



## Kronik Obstrüktif Akciğer Hastalığı ve Fotopletismografi Sinyali İlişkisinin Değerlendirilmesi Evaluation of the Relationship Between Chronic Obstructive Pulmonary Disease and Photoplethysmography Signal

Muhammed Kürşad Uçar<sup>1,a</sup>, Sedat Öreñç<sup>1,b</sup>, Mehmet Recep Bozkurt<sup>1,a</sup>, Cahit Bilgin<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Elektrik-Elektronik Mühendisliği Bölümü, Sakarya Üniversitesi Üniversitesi, Sakarya, Türkiye

<sup>a</sup>{mucar,mbozkurt}@sakarya.edu.tr

<sup>b</sup>{sedat.orenc}@ogr.sakarya.edu.tr

<sup>2</sup>Tıp Fakültesi, Sakarya Üniversitesi Üniversitesi, Sakarya, Türkiye

{cahitbilgin}@sakarya.edu.tr

**Özetçe** —Kronik Obstrüktif Akciğer Hastalığı yaygın solunum bozukluğu hastalığıdır. Hastalığın teşhisi, tanıda altın standart yöntem olan spirometre cihazının verdiği rapora göre uzman doktor tarafından konulur. Bu yöntem teknisyen yardımıyla sadece hastanelerde uygulanabilir. Ancak teşhis sonrası hastalığın izlenmesi hastalığın vücuda verdiği zararların takibi için önemlidir. Bu yüzden teşhis sistemlerinin taşınabilir olması hayati öneme sahiptir. Bu sorunlara çözüm olarak spirometre cihazına alternatif taşınabilir bir sisteme ihtiyaç vardır. Çalışmada, hastalığın teşhisi için fotopletismografi sinyali önerilmiştir. Çalışmada, fotopletismografi sinyalinden 26 adet zaman ekseninde özellik çıkarımı yapılmış ve bu özellikler Mann-Whitney U Testi yöntemiyle analiz elde edilmiştir. Elde edilen sonuçlara göre 2-6, 10-21, 23, 26 numaralı özellikler için  $p < 0.05$  olup, bu özellikler hastalık için ayırt edici olduğu tespit edilmiştir. Çalışma sonucuna göre, fotopletismografi sinyalinin Kronik Obstrüktif Akciğer Hastalığı teşhisinde kullanılabileceği düşünülmektedir.

**Anahtar Kelimeler**—Kronik Obstrüktif Akciğer Hastalığı, Fotopletismografi, Mann Whitney U Testi, İstatistiksel Sinyal İşleme.

**Abstract**—Chronic Obstructive Pulmonary Disease is a common respiratory disease. The diagnosis of the disease is made by a specialist doctor according to the report given by the spirometer device, which is the gold standard method for diagnosis. This method can only be performed in hospitals with the help of a technician. However, monitoring of the disease after diagnosis is important to follow the damage that the disease inflicts on the body. That's why the portability of diagnostic systems is vital. As a solution to these problems, there is a need for a portable system alternative to the spirometer device. In the study, a photoplethysmographic signal was suggested for the diagnosis of the disease. In the study, feature extraction was performed on 26 time domain from the photoplethysmographic signal and these properties were analyzed by Mann-Whitney U Test. According to the results obtained,  $p < 0.05$  for features 2-6, 10-21, 23, 26 and these features were found to be distinctive for

the disease. According to the results of the study, it is thought that the photoplethysmography signal can be used in the diagnosis of Chronic Obstructive Pulmonary Disease.

**Keywords**—Chronic Obstructive Pulmonary Disease, Photoplethysmography, Mann Whitney U Test, Statistical Signal Processing.

### I. GİRİŞ

Kronik Obstrüktif Akciğer Hastalığı (KOAH) sıklıkla zararlı partikül ya da gazlara belirgin maruziyetin neden olduğu havayolu ve/veya alveolar anormalliklere bağlı olarak inatçı solunumsal semptom ve havayolu kısıtlanması ile karakterize önlenebilir ve tedavi edilebilir yaygın bir hastalıktır [1], [2]. Dünya Sağlık Örgütüne (DSÖ) göre dünyada yaygın 4, Türkiye'de ise 3 ölüm sebebinden biridir [3]. Dünyada her yıl 2.9 milyon, Türkiye'de ise 26 bin insan KOAH'a bağlı ölmektedir [3]. Hastalık hakkında yeteri bilgi sahibi olunmadığından, hastalığın teşhis ve tedavisi gecikmektedir. Hatta teşhis edilenler etkin bir şekilde tedavi edilmemektedir [4]. KOAH, kalıcı zararları olan ilerleyici bir hastalık olduğu için ne kadar erken teşhis ve tedavi edilirse bireyde o kadar az hasar bırakır.

