

# UZAKTAN İZLENEBİLİR HASTA PARAMETRELERİ SİSTEMİ

Mükerrem Kuzu<sup>2</sup> Orhun Taş<sup>1</sup> ve Gökalp Tulum<sup>2</sup>

<sup>1</sup>İstanbul Yeni Yüzyıl Üniversitesi Mühendislik Mimarlık Fakültesi Biyomedikal Mühendisliği Bölümü  
34010 Cevizlibağ, İstanbul, orhuntas@gmail.com

<sup>2</sup>İstanbul Yeni Yüzyıl Üniversitesi Mühendislik Mimarlık Fakültesi Elektrik Elektronik Mühendisliği Bölümü  
34010 Cevizlibağ, İstanbul, mukerremkuzu33@gmail.com, gokalp.tulum@yeniyyuzuil.edu.tr

## Özetçe

Dünya üzerinde milyonlarca insan kardiyovasküler hastalıklar, felç veya kısmi felç ve hipertansiyon gibi kronik hastalıklarla hayatlarını sürdürmektedir. Bu hastaların sağlık sistemine maliyetleri oldukça yüksektir. Bu noktada hem erken teşhisin hem de teşhis sonrası hastalıkla ilgili tansiyon, kandaki oksijen yüzdesi ve vücut ısısı gibi yaşamsal verilerin sürekli takibi oldukça önem taşımaktadır. Bu tür verilerin hastane ve poliklinik ortamında kolaylıkla takip edilebilmektedir. Buna karşı hasta parametrelerinin ev ve ofis ortamında takip edilmesi zordur. Ayrıca hastaların sürekli takibi ve hayat standartları düşünüldüğünde hem maliyetli olmakta hem de kolaylıkla uygulanamamaktadır. Günümüzde oldukça gelişmiş olan ve günlük hayatımızda geniş yer tutan kablosuz iletişim teknolojilerinin bu tarz hastalıkların hem erken tanısında hem de teşhisinde kullanılması sağlık alanında köklü değişiklikler getirecektir.

Bu çalışmada amaçlanan; tansiyon, kandaki oksijen yüzdesi ve vücut ısısı gibi hayati verilerin sürekli takibini sağlamak ve ilgili sağlık ekibiyle hasta ve hasta yakınları arasında iletişim kurmaktır.

## 1. Giriş

Teknolojinin en büyük faydalarından biri de sağlık alanındaki katkılarıdır. Özellikle elektronik teknolojisi, günümüz sağlık alanının hemen her yerinde aktif bir şekilde kullanılır. Günden güne gerçekleşen bu gelişmelerde elektronik donanımlarının sağlık alanındaki payı da artmaktadır. Çünkü elektronik donanımlar sağlık sektöründe birçok zorluğun pratik çözümüdür. Literatürde tansiyon, kandaki oksijen yüzdesi ve vücut sıcaklığının ölçümüyle ilgili farklı çalışmalar bulunmaktadır.

Pedro Santos'un oksijen saturasyonu (SpO<sub>2</sub>) üzerine 2012 yılında yaptığı çalışma incelendiğinde SpO<sub>2</sub> sensörü ile kandaki oksijen oranının ölçüldüğü, hidrostatik ve basınçla olan etkileşiminin incelendiği görülmektedir [1]. Reddy ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada nabız oksimetrenin temellerinden olan, fotoelektrik pletismografi ile olan ilişkiden bahsedilirken, kalibrasyon eğrisi kullanılarak emilim katsayıları hesaplanmıştır [2]. Adochiei ve arkadaşlarının çalışmasında ise radyo frekansı (RF) teknolojisi kullanılarak kablosuz nabız oksimetre tasarlanmıştır [3]. Tasarlanan bu nabız oksimetreyi kablosuz veya mobil teknolojisini kullanarak

telemonitörize etmişlerdir [3]. Gözde Ateş ve Kemal Polat'ın yaptığı çalışmada parmağa takılan sensör içindeki kırmızı ve kızılötesi ledlerden gönderilen sinyallerin kandaki emilme oranlarına göre saturasyon değerleri hesaplanmıştır. Tasarlanan nabız oksimetre cihazının donanım kısmında ledler ve iki farklı dalga boyundaki fotodetekörler kullanılmıştır [4]. Motorola Freescale'dan Santiago Lopez "Pulse Oksimetre Temelleri ve Tasarımı" adlı çalışmasında ise SpO<sub>2</sub> ölçümlerini Freescale MED-SpO<sub>2</sub> ile yapmıştır. MED-SpO<sub>2</sub>, Freescale'in geliştirdiği deneysel bir nabız oksimetre modülüdür [5].

