

# Bulanık Mantık ve Hareketli Ortalamaya Dayanan Pals Oksimetre İle Kandaki Oksijen Saturasyonunun Ölçülmesi

Gözde ATEŞ

Elektrik-Elektronik Mühendisi  
gozde.ates@hotmail.com

Kemal POLAT

Elektrik-Elektronik Mühendisi  
kpolat@ibu.edu.tr

## Özet

Kandaki oksijen miktarının ölçülmesinde pals oksimetre cihazı, noninvaziv bir yöntem olmasından dolayı en çok tercih edilen bir yöntem haline gelmiştir. Pals oksimetre cihazında, kırmızı ve kızılötesi LED'ler tarafından fotodiyoda sinyal gönderilir. Kandaki oksijen saturasyonu miktarının modellenmesinde bu sinyallerin oranı (R) ile saturasyon değeri ( $SpO_2$ ) değeri arasında doğrusal bir denklem oluşturulması gerekmektedir. Normalde, bu denklemin oluşturulabilmesi için kalibrasyon eğrisine ihtiyaç vardır. Kalibrasyon eğrisinin elde edilmesi için de bir kalibrasyon cihazına ihtiyaç vardır. Bu cihazın çok maliyetli olmasından dolayı bu çalışmada, bu eğrinin elde edilmesi için sağlıklı kişilerden elde edilen emilim katsayıları kullanılmıştır. Bu çalışmada ilk olarak, parmağa takılan oksijen saturasyon sensörü içindeki kırmızı LED ve kızılötesi LED'lerden gönderilen sinyallerin kandaki emilme oranlarına göre R (kırmızı/kızılötesi) değeri hesaplanır. Daha sonra, bu hesaplanan R değeri bulanık mantık algoritmasına giriş olarak verilerek,  $SpO_2$  (oksijen saturasyon) değeri hesaplanır. Ayrıca, emilim katsayıları kullanılarak R ve  $SpO_2$  arasında doğrusal bir denklem oluşturulmuş ve bulanık mantık ile hesaplanan  $SpO_2$  değerleri ile karşılaştırılmıştır. Elde edilen sonuçlar, bulanık mantık ile hesaplanan  $SpO_2$  değerlerinin daha güvenilir ve daha sağlıklı olduğunu göstermektedir.

Anahtar kelimeler: Pals Oksimetre, oksijen saturasyonu,  $SpO_2$  sensör, bulanık mantık.

## 1. Giriş

Pals oksimetre kandaki oksijen saturasyonunun devamlı ve noninvaziv olarak ölçümüdür. Bu pratik yöntem

genellikle sübjektif gözlemler ile saptanamayan arteriyel hipokseminin erken fark edilmesini sağlar. Pals Oksimetre cihazları uyku apnesi ve solunum hastalıklarının teşhisinde kullanılır. Örneğin; pnömoni, astım, kronik obstruktif akciğer hastalığı, kronik bronşit, amfizem, konjestif kalp yetmezliği ve pulmoner ödemi vb. [1].

Bir ışık kaynağı ve ışık dedektöründen oluşan sensörün arasına parmak ucu, kulak memesi gibi iyi perfüze olan dokuların yerleştirilmesi ile ölçüm yapılabilir. Oksimetrede temel kural, oksijene ve redükte hemoglobinin ayırt edilmesidir. Bu ayırım kırmızı ve kızılötesi ışınların emilim oranının bir mikrodenetleyici yardımıyla analiz edilmesi ile sağlanır. Işık yayma diyotlarından gönderilen kırmızı (660 nm dalga genişliğinde) ve kızılötesi ışık (940 nm dalga genişliğinde) dokunun karşı tarafında bulunan fotodedektöre iletilir ve ışığın emilim derecesi belirlenir. Kırmızı ışık hemoglobin, kızılötesi ışık oksihemoglobin tarafından absorbe edilir. PO probu temas yüzü doku yüzeyine degecek şekilde arterial perfüzyonlu bir doku üzerine yerleştirildiğinde, fotodedektör ışın yayma diyotlarından damarın karşısına gönderilen ışığın şiddetini ölçer ve kaydeder [2].

Literatürde, pals oksimetre ile birçok çalışma yapılmıştır. Bunlar arasında, Reddy ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada pals oksimetrenin temellerinden, fotoelektrik pletismografi ile olan ilişkisinden bahsedilmiştir [3]. Reddy ve arkadaşlarının diğer bir çalışmasında ise ilk çalışmada kullanılan kalibrasyon eğrisi bırakılarak emilim katsayıları ile hesaplama yapılmıştır [4]. Shafique ve arkadaşlarının çalışmasında 20 hasta insanla deney yapılmış ve bütün pulse oksimetre çeşitleri için sonuçlar karşılaştırılmıştır [5].