Nefes darlığı, balgam çıkarma, göğüste sıkışma hissi ve kronik öksürük hastalığın en belirgin belirtileridir. Hastalığın teşhisi, tanıda altın standart yöntem olan spirometre cihazı ile soluk alış verişi miktar ve hızlarının ölçülmesi ile yapılmaktadır [4]. Zorlanmış akciğer kapasitesi  $FVC$  ve 1. saniyede verilebilen hava hacmi  $FEV_1$  olmak üzere  $FEV_1/FVC * 100 < \%70$  ise birey KOAH'lı denilebilir [4].

Her hastalıkta olduğu gibi hastalığın tedavi süresince izlenmesi gelişmiş ekipmanlar ile ve sadece hastanede mümkündür. Bu süreç ise oldukça zahmetli ve zaman alıcıdır [1]. Bu sorunların önüne geçebilmek için uygun maliyetli

## Biyomedikal Sinyal İşleme 4

13 Ekim 2017 - 11.00-12.30 - Salon C

ve taşınabilir cihazların geliştirilmesi gerekmektedir. KOAH teşhisini daha hızlı yapabilmek ve sonrasında hastalığın takibini kolaylaştırmak için taşınabilir bir teşhis sistemi geliştirme projesi yürütülmektedir. Bu çalışma da projenin bir ayağı olup KOAH teşhisinde fotopleitizmografi (PPG) sinyalinin kullanımı önerilecektir. PPG, vücut üzerinde cilde yakın herhangi bir yerden ölçülebilen biyolojik bir sinyaldir. İçerisinde vücuda ait önemli bilgiler barındırdığı düşünülmektedir [5].

Literatürde KOAH teşhisi için kullanılan biyolojik sinyaller spirometre, steteskop, kayıtları ile sınırlıdır [6]–[8]. Ancak solunumsal hastalıkların teşhisi ve bazı olayların tespiti için PPG sinyalinin kullanılabilmesi belirtilmiştir [5], [9]–[11]. KOAH solunumsal bir hastalık olduğu için PPG sinyalinin bu hastalık hakkında bilgi taşıyabileceği düşünülerek bu çalışma gerçekleştirilmiştir.

Bu çalışmada KOAH'lı grup ile kontrol grubu arasında çalışmada çıkarılan 26 PPG sinyali özelliği bakımından anlamlı fark olup olmadığı Mann Whitney U Testi ile istatistiksel olarak araştırılmıştır.

## II. MALZEME VE YÖNTEM

### A. Verilerin Toplanması ve Organizasyon

Çalışmada, Sakarya Hendek Devlet Hastanesi Uyku Laboratuvarında SOMNOScreen Plus PSG cihazı ile 33 kanal sinyali kaydedilmiş 14 bireyin yaklaşık 8 saatlik PPG sinyali kayıtları kullanılmıştır. Sinyalin örnekleme frekansı 256 Hz'dir.

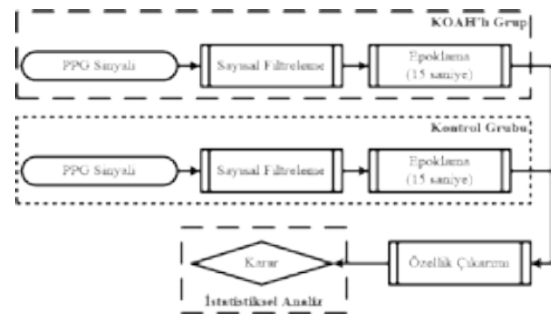
Kayıtlar alındıktan sonra uzman doktor tarafından incelenmiş ve KOAH teşhis kriterlerine göre konulmuştur [4]. Hastalara ait demografik bilgiler Tablo I'de *ort* ± *std* (*ort* Ortalama, *std* Standart Sapma) şeklinde gösterilmiştir. Tabloda "Fotopleitizmografi Kayıt Dağılımları" bölümünde hasta ve kontrol grubuna ait kayıt bilgileri verilmiştir. Uzman doktor tarafından teşhis konulan 8 erkek hastaya karşılık, kontrol grubu 2 kadın 4 erkek birey kaydı alınmıştır. Her bireyin kaydı 15 saniyelik parçalara (epoklara) bölünmüş ve her parçaya ilgili bireyin etiketi olan hasta ya da kontrol etiketi verilmiştir. Bu işlem sonrası KOAH grubuna ait 14960, kontrol grubuna ait 12484 epok elde edilmiştir.