Özen Elif Kadife çalışmasında, kablosuz bir tansiyon aleti tasarlamış ve verilerini Beti GSM/GPRS modülü ile aktarmıştır [6]. Sabri Altunkaya yaptığı çalışmasında ise oskültasyon yöntemi kullanılarak kan basıncını ölçen ve kaydeden hassas portatif bir ölçüm sistemi tasarlamıştır [7]. PIC16F877 ile diastolik ve sistolik değerler tespit edilerek sonuç ve kayıtlar LCD ekranda görüntülemiştir. Gerçekleştirilen bu portatif kan basıncı ölçüm sistemi 3 farklı kullanıcıya ait 24 farklı tansiyon değerini belleğinde saklayabilmektedir [7].

Metin Kapıdere, ve arkadaşları vücut sıcaklığı ile ilgili yaptığı çalışmada dört sıcaklık algılayıcı ve mikrodenetleyici kontrollü termoelektrik termohipoterm tıp cihazı tasarlamışlardır [8]. Termohipoterm tıp cihazı; travmatolojide beyin ve açık kalp ameliyatlarında, ameliyat sonrasında ve ateşin düşürülmesinde kullanılmaktadır. Sistemde dört termokupl kullandıktan sonra farklı noktalardaki sıcaklıklar ölçülerek PIC16F877 mikrodenetleyicisi ile sayısal değere dönüştürülmekte ve sistemin sıcaklık kararlılığı test edilmektedir. Sıcaklık kontrolü darbe genişlik modülasyonu (PWM) ile gerçekleştirilmektedir [8].

Bu çalışmada hastaya bağlanacak cihaz, ölçümlerin insansız olarak alınmasını sağlayarak önemli zaman tasarrufu ve kolaylık sağlayacaktır. Ayrıca hastanın durumunun anlık takip edilebilmesi, olası kötü durum senaryolarında hızlı müdahaleyi sağlayacak ve hastanın ani ölüm riskini azaltacaktır.

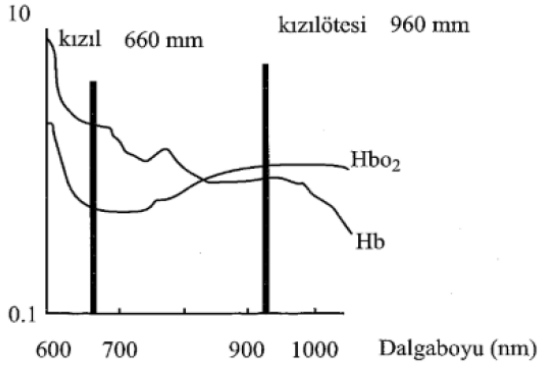
## 2. Materyal ve Metod

Geliştirilen uzaktan izlenebilir hasta parametreleri sistemi genel olarak 3 adımdan oluşmaktadır. Bu adımlar; oksijen saturasyonunun tespit edilmesi, vücut sıcaklığının

belirlenmesi ve tansiyonun ölçülmesini içermektedir. Bu ölçümler için farklı sensörler kullanılarak elde edilen analog veriler Arduino mega işlemci kartı yardımı ile işlenmektedir [9].

