzak mesafelerde de olsa hastaların sağlık durumları hakkında bilgi sahibi olmalarını sağlamak, tehlikeli durumları teşhis etmek veya tahmin etmektir. Kalp hastalarının tıbbi teşhis gereksinimini karşılamak ve tıbbi uygulamadaki yönergelerle uymak için, parametre seçimi ve örnekleme frekansı önemlidir. Tipik olarak Holter cihazları EKG sinyallerini 128 Hz ile kaydederler. Biz de kendi sistemimizde örnekleme frekansını 200 Hz olarak ayarladık.



Şekil 6. (a) İki ardışık kalp atımı için EKG sinyali, (b) Ardışık vuru aralıkları (ms) [27].

Eşik değeri sinyal genliğinin % 50'sinden fazla (Şekil 6.(a)) ve zaman periyodu IBI'nin (Inter-beat interval, R tepeleri aralığı) 3/5'inden fazlaysa (Şekil 6.(b)), milisaniye cinsinden IBI değerleri 10 elemanlı bir sırayla saklanır ve

Eşitlik (1) kullanılarak ortalama değeri bulunur.

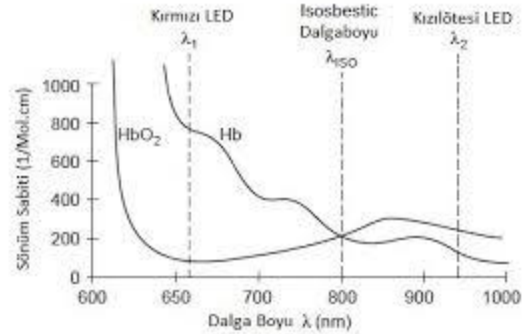
$$IBI_{ort} = \frac{IBI_0 + IBI_1 + \dots + IBI_9}{10} \quad (1)$$

$$BPM = \frac{60000}{IBI_{ort}} \quad (2)$$

Daha sonra, Eşitlik (2) kullanılarak nabız değerleri hesaplanır.

2.2.2. SpO2 Modülü

Pulse Oksimetre, kandaki periferik kılcal oksijen saturasyon seviyesini ölçmek için kullanılan invaziv olmayan bir prosedürdür. Kanda bulunan hemoglobin ve deoksihemoglobin temelinde hesaplanan kanda çözünmüş oksijen miktarıdır. Cihaz esas olarak oksijenli hemoglobin (HbO₂) ve oksijensiz hemoglobin (Hb) absorpsiyon spektrumlarını ölçer. Emilim katsayıları ışığın iki farklı dalga boyu kullanılarak ölçülür: Kırmızı ışık (660 nm) ve Kızılötesi ışık (940 nm). Oksijeni giderilmiş hemoglobin (Hb) 660 nm'de daha yüksek bir absorpsiyona sahipken, oksijenli hemoglobin (HbO₂) 940 nm'de Şekil 7'de de görülebileceği gibi daha yüksek bir absorpsiyona sahiptir.



Şekil 7. Hb ve HbO₂ absorpsiyon spektrumları [28].

Pulse Oksimetre, pulsatil arteriyel kan nedeniyle emilim seviyesindeki değişiklikleri ölçer ve böylece oksijen saturasyon seviyesini hesaplar. Pulse Oksimetre probu, parmak ucu, parmak veya kulak memesi gibi alanlara yerleştirilir; burada doku tabakası daha incedir ve kan dolaşımı yapan mikro kan damarlarıyla doldurulur. Pulse Oksimetrenin çalışması iki tekniğe dayanır: bir yöntem transmitans (hem verici hem de alıcı ölçüm alanının aynı tarafına yerleştirilir), diğeri reflektans (hem verici hem de alıcının birbirine zıt yerleştirildiği).