Tablo I: Bireylere ait demografik bilgiler ve Kayıtların Dağılımı

	Demografik Bilgiler					
	Kadın		Erkek		Tüm Bireyler	
	$n_1 = 2$		$n_2 = 12$		$n = n_1 + n_2 = 14$	
	ort	std	ort	std	ort	std
Yaş (Yıl)	55.50	± 4.95	53.17	± 9.43	53.50	± 8.82
Ağırlık (kg)	105.50	± 6.36	101.92	± 8.08	102.43	± 7.75
Boy (cm)	170.00	± 7.07	173.42	± 6.52	172.93	± 6.43
VKİ (kg/m <sup>2</sup> )	36.70	± 5.23	33.75	± 2.54	34.17	± 2.96
	Fotopleitizmografi Sinyali Kayıt Dağılımları					
	Kadın		Erkek		Tüm Bireyler	
	ort	std	ort	std	ort	std
KOAH Grubu	$n_1 = 0$		$n_2 = 8$		$n = n_1 + n_2 = 8$	
(Toplam 14960)	-	± -	1870.00	± 737.96	1870.00	± 737.96
Kontrol Grubu	$n_1 = 2$		$n_2 = 4$		$n = n_1 + n_2 = 6$	
(Toplam 12484)	2278.00	± 435.58	1982.00	± 339.41	2080.67	± 361.15

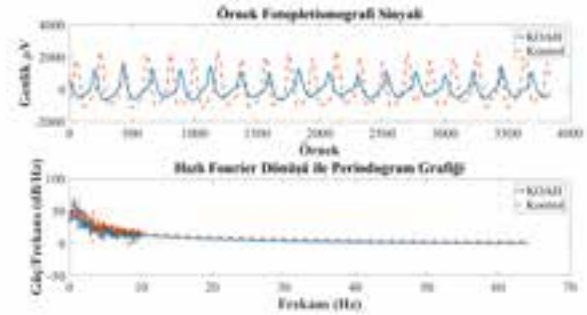
Her epok 15 saniyelik fotopleitizmografi Sinyali içerir. VKİ Vücut Kitle İndeksi

Çalışma şekil 1'de belirtildiği üzere 5 adımda gerçekleştirilmiştir. Gruplara göre bireylerden kaydedilen PPG sinyalleri üzerindeki gürültü 0.1 – 20 Hz Chebyshev Type II bant geçiren filtre ile temizlenmiştir. Daha sonra sinyaldeki dalgalanmaların giderilmesi için sinyale Moving Average Filtresi uygulanmıştır. Daha sonra sinyal 15 saniyelik epoklara bölünmüş ve bölünen her epoktan 26 adet zaman ekseninde özellik çıkarımı yapılmıştır. Son olarak çıkarılan özellikler ile gruplar arasında anlamlı fark olup olmadığı istatistiksel olarak analiz edilmiştir.



Şekil 1: Sinyal işleme akış diyagramı

Şekil 2'de gruplara ait örnek PPG kaydı ve Hızlı Fourier dönüşümü ile periodogram grafiği gösterilmiştir. Şekil incelendiğinde frekans genlikleri arasındaki fark gözle görülmesine de sinyal genlikleri arasında farklılık gözle görülebilmektedir.



Şekil 2: Fotopleitizmografi Sinyaline ait Periodogram grafiği

### B. Fotopleitizmografi Sinyali Özellikleri

Literatürde PPG sinyali için oldukça çok özellik kullanılmıştır [12]–[14]. Bu çalışmada da literatüre paralel olarak PPG sinyalinden toplam 26 adet özellik çıkarılmıştır. Çıkarılan özellikler tablo II'de özellik numarası, özellik adı ve formül bilgileri olmak üzere 3 sütunda gösterilmiştir. Formüllerde gösterilen  $x$ , sinyali temsil etmektedir.