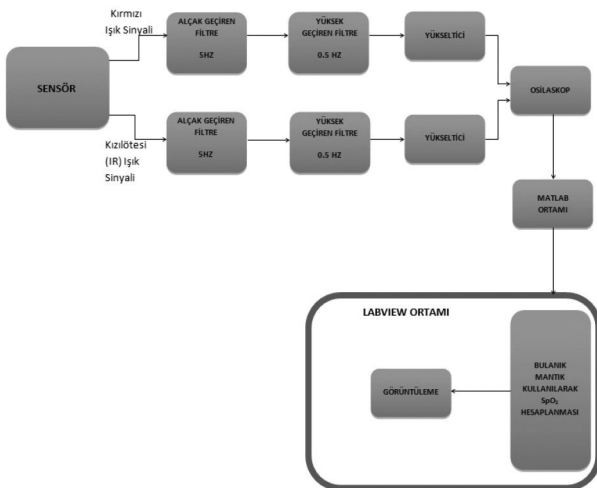
Adochiei ve arkadaşlarının çalışmasında RF teknolojisi kullanılarak wireless pals oksimetre tasarlanmıştır. Ayrıca WiFi veya GSM/GPRS teknolojisi kullanılarak telemonitörize edilmiştir [6].

Yapılan çalışmalardan görülüyor ki SpO2 değerinin hesaplanmasında bulanık mantık kullanılmamıştır. Bu çalışmada ilk olarak bizim tarafımızdan oksijen saturasyon değerinin hesaplanmasında bulanık mantık yöntemi kullanılmıştır.

Bu çalışmada pals oksimetre cihazının donanım ve yazılım kısmı anlatılmıştır. Donanım kısmında LED'ler ve iki farklı dalga boyundaki fotodetektörler kullanılarak (biri kızılötesi diğeri kırmızı) parmağa takılacak sensör tasarlanmış ve elektronik devrelerle (filtreler ve op-amplar) sensörden alınan sinyal işlenmiştir. Yazılım kısmında saturasyon değerini hesaplamak için bulanık mantık yöntemi kullanılmıştır. Kullanılan sistem Labview programı içine gömülmüştür.

## 2. Çalışma Biçimi

Bu çalışmada tasarlanan pals oksimetre 5 kısımdan oluşmaktadır. Bu kısımlar; sinyal alma(sensör), filtreleme, kuvvetlendirme, bulanık mantık ve görüntüleme kısımlarıdır. Şekil 1, önerilen pals oksimetre cihazının blok şemasını göstermektedir.



Şekil 1: Sistemin Genel Blok Şeması

Sistemin çalışması şu şekildedir: Sensörden alınan toplam sinyal tutma ve örnekleme ile engellenen ışıktan oluşan gürültünün filtrelenmesi için alçak geçiren filtreden (AGF), DC sinyalin filtrelenmesi için yüksek geçiren filtreden (YGF) geçirilir. Geriye kalan AC sinyalleri yükseltilecek osiloskoba verilir. Osiloskoptan alınan veriler MATLAB ve Labview programına verilerek SpO2 değeri hesaplanır. Pals oksimetreyi oluşturan kısımlar aşağıda açıklanmıştır.

### 2.1. Sensör

Sistemin sensör kısmında Red ve IR LED'lerden gönderilen ışık sinyalleri parmağın üzerinden geçerek fotodiyot tarafından alınır. Kullanılan Red LED 660 nm, IR LED ise 940 nm dalga boyundadır. Biz bu çalışmamızda, FMT-RAS-NLC/L yetişkin parmak tipi sensör kullandık.

### 2.2. Filtreleme

#### 2.2.1. Alçak Geçiren Filtre

Alçak geçiren filtrede, kesme frekansı yaklaşık 5 Hz'dir. Sensörden alınan sinyallerdeki gürültüleri filtrelemek için kullanılır.

#### 2.2.2. Yüksek Geçiren Filtre

Yüksek geçiren filtrede, kesme frekansı yaklaşık 0,5 Hz'dir. DC sinyalleri filtrelemek için kullanılır. Aynı zamanda bu filtre, yükselticinin tersleyen ucunun girişinde, ön yükseltmeye sahiptir.