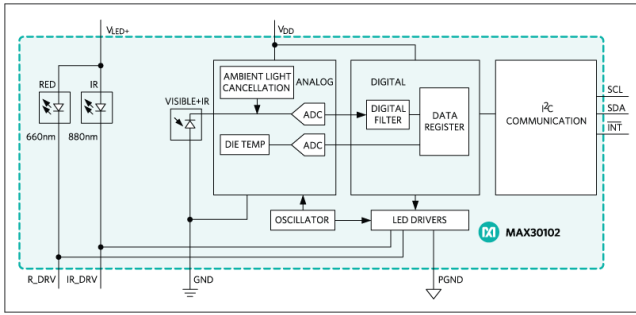
MAX30102, SpO₂ ölçümleri için oksijenli hemoglobinin oksijensiz hemoglobine oranını tanımlamak amacıyla iki farklı dalga boyu LED'i kullanır. Şekil 8'de verilen MAX30102 diyagramındaki gibi Kırmızı ve IR LED'ler ayrı PPG sinyallerini belirlemek için kullanılır. İki LED'in DC bileşenleri ve AC bileşenleri farklı genliklere

sahip olduğundan, faydalı karşılaştırmalar yapmak için normleştirilmeleri gerekir. Bu karşılaştırma için, SpO2 ile doğru orantılı bir 'R' oranı belirlenir [29]. R değerini hesaplamak için Eşitlik (3) kullanılır. R değeri "oranların oranı" olarak bilinir:

$$R = \frac{AC_{kırmızı}/DC_{kırmızı}}{AC_{kızılötesi}/DC_{kızılötesi}} \quad (3)$$

R belirlendikten sonra, SpO2 tahminini belirlemek için eğrisel bir yaklaşım veya bir arama tablosu kullanılabilir. Bu veriler tipik olarak çok sayıda deneğin kullanıldığı ampirik yöntemlerle toplanır. Yaş, cilt tonu, genel sağlık ve tıbbi durumlar SpO2 ölçümünün doğruluğunu etkileyebilir. Bu çalışmada SpO2 değerleri 0,4- 3,4 R değer aralığında S. Prahl [30] en uygun düz çizgi yaklaşımından türetilen Eşitlik (4) kullanılarak hesaplanmıştır. Aynı zamanda MAX30102 sensörü ile nabız bilgisi de alınabilmektedir.

$$SpO2 = 104 - 17R \quad (4)$$



Şekil 8. MAX30102 fonksiyonel diyagramı [31].

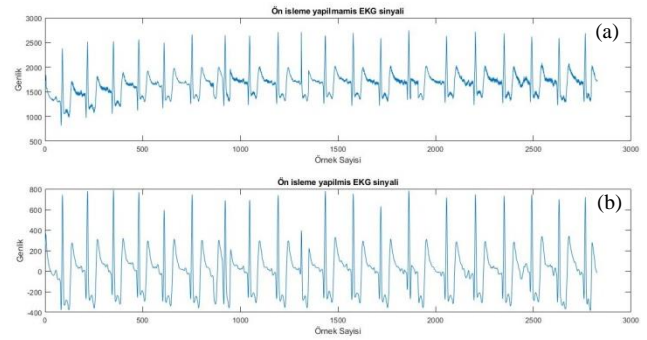
SpO2 modülü üzerinden vücut sıcaklığı ölçümü de yapılmaktadır. Sıcaklık ölçümü için Ds18b20 sensörü kullanılmaktadır. OneWire protokolü ile haberleşen dijital bir sıcaklık sensörüdür. 0,5 C° derece hassasiyet ile ölçüm yapabilmektedir.