### C. İstatistiksel Analiz

PPG sinyali ortalaması 0 ve varyansı 1 olmadığı için normal göstermemektedir [15]. Bu yüzden analiz yöntemi olarak Mann-Whitney U Testi kullanılmıştır. PPG sinyalinden çıkarılan özelliklerin KOAH ile ilişkili olup olmadığı



## Biyomedikal Sinyal İşleme 4

13 Ekim 2017 - 11.00-12.30 - Salon C

Tablo II: PPG özellikleri ve formülleri

Sıra	Özellik Adı	Formül
1	Ortalama	$\bar{x} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i = \frac{1}{n} (x_1 + \dots + x_n)$
2	Standart Sapma	$S = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}$
3	Varyans	$Var = \frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2$
4	Hjort Parametresi - Aktivite	$A = S^2$
5	Maksimum	$x_{max} = \max(x_i)$
6	Minimum	$x_{min} = \min(x_i)$
7	Medyan	$x = \begin{cases} x_{\frac{n+1}{2}} & : x \text{ tek} \\ \frac{1}{2}(x_{\frac{n}{2}} + x_{\frac{n}{2}+1}) & : x \text{ çift} \end{cases}$
8	Geometrik Ortalama	$G = \sqrt[n]{x_1 \times \dots \times x_n}$
9	Harmonik Ortalama	$H = n / (\frac{1}{x_1} + \dots + \frac{1}{x_n})$
10	Ortalama Karekök Değeri	$X_{rms} = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n  x_i ^2}$
11	Çarpıklık	$x_{ske} = \frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^3}{(n-1)S^3}$
12	Basıklık	$x_{kur} = \frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^4}{(n-1)S^4}$
13	Tekil Değer Ayrışımı	$SVD = svd(x)$
14	%25 Kırpılmış Ortalama	$T25 = trimmean(x, 25)$
15	%50 Kırpılmış Ortalama	$T50 = trimmean(x, 50)$
16	Şekil Faktörü	$SF = X_{rms} / (\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \sqrt{ x_i })$
17	Ortalama Enerji	$E = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i^2$
18	Hjort Parametresi - Hareketlilik	$M = S_1^2 / S^2$
19	Hjort Parametresi - Karmaşıklık	$C = \sqrt{(S_2^2 / S_1^2)^2 - (S_1^2 / S^2)^2}$
20	Çeyrekler arası genişlik	$IQR = iqr(x)$
21	Medyan Mutlak Sapma	$MAD = mad(x)$
22	Moment, Merkezi Moment	$CM = moment(x, 10)$
23	Ortalama Eğri Uzunluğu	$CL = \frac{1}{n} \sum_{i=2}^n  x_i - x_{i-1} $
24	Ortalama Teager Enerjisi	$TE = \frac{1}{n} \sum_{i=3}^n (x_{i-1}^2 - x_i x_{i-2})$
25	Değişim Katsayısı	$DK = (S/\bar{x})100$
26	Standart Hata	$S_{\bar{x}} = S/\sqrt{n}$

araştırılmıştır. Elde edilen istatistiksel  $p$  değeri  $p > 0.05$  olduğunda iki grup arasında anlamlı fark yoktur,  $p < 0.05$  olduğunda ise gruplar arası anlamlı fark vardır denilebilir. Çalışmada,  $p$  değerine ek olarak  $Eta$  korelasyon katsayısı ( $R$ ) ve  $Eta^2$  ( $R^2$ ) katsayıları hesaplanmıştır.

### III. SONUÇLAR

Mann Whitney U Testi sonucu elde edilen değerler Tablo III'te özetlenmiştir. Biyolojik sinyaller normal dağılım göstermediği için tabloda gruplara ait tanımlayıcı değerler olan minimum, maksimum, %95 güven aralığında minimum maksimum, ortalama ve standart sapma değerlerine de yer verilmiştir. 26 PPG özelliğinin 20 tanesi gruplar için  $p < 0.05$  anlamlıdır. Anlamsız olan özellikler için  $p$  değerleri Tablo III'te koyu olarak işaretlenmiştir. Bu durumda 2-6, 10-21, 23, 26 numaralı özellikler gruplar için ayırt edici denilebilir.

Tanımlayıcı istatistiksel değerler grupların dağılımları hakkında bilgi verir. 2-6 numaralı özelliklerin minimum ve maksimum dağılımları arasında gözle görülür farklılıklar mevcuttur. 2 numaralı özellikte KOAH grubu için sınırlar

[9.734 3464.694] iken kontrol grubunda bu değerler [0.001 20887.282] olarak belirlenmiştir. Bu ve benzeri özellikler grup sınırlarında belirleyici olarak kullanılabilir.