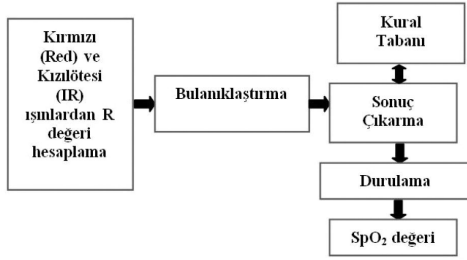
### 2.3. Yükseltici

Yükseltici devrenin kazancı 57'dir. DC sinyalleri filtrelendikten sonra ADC'ye gönderilecek olan sinyalleri yükseltmek amacıyla kullanılır.

### 2.4. Bulanık Mantık Kontrolü

Osiloskoptan alınan dijital veriler bulanık mantık algoritması ile görüntülenecek saturasyon değerine dönüştürülmüştür. Sinyallerden (red ve IR LED'lerden) elde edilen R değeri bulanık mantık algoritmasına giriş olarak verilir, çıkışta ise SpO2 değeri elde edilmiştir.

R değerlerini gösteren giriş üyelik fonksiyonunda 21 üçgen üyelik fonksiyonu, S değerini gösteren çıkış üyelik fonksiyonunda ise 21 üçgen üyelik fonksiyonu kullanılmıştır. İsim olarak mf1'den mf21'e kadar her iki üyelik fonksiyonu isimlendirilmiştir. Üçgen üyelik fonksiyonu, düşük R değerleri için yüksek S değerleri elde etmek için seçilmiştir. Oluşturulan kural tabanı Tablo 1'de verilmiştir. Kurallardan elde edilen değerleri durulamak için (durulama işlemi) centroid of area (COA) yöntemi kullanılmıştır. Bulanık mantık kontrol sisteminin blok diyagramı şekil 6'da verilmiştir. Bulanık kontrol kısmı Labview programı içerisinde gerçekleştirilmiştir.



Şekil 6: Bulanık Mantık Akış Şeması

**TABLO I**  
**BULANIK MANTIK KURAL TABANI**

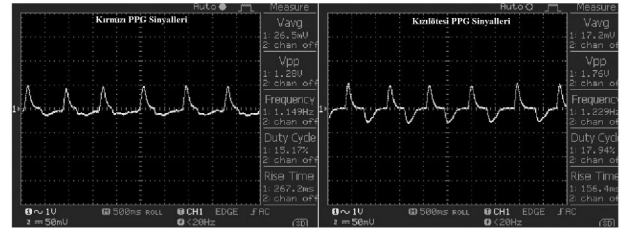
Kural Numarası	Kurallar
1	If R is mf1 then S is mf21
2	If R is mf2 then S is mf20
3	If R is mf3 then S is mf19
4	If R is mf4 then S is mf18
5	If R is mf5 then S is mf17
6	If R is mf6 then S is mf16
7	If R is mf7 then S is mf15
8	If R is mf8 then S is mf14
9	If R is mf9 then S is mf13
10	If R is mf10 then S is mf12
11	If R is mf11 then S is mf11
12	If R is mf12 then S is mf10
13	If R is mf13 then S is mf9
14	If R is mf14 then S is mf8
15	If R is mf15 then S is mf7
16	If R is mf16 then S is mf6
17	If R is mf17 then S is mf5
18	If R is mf18 then S is mf4
19	If R is mf19 then S is mf3
20	If R is mf20 then S is mf2
21	If R is mf21 then S is mf1

## 2.5. Görüntüleme

Bulanık mantık algoritması sonucu elde edilen SpO2 değerleri, Labview™ programı arayüzü ile görüntülenmiştir.

## 3. Deneysel Sonuçlar

Önerilen pulse oksimetre sisteminde oksijen saturasyon değerinin hesaplanmasında hem regresyon yöntemi hem de bulanık mantık yöntemi kullanılmıştır. Şekil 9, foto diyottan geçen Red ve IR LED sinyallerini göstermektedir.



Şekil 9: Fotodiyottan geçen Red ve IR LED sinyalleri

Fotodiyot çıkışından alınan bu gerilim sinyallerinin AC (Vpp) ve DC (Vrms) değerleri alınarak R (ratio) değeri eşitlik 1'deki gibi hesaplanmıştır. Bu çalışmada, oksijen saturasyon değerinin hesaplanmasında emilim katsayıları kullanılmıştır.

$$R = (ACRED/DCRED)/(ACIR/DCIR) \quad (1)$$

Oksijen saturasyonu değerlerinin R değerine göre modellenmesinde lineer regresyon yöntemi kullanılarak eşitlik 3 elde edilmiştir. Bu eşitliğe göre elde edilen R ve S değerlerini gösteren eğri şekil 10'da verilmiştir.