2.3. Matlab EKG Analiz İşlemleri

Veriler Matlab'da toplandıktan sonra, ön işleme, öznelik çıkarımı ve sınıflandırma işlemi yapılır. Ön işleme bir gürültü giderme işlemidir. Yaygın olarak görülen gürültüler giderilerek sinyal öznelik çıkarımı için saf bir hale getirilir. Şekil 9(a)'da ki ön işleme yapılmamış EKG sinyalinde üç tip gürültü vardır: güç hattı gürültüsü, yüksek frekanslı gürültü ve taban hattı kayması. Bir dizi deney sonucunda, ön işleme aşaması için aşağıdaki yöntemlerin kombinasyonu seçilmiştir. İlk olarak, dalgacık ayrışması kullanılarak taban hattı kayması düzeltilmesi yapılır. Bununla ilgili olarak Donoho ve Johnstone tarafından Eşitlik (5)'te verilen evrensel "VisuShrink" eşiği önerilmiştir [32].

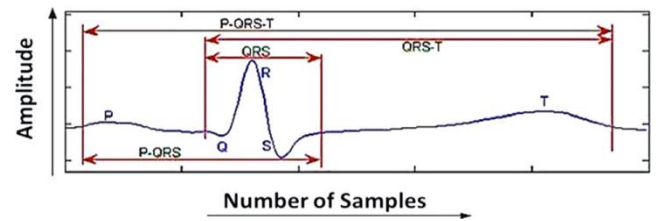
$$Thr = \sigma\sqrt{2\log(N)} \quad (5)$$

Burada N veri noktası sayısı ve σ gürültü seviyesinin bir tahminidir. Dalgacık tabanlı gürültü giderme işlemi şu şekilde özetlenir: ortaya çıkan ayırık dalgacık dönüşümü (DWT) detay katsayıları büzülme (yumuşak) stratejisi ile eşklenir. Orijinal dizinin eşikli dalgacık ayrımı katsayılarından yeniden yapılandırılması, taban hattı kaymasının giderilmesini sağlar. Taban hattı kaymasının düzeltilmesi, N = 9 ile dalgacık adı db8 olan dalgacık ayrışması kullanılarak yapılır. N seviye numarasıdır ve yumuşak eşik = 4,29 kullanılmıştır. İkincisi, bir adaptif bant durdurma filtresidir, durdurma bandı köşe frekansı $W_s = 50$ Hz ile güç hattı gürültüsü oldukça iyi bastırılır. Daha sonra $W_p = 40$ Hz ile düşük geçişli bir Butterworth filtresi kullanılır. Burada, W_p geçiş bandı köşe frekansıdır, $W_s = 60$ Hz, $R_p = 0,1$ dB. R_p , geçiş bandı dalgalanmasıdır. Son adım, sinyali N = 5 ile yumuşatmaktır, burada N, Şekil 9.(b)'de görülen ön işlenmiş sinyali elde etmek için yumuşatma değeridir.



Şekil 9. (a) Matlab'da ön işleme yapılmamış (b) Ön işleme yapılmış EKG sinyali

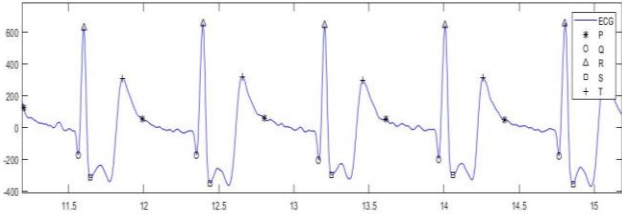
Öznelik çıkarma, EKG sinyalini nispeten düşük boyutlu bir özellik alanına dönüştüren bir dönüşüm bulma işlemidir. EKG verilerinin mesafelerini, genliklerini ölçerek morfolojik özellikler çıkartılmıştır.



Şekil 10. Kardiyak döngü bilgi fragmanının varyantları [33].