## 2.1 Oksijen Saturasyon Ölçümü

Nabız oksimetre, kalp atımı olan atardamarlardaki farklı hemoglobinin ışık emilimlerini kaydederek arteriyel kandaki oksijen saturasyonunun non-invasive olarak ölçen bir monitörizasyon yöntemidir. Oksimetre, oksijenize ve indirgenmiş hemoglobinin kızıl ve kızılötesi ışıkları farklı miktarlarda absorbe etmeleri prensibine dayanır. Bu prensipte transparan bir maddeden geçen monokromatik ışığın emilimini ifade eden Beer ve Lambert kanunlarının bileşimidir [10]. Lambert-Beer kanununa göre pulse oksimetrede iki dalga boyunda ışık kullanılır. Kızıl 660 nanometre (nm) ve kızılötesi 960 nm dalga boylarındaki ışıklar pulsatile damar yatağını aydınlatırken, bu ışıkların hemoglobinin (Hb) tarafından emilimindeki değişimler ölçülür. Oksihemoglobin (HbO<sub>2</sub>) daha çok kızıl ışık absorbe eder. Kızıl ve kızılötesi ışığın ışık absorbe eğrileri Şekil 1'de verilmiştir [10].



Şekil 1. Oksihemoglobin ve deoksihemoglobinin ışık absorpsiyon farkları

Nabız oksimetre sensörleri bu iki dalga boyunda ışık absorpsiyonunun değişken bileşenini ölçerek bunu sabit bileşene bölmektedir. Oksimetre daha sonra iki absorpsiyon oranını oranların oranı formülü ile hesaplar [11].

$$R = \left(\frac{AC_{660}}{DC_{660}}\right) / \left(\frac{AC_{960}}{DC_{960}}\right) \quad (1)$$

Burada AC değişken bileşeni ifade ederken DC sabit bileşeni ifade etmektedir. R ise absorpsiyon oranıdır. Oksijen saturasyon değerinin belirlenebilmesi için absorpsiyon oranı yardımı ile deneysel olarak belirlenen aşağıdaki formül kullanılmaktadır [11].

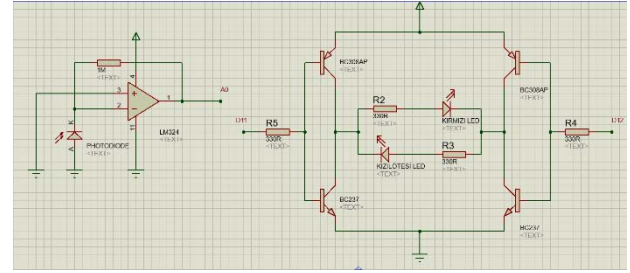
$$\%SpO_2 = 110 - 25xR \quad (2)$$

Gerçekleştirilen çalışmada AC ve DC bileşen değerlerini hesaplamak için 10 ms'n'de bir alınan 50 örnek değeri kullanılmıştır. AC bileşen için örneklerin karesel ortalama değerleri kullanılırken DC bileşen için örneklerin ortalamaları kullanılmıştır.

$$AC = \sqrt{\frac{1}{50} \sum_{i=1}^{50} x^2[n]} \quad (3)$$

$$DC = \frac{1}{50} \sum_{i=1}^{50} x[n] \quad (4)$$

Şekil 2'de oksijen saturasyonu için geliştirilen sistem gösterilmektedir.



Şekil 2. Oksijen saturasyon ölçümü için geliştirilen sistem.

## 2.2 Vücut Sıcaklığı Ölçümü

Vücut sıcaklığı, vücudun ısıyı ayarlama ve atma becerisinin bir ölçüsüdür. Organizmaların işleyişinin sürdürülebilirliği açısından organizmanın kendini ayarladığı ideal bir sıcaklık değeri vardır, bu sıcaklık organizmanın içinde meydana gelen kimyasal reaksiyonların dengesini sağlar.

Bu çalışmada deri üzerinden vücut sıcaklığını algılayan medikal sıcaklık sensörü kullanılmıştır. Bu sensör termorezistif elemandır. Medikal sıcaklık sensörleri hassas algılayıcılardır. Uzun süreli elektriksel direnç kararlılığı, eleman doğrusallığı ve tekrarlanabilirlikleri ile güvenilir sıcaklık sensörleridir. Medikal sıcaklık sensörlerinin dirençleri sıcaklık ile ters orantılıdır. Sıcaklık sensörü kendinden beslemeli bir eleman olmayıp üzerinden geçen akım nedeniyle ısınabilir ve sistemde hatalara sebep olabilir. Bu hataları en aza indirmek ve doğru ölçüm yapabilmek için sıcaklık sensörü mümkün olan en küçük akımla sürülmüş, hataları en aza indirmek için logaritmik bir algoritma kullanılmıştır. Bu algoritmada sensörden alınan değerleri aşağıdaki logaritmik fonksiyon ile önce Kelvin sıcaklık birimine daha sonra ise Celsius sıcaklık birimine dönüştürülmüştür.