$$S = -22,2062 * R + 97,3751 \quad (2)$$

Bulanık mantık ile SpO2 hesaplanmasında ise üyelik fonksiyonlarıyla elde edilen R ve SpO2 değerleri modellenerek eşitlik 3 elde edilmiştir.

$$S = -21,5665 * R + 104,0803 \quad (3)$$

Elde edilen analog sinyallerde hareket nedeniyle oluşan gürültüleri gidermek amacıyla MATLAB

ortamında hareketli ortalama (moving average) filtresi oluşturulmuştur. Hareketli ortalama, tam verinin farklı alt kümeleri oluşturularak başlangıç noktalarının bir dizisini analiz etmek için kullanılan bir sonlu dürtü yanıtı filtre türüdür [8]. Bu tez çalışmasında filtreleme 5 farklı nokta sayısı için yapılmıştır.

Seçilen filtreleme noktaları ile hesaplanan SpO<sub>2</sub> değerleri Tablo 2’de verilmiştir.

M	AC <sub>RED</sub> /DC <sub>RED</sub>	AC <sub>IR</sub> /DC <sub>IR</sub>	R	SpO <sub>2</sub> (klasik yöntem)	SpO <sub>2</sub> (bulanık mantık yöntemi)
11	1,839	3,261	0,563	84,85	91,92
41	1,639	2,671	0,612	83,76	90,86
61	1,464	2,251	0,649	82,95	90,07
81	1,295	1,928	0,670	82,48	89,62
101	1,151	1,725	0,667	82,55	89,69

Tablo 4.2: Değişik M noktaları için hesaplanan SpO<sub>2</sub> değerleri

Örnekleme için 5 ayrı kişiden örnek alınarak karşılaştırma yapılmıştır. Çıkan sonuçlar Tablo 3’te gösterilmiştir.

	R değeri	SpO <sub>2</sub> değeri	SpO <sub>2</sub> değeri
1	0,865	78,16	85,42
2	0,809	79,39	86,61
3	0,612	83,76	90,86
4	0,965	75,92	83,25
5	0,548	85,18	92,24

Tablo 4.3: Beş ayrı kişiden alınan SpO<sub>2</sub> ölçümlerinin karşılaştırılması

#### 4. Sonuç

Bu çalışmanın asıl amacı, emilim katsayıları ve bulanık mantık yöntemi kullanılarak puls oksimetre cihazının maliyetinin azaltılması ve ölçümlerde gerçeğe daha yakın sonuçlar elde etmektir. Bu sistemde kalibrasyon cihazı kullanılmadığından maliyet azaltılmıştır. Normalde kullanılan lineer denklem yöntemi yerine de bulanık mantık yöntemi kullanılarak gerçeğe daha yakın sonuçlar elde edilmiştir.

#### 5. Kaynaklar

- (1) <http://www.baskent.edu.tr/~bmeweb/20494423.htm> (Son Erişim: Mayıs, 2012)
- (2) M. E. Altuğ, R. Gönenci, "Pulse Oksimetre ile Arteriyel Oksijenasyonun İzlenmesi", Veteriner Cerrahi Dergisi (2003), 9 (3-4), 58-62.
- (3) K. A. Reddy, B. George, N. M. Mohan, V. J. Kumar, "A Novel Method for The Measurement of Oxygen Saturation in Arterial Blood", Instrumentation and Measurement Technology Conference Proceedings, 2008. I2MTC 2008. IEEE, 2008.
- (4) 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 Transactions On Instrumentation And Measurement, 58(5), 2009, 1699-1705.
- (5) M. Shafique, P.A. Kyriacou, S K Pal, "Investigation Of Pulse Oximeter Failure Rates During Artificial Hypoperfusion Utilising A Custom Made Multimode Pulse Oximetry Sensor", 33rd Annual International Conference of the IEEE MEMBS, August 30 – September 3, 2011.
- (6) 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.
- (7) G. Ateş, K. Polat, "Measuring of Oxygen Saturation Using Pulse Oximeter Based on Fuzzy Logic", IEEE Symposium on Medical Measurement and Applications (MeMeA), Paper ID: 1569549427 - 978-1-4673-0882-3/12/\$31.00 ©2012 IEEE, May 18-19, 2012.
- (8) [http://en.wikipedia.org/wiki/Moving\\_average](http://en.wikipedia.org/wiki/Moving_average) (Son Erişim: Mayıs, 2012)

Ek A

Bu proje Abant İzzet Baysal Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri (BAP) tarafından desteklenmektedir. (Proje Numaraları: 2011.09.05.464 ve 2012.09.05.488).