Tepe tespiti Özelliği Çıkarma, DC bileşenin kaldırılması, alçak geçişli filtreleme, yüksek geçişli filtreleme, türev filtre, kare ve hareketli pencere entegrasyonu ile başlayarak, bazı filtreler kullanarak Şekil

10'da görülen QRS kompleksinin algılanması ile başlar. Önleme yapılmamış sinyal ile aynı boyutta yeni bir vektör oluşturulmuş bu vektörde bütün QRS kompleksleri tespit edilmiştir. Bu vektör sağ ve sol olmak üzere ikiye ayrılır, sırasıyla Q ve S dalgalarının başlangıcı tüm sinyalde tespit edilir. P dalgasını elde etmek için soldan (Q dalgasının başlangıcından) 60 örneklilik bir pencere oluşturulur ve maksimum değer seçilir. T dalgasını elde etmek için ise sağdan (S dalgasının başlangıcından) 125 örneklilik bir pencere oluşturulur ve maksimum değer seçilir. R dalgası sol ve sağ arasındaki maksimum değeri bularak tespit edilir. Q tepesinin tespiti için, sol vektörde Q dalgasının başlangıcı ile R dalgası arasındaki minimum değer seçilir. S tepesinin tespiti için ise sağ vektörde S dalgasının başladığı nokta ile R dalgası arasındaki minimum değer seçilir. Bu işlemlerden sonra Şekil 11'de de görülebileceği gibi P, Q, R, S, T konumları tespit edilir.



Şekil 11. P, Q, R, S, T konumları tespit edilmiş EKG sinyalleri.

Bu dalgaların aralıkları genellikle çeşitli kalp hastalıklarını teşhis etmek için kullanılır. Bu dalgaların tüm özellikler arasında, dört tanesi tıbbi tanıda en sık kullanılanlarıdır.

RR aralığı: En göze çarpan özelliklerden biri olarak, R dalgası genellikle bir EKG sinyalinin periyodunu tanımlamak için kullanılır. RR aralığı, bazı kalp hastalıkları, örneğin aritmi durumunda düzensiz hale gelebilecek iki bitişik R dalgası arasındaki zaman aralığını gösterir;

PR aralığı: PR aralığı, P dalgasının başlangıcı ile QRS kompleksinin başlangıcı arasındaki süreyi ölçer. Dürtünün sinüs düğümünden ventriküllere ulaşması için geçen süreyi gösterir;

QT aralığı: QT aralığı, Q dalgasının başlangıcı ile ventriküler depolarizasyon ve repolarizasyon ile ilişkili olan T dalgasının sonu arasındaki süreyi temsil eder. QT aralığı normal değeri aşarsa, ventriküler fibrilasyon ve hatta ani kardiyak ölüm riski artar.

QRS kompleksi: QRS kompleksi esas olarak üç önemli dalgadan, yani Q dalgası, R dalgası ve S dalgasından oluşan ventriküler depolarizasyon ile ilişkilidir. QRS kompleksinin morfolojisi ve süresi analiz edilerek, belirli hastalıkların, örneğin elektrolit dengesizliği veya ilaç toksisitesi gibi durumların saptanması muhtemeldir. [34, 35] 'e göre EKG özelliklerinin normal değerleri Tablo 1'de listelenmiştir.

Tablo 1. EKG anahtar parametreleri için normal süreler [34, 35].

Öznitelik	Normal Aralık (s)
RR Aralığı	0,6-1
PR Aralığı	0,12-0,20
QT Aralığı	0,32-0,44
QRS Süresi	<0,12

Bu parametreler için normal sürelerin dışında bir süre ortaya çıktığı zaman Status etiketi "Normal" yerine "Abnormal" ile değiştirilerek veri tabanına gönderilir. Doktor uygulamasında alarm oluşturulur ve parametreler uzman ile paylaşılır.

3. Bulgular ve Tartışma

Sonuçlar hem hasta yakınlarının hem de hastanın doktoru tarafından kullanılacak alarm uygulamasına aktarılır.



Şekil 12. Alarm uygulamasından ekran görüntüleri.