$$Sıcaklık = 4 \log \frac{1024}{V - 1} \quad (5)$$

Burada V sensör tarafından ölçülen gerilim değeridir. Sıcaklık ölçümleri için koltukaltı ve alından ölçüm yapıldı değerler karşılaştırılmış ve aynı sıcaklık değerlerinin elde edildiği görülmüştür. Şekil 3'te çalışmada kullanılan sıcaklık sensörü gösterilmiştir.

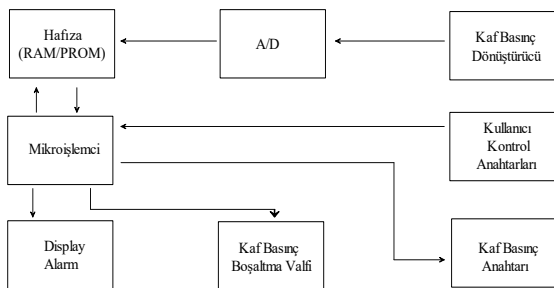


Şekil 3. Hastabaş monitörü için cilt ş probu

### 2.3 Kan Basıncı Ölçümü

Kan basıncı, kan damarlarının duvarlarına uygulanan basınçtır. Kan basıncı ölçümü hastanın dolaşım sistemi hakkında bilgi verir ve bu ölçüm atardamarlarla yapılır. Atardamarın bir manivela ile sıkılması ve bu sıkılmanın kan akımındaki etkilerinin gözlenmesine endirekt ölçüm denir. Endirekt yöntemlerde kan basıncının ölçülmesinde tıkaç düzenler kullanılır. Çok yaygın kullanılan tıkaç düzenler, kaf (kolluk) adı verilen, içi hava ile doldurulabilen, lastik torbalardır. Hastanın yağına göre çeltili boyutlarda yapılır. İnnvasif olmayan tansiyon ölçüm yöntemleri dokunma yöntemi, osilometrik yöntem, dinleme yöntemi, ultrasonik yöntem ve otomatik ölçüm yöntemi olarak sınıflanır [12]. Bu çalışmada otomatik ölçüm yöntemi tercih edilmiştir. Otomatik ölçüm sisteminde öncelikle kaf basıncı pompası belirlenen seviyeye gelene kadar basıncı artırılır. Daha sonra sistolik basıncı ile kaf basıncı eşitlenene kadar basıncı azaltma vanaş devreye girer. Son adımda ise kaf basıncı atmosferik basınca eşitlenene kadar basıncı azaltma vanaş çalır. Bu döngüde sistolik ve diastolik basınçlar sensör üzerinden okunur.

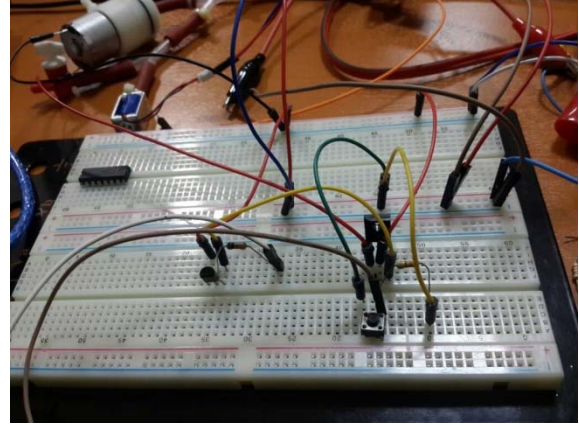
Kaf basıncının kan basıncına yaklaştığı durumlarda kaf basıncında en yüksek osilasyon değeri elde edilir. Osilasyon değerlerinin minimum ve maksimum tepeden tepeye genlik değerleri hesaplandıktan sonra kan basıncı değeri ile karşılaştırma yapılarak kan basıncı ölçümü elde edilir. Şekil 4.'de kan basıncı ölçümü blok diyagramı verilmiştir [12].