Uzman sistemde kayıtlı hastasını seçtikten sonra Şekil 12'de de görüldüğü gibi o hastaya ait kayıtlar ekrana gelmektedir. Hastanın SpO2 değeri, vücut sıcaklığı ve nabzının yanı sıra EKG sinyal kaydı da görülebilmektedir. Ayrıca, "Status" etiketinin yanında da Matlab üzerinde yapılan analiz sonucu ortaya çıkan "Normal" veya "Abnormal" uyarısı da görülebilmektedir. Aynı zamanda, "ECG DETAILS" butonuna tıklayarak Tablo 1'de verilen normal değerleri ve hasta değerleri de takip edilebilmektedir.

Hastanın kullandığı uygulamada ise: SpO2 değerinin %95'in altına düşmesi, vücut sıcaklığının 36 C°-37 C° aralığında olmaması, Nabzın 60-100 bpm arasında olmaması durumunda uzman doktora ve hasta yakınlarına uygulama üzerinden SMS ile bildirim gönderilir.

4. Sonuçlar

Bu çalışmada, hastaların sosyal alanlarında mobil olmalarını sağlayan bir kablosuz hasta izleme sistemi geliştirilmiştir. Geliştirilen sistem ile; hastanın EKG

sinyalini, kalp atış hızını, SpO2 değerini ve vücut sıcaklığını sürekli olarak Android tabanlı bir ara yüz üzerinden izleme olanağı elde edilmiştir. Hastanın fizyolojik parametrelerinin izlenmesi büyük bir ihtiyaçtır. Nesnelere interneti ile günümüzde bu işlem oldukça kolaylaşmıştır, fakat bu parametrelerin yalnızca izlenmesi yeterli olmamaktadır. Hastanın sürekli olarak EKG sinyali, SpO2 değeri, kalp atış hızı ve vücut sıcaklık değeri gibi temel parametrelerin takip edilmesi ve değerlendirilmesi gerekmektedir. Hastalar tek başlarına iken bazen durumlarının aciliyetinin farkında olmamaktadırlar. Bazen ise yakınlarına veya acil iletişim hatlarına ulaşmakta geç kalmaktadırlar. Hasta takip uygulaması sayesinde hasta kendi değerlerini takip edebilmektedir. Aynı zamanda, oluşturulan değerlendirme sistemi ile acil durumlarda hasta yakınları veya uzman doktora uyarı SMS'i de gönderilmektedir. Matlab üzerinde yapılan analizler sayesinde ise uzman doktora EKG sinyalinin yanı sıra daha detaylı sonuçlar da iletilmektedir.

Bu sisteme, tansiyon ölçümü gibi başka ölçümlerde eklenerek daha kapsamlı bir izleme ve değerlendirme sistemi oluşturulabilir. Aynı zamanda Matlab'da işletilen analiz sistemi çevrimiçi (online) bir platforma taşınarak, bulut üzerinden hesaplama ve analiz işlemi de yapılabilir. Bu şekilde daha hızlı ve daha kararlı bir sistem haline getirilebilir.

Çıkar Çatışması Beyanı:

Yazarlar tarafından herhangi bir çıkar çatışması belirtilmemiştir.

Etik Standartlar Beyanı:

Yazarlar bu çalışmada kullanılan materyal ve yöntemlerin etik kurul izni ve yasal-özel izin gerektirmediğini beyan eder.

Kaynaklar

- [1] "WHO | Cardiovascular diseases (CVDs)," WHO, 2017. [Online]. Available: <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs317/en/>. (Ziyaret tarihi: 12/02/2020).
- [2] Abadi M., Subramanian R., Kia S. et al , 2015. DECAF: MEG-based multimodal database for decoding affective physiological responses. *IEEE Transactions on Affective Computing*, doi: 10.1109/taffc.2015.2392932.
- [3] Chiauzzi E., Rodarte C., DasMahapatra P., 2015. Patient-centered activity monitoring in the self-management of chronic health conditions. *BMC Medicine*, 13(1). doi:10.1186/s12916-015-0319-2.
- [4] Pandey S., Voorsluys,W., Niu S., Khandoker A., Buyya R., 2012. An autonomic cloud environment for hosting ECG data analysis services. *Future Generation Computer Systems*, 28(1), 147–154. doi:10.1016/j.future.2011.04.022.
- [5] Yakut O., Solak S., Bolat E.D., 2015. Implementation of a web-based wireless ECG measuring and recording system. In *17th International Conference on Medical Physics and Medical Sciences, Istanbul (Vol. 9, No. 10, pp. 815-818)*.
- [6] Yang Z., Zhou Q., Lei L., Zheng K., Xiang, W., 2016. An IoT-cloud Based Wearable ECG Monitoring System for Smart Healthcare. *Journal of Medical Systems*, 40(12). doi:10.1007/s10916-016-0644-9.
- [7] Catarinucci L., de Donno D., Mainetti L., Palano L., Patrono L., Stefanizzi M.L., Tarricone L., 2015. An IoT-Aware Architecture for Smart Healthcare Systems. *IEEE Internet of Things Journal*, 2(6), 515–526. doi:10.1109/jiot.2015.2417684.
- [8] Li C., Hu X., Zhang L., 2017. The IoT-based heart disease monitoring system for pervasive healthcare service. *Procedia Computer Science*, 112, 2328–2334. doi:10.1016/j.procs.2017.08.265.
- [9] Saha J., Saha A.K., Chatterjee A., Agrawal S., Saha A., Kar A., Saha H.N., 2018. Advanced IOT based combined remote health monitoring, home automation and alarm system. *2018 IEEE 8th Annual Computing and Communication Workshop and Conference (CCWC)*. doi:10.1109/ccwc.2018.8301659.
- [10] Kalid N., Zaidan A.A., Zaidan B.B., Salman O.H., Hashim M., Muzammil H., 2017. Based Real Time Remote Health Monitoring Systems: A Review on Patients Prioritization and Related "Big Data" Using Body Sensors information and Communication Technology. *Journal of Medical Systems*, 42(2). doi:10.1007/s10916-017-0883-4.
- [11] Walinjkar A., Woods J., 2017. Personalized wearable systems for real-time ECG classification and healthcare interoperability: Real-time ECG classification and FHIR interoperability. *2017 Internet Technologies and Applications (ITA)*. doi:10.1109/itecha.2017.8101902
- [12] Rofouei M., Sinclair M., Bittner R., Blank T., Saw N., DeJean G., Heffron J., 2011. A Non-invasive Wearable Neck-Cuff System for Real-Time Sleep Monitoring. *2011 International Conference on Body Sensor Networks*. doi:10.1109/bsn.2011.38.
- [13] Bsoul M., Minn H., Tamil L., 2011. Apnea MedAssist: Real-time Sleep Apnea Monitor Using Single-Lead ECG. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, 15(3), 416–427. doi:10.1109/titb.2010.2087386.