Şekil 4. Kan basıncı ölçümü blok diyagramı

Kan basıncı ölçüm blok diyagramından da görüldüğü üzere öncelikle kaf basıncı gerilim değeri sayısallaştırılmakta,

kullanıcı kontrol anahtarı ile aktif hale gelen mikrodenetleyici ile gerekli hesaplamalar yapıldıktan sonra kaf basıncı azaltma vanaş devreye girerek basıncı düşürmektedir. Şekil 5'te kan basıncı ölçümü için geliştirilen sistem verilmiştir.



Şekil 5. Kan basıncı ölçümü için geliştirilen sistem

### 3. Tartışma ve Sonuçlar

Yapılan çalışmada hastaya balanan sensörler yardımı ile elde edilen oksijen saturasyon, vücut sıcaklığı ve kan basıncı değerleri Arduino tabanlı denetleyici ile toplanarak sayısallaştırılmıştır. Gerçekleştirilen ölçüm değerleri biyomedikal uygulamalar ve hastanelerde kullanılan ölçüm cihazları (nabız oksimetre, atel ölçer ve sayısal tansiyon cihazı) ile karşılaştırılarak optimum değerlerin elde edildiği görülmüştür.

Gelecek çalışmalarda ölçüm için kullanılan kili sayısının artırılması hedeflenmektedir. Böylece geliştirilen sistemin optimizasyonu test edilebilir hale gelecektir. Ayrıca elde edilen verilerin kablosuz bir şekilde sağlık personeline ulaştırılması ile hastaların uzaktan kontrol edilebilmesi sağlanarak uzaktan izlenebilir hasta parametreleri sistemi haline getirilecektir.

Geliştirilen sisteme Elektrokardiyografi (EKG) sensörü eklenerek hastalardan alınan yalamsal verilerin sayısallaştırılması hedeflenmektedir.

### KAYNAKLAR

- [1] P. Sentos, Photoplethysmographic Logger with Contact Force and Hydrostatic Pressure Monitoring, University of Coimbra, 11, 2002.
- [2] K.A. Reddy, B. George, N.M. Mohan, V.J. Kumar, A Novel Calibration-Free Method of Measurement of Oxygen Saturation in Arterial Blood, IEEE, 58, 2009.
- [3] F. Adochiei, C. Rotariu, R. Ciobotariu, H. Costin, A Wireless Low-Power Pulse Oximetry System for Patient Telemonitoring, The 7th International Symposium on Advanced Topics in Electrical Engineering, May 12-14 2011.

- [4] G. Ateş, K. Polat, Bulanık Mantık ve Hareketli Ortalamaya Dayanan Pulse Oksimetre ile Kandaki Oksijen Saturasyonunun Ölçülmesi, TMMOB EMO Ankara, 18, 2012.
- [5] S. Lopez, Blood Pressure Monitor Fundamentals and Design, Freescale Semiconductor, 2, 2012.
- [6] E. Özen, GSM Haberleşme Özellikli Sayısal Tansiyon Ölçüm Sistemi, Başkent Üniversitesi, 2015.
- [7] S. Altunkaya, Mikrodenetleyici Temelli Kan Basıncı Ölçme ve Kayıt Sistemi, Elektrik-Elektronik Mühendisliği 10. Ulusal Kongresi, 446, 2003.
- [8] M. Kapıdere, R. Ahıska, İ. Güler, Dört Sıcaklık Algılayıcı ve Mikrodenetleyicili Termohipoterm Sistemi, 3. Uluslararası Gelişmiş Teknoloji Sempozyumu Ankara, 90, 2003.
- [9] <http://www.arduino.cc>
- [10] T. Umuroğlu, Pulse Oksimetre, Türk Yoğun Bakım Derneği Dergisi, 4-96, 2006.
- [11] U. Yetkin, N. Karahan, A. Gürbüz, Klinik Uygulamada Pulse Oksimetre, Van Tıp Dergisi, 9-127, 2002.
- [12] T.C. Milli Eğitim Bakanlığı, Hastabaşı Monitör Kurulumu, Ankara, 5-7, 2011.