- [14] Chin-Teng Lin, Chun-Hsiang Chuang, Chih-Sheng Huang, Shu-Fang Tsai, Shao-Wei Lu, Yen-Hsuan Chen, Li-Wei Ko., 2014. Wireless and Wearable EEG System for Evaluating Driver Vigilance. *IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems*, 8(2), 165–176. doi:10.1109/tbcas.2014.2316224
- [15] Lin W.-Y., Lee M.-Y., Chou W.-C., 2014. The design and development of a wearable posture monitoring vest. 2014 IEEE International Conference on Consumer Electronics (ICCE). doi:10.1109/icce.2014.6776027
- [16] Sardini E., Serpelloni M., Pasqui V., 2015. Wireless Wearable T-Shirt for Posture Monitoring During Rehabilitation Exercises. *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, 64(2), 439–448. doi:10.1109/tim.2014.2343411
- [17] Stone E.E., Skubic M., 2015. Fall Detection in Homes of Older Adults Using the Microsoft Kinect. *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics*, 19(1), 290–301. doi:10.1109/jbhi.2014.2312180.
- [18] Mitra U., Emken B.A., Lee S., Li M., Rozgic V., Thatte G., ... Sukhatme G., 2012. KNOWME: a case study in wireless body area sensor network design. *IEEE Communications Magazine*, 50(5), 116–125. doi:10.1109/mcom.2012.6194391
- [19] Shanmugasundaram G., Thiyagarajan P., Janaki A., 2016. A Survey of Cloud Based Healthcare Monitoring System for Hospital Management. *Advances in Intelligent Systems and Computing*, 549–557. doi:10.1007/978-981-10-1675-2_54.
- [20] Hu S., Shao Z., Tan J., 2011. A Real-Time Cardiac Arrhythmia Classification System with Wearable Electrocardiogram. 2011 International Conference on Body Sensor Networks. doi:10.1109/bsn.2011.17.
- [21] Reyes B.A., Posada-Quintero H.F., Bales J.R., Clement A.L., Pins G.D., Swiston A., ... Chon K.H., 2014. Novel Electrodes for Underwater ECG Monitoring. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 61(6), 1863–1876. doi:10.1109/tbme.2014.2309293
- [22] Patel S., Park H., Bonato P., Chan L., Rodgers M., 2012. A review of wearable sensors and systems with application in rehabilitation. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 9(1), 21. doi:10.1186/1743-0003-9-21.
- [23] <https://electronza.com/ecg-ekg-boards-test/>, (Ziyaret tarihi: 19/03/2020).
- [24] <https://electronilab.co/tienda/max30100-sensor-de-concentracion-de-oxigeno-y-ritmo-cardiaco/>, (Ziyaret tarihi: 19/03/2020).
- [25] <https://www.espruino.com/DS18B20>, (Ziyaret tarihi: 19/03/2020).
- [26] <https://www.roboshop.com.tr/esp32-wroom-modulu>, (Ziyaret tarihi: 19/03/2020).
- [27] Ali Azzi, Wireless Heart Rate Monitor, <https://sites.google.com/site/aliandakiyo2013/design-specification>, (Ziyaret tarihi: 19/03/2020)
- [28] Yıldırım Ö., 2017. Kalp aritmisinin çift dalga boyulu PPG sinyalleri kullanılarak belirlenmesi. Yüksek Lisans Tezi, Karadeniz Teknik Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Trabzon, Türkiye
- [29] Rusch T.L., Sankar R., Scharf J.E., 1996. Signal processing methods for pulse oximetry. *Computers in Biology and Medicine*, 26(2), 143–159. doi:10.1016/0010-4825(95)00049-6
- [30] Tabulated Molar Extinction Coefficient for Hemoglobin in Water, Scott Prahl, <http://omlc.org/spectra/hemoglobin/summary.html>.
- [31] MAX30102: High-Sensitivity Pulse Oximeter and Heart-Rate Sensor for Wearable Health., (Ziyaret tarihi: 19/03/2020) Available: <https://datasheets.maximintegrated.com/en/ds/MAX30102.pdf>.
- [32] Donoho D. L., Johnstone I.M., 1994. Ideal spatial adaptation by wavelet shrinkage. *Biometrika*, 81(3), 425–455. doi:10.1093/biomet/81.3.425
- [33] Nemirko A.P., Lugovaya T.S., 2005.. Biometric human identification based on electrocardiogram. In *Proceedings of the XIIIth Russian Conference on Mathematical Methods of Pattern Recognition*, Moscow, Russian (pp. 20-26).
- [34] Gertsch M., 2004. The Normal ECG and its (Normal) Variants. *The ECG*, 19–43. doi:10.1007/978-3-662-10315-9_4
- [35] ECGlibrary.com: Normal adult 12-lead ECG. In: [Ecglibrary.com](http://www.ecglibrary.com/norm.php). <http://www.ecglibrary.com/norm.php>, (Ziyaret tarihi: 19/02/2020).