Yine 2 numaralı özellik için %95 güven aralığı KOAH'lı grup için [403.334 413.213] iken kontrol grubunda [553.351 571.697]'dir. Sadece bu değerler göz önüne alındığında dahi grup dağılımları farklıdır.

Ortalama değerleri grupların merkezlerini standart sapma ise merkez etrafındaki dağılımın hacmi hakkında bilgi verir. 16 numaralı özellik için KOAH'lı grup için  $ort \pm std$   $0.051795483 \pm 0.02524637$  iken kontrol grubu için bu değer  $0.236972072 \pm 1.969876961$ 'dir. Bu değerler ile grup merkez ve saçılmalarının farklı olduğu tespit edilebilir. Diğer özellikler için de bu durum geçerlidir.

Medikal sinyal işleme çalışmaları genellikle sınıflandırma işlemlerine dayanır [16]–[19]. Ancak bu çalışma yöntem bakımından farklıdır. Çalışmada PPG sinyali özelliklerinin KOAH'lı ve kontrol grupları arasında ayırt edici olup olmadığı araştırılmış ve 26 özellikten 20'sinin anlamlı olduğu tespit edilmiştir.

İstatistiksel  $p$  değerine ek olarak hesaplanan  $Eta R$  korelasyon katsayılarına bakıldığında değerlerin 0.1-0.2 aralığında oldukça düşük olduğu görülmektedir. Ancak değerler düşüğe olsa, birçok küçük korelasyon değerlerine sahip özelliklerin bir araya gelmesi ile gelişmiş sistemlerin makine öğrenmesi yöntemleri ile gerçekleştirilebilmesi mümkündür. Nitekim yapılan bir çalışmada düşük korelasyon değerlerine sahip özellikler kullanılarak makine öğrenmesi ile uyku evreleme ve solunum skorlama işlemlerinin gerçekleştirilebileceği belirtilmiştir [5].

Çalışmanın sonucuna göre PPG sinyalinin KOAH tespitinde kullanılabileceği kanısına varılmıştır. Sinyalin kolay elde edilişi, kayıt problemlerinin taşınabilir sistemlere kolay montaj yapılabilmesi taşınabilir sistem geliştirmek bir avantajdır. Bu avantajlar ile gerçek zamanlı ve 15 saniye gibi kısa bir süre içerisinde hastalığın teşhisinin mümkün olabileceği düşünülmektedir. Ayrıca taşınabilir sistem ile hastalığın sürekli izlenebilmesi hasta sağlığının takibi için çok büyük bir avantajdır.

### BİLGİLENDİRME

Çalışmanın yapılabilmesi için Sakarya Üniversitesi Tıp Fakültesi Dekanlığından 16214662/050.01.04/70 sayılı etik kurulu raporu ve T.C. Sağlık Bakanlığı Türkiye Kamu Hastaneleri Kurumu Sakarya İli Kamu Hastaneleri Birliği Genel Sekreterliğinden 94556916/904/151.5815 sayılı veri kullanım izni alınmıştır.

Bu çalışma "Fotopleitizmografi (PPG) sinyalleri ile otomatik uyku evreleme ve solunum skorlaması yaparak obstrüktif uyku apne sendromu (OSAS) teşhisi için yeni bir sistem geliştirilmesi" başlıklı ve 115E657 numaralı proje ile Türkiye Bilimsel ve Teknolojik Araştırmalar Kurumu (TÜBİTAK) tarafından desteklenmektedir.

### KAYNAKÇA

- [1] Fatma Zubaydi, Assim Sagahyroon, Fadi Aloul, and Hasan Mir. MobSpiro: Mobile based spirometry for detecting COPD. In *2017 IEEE 7th Annual Computing and Communication Workshop and Conference (CCWC)*, pages 1–4. IEEE, jan 2017.



Tablo III: İstatistiksel analiz sonuçları

Özellik Numarası	Grup												R (Eta)	R <sup>2</sup> (Eta kare)	P
	Kontrol						KOAİ								
	Min	Maks	Ort	Std	95% CI		Min	Maks	Ort	Std	95% CI				
				LB	UB					LB	UB				
1	-135.117	121.663	-0.002	9.517	-0.169	0.165	-440.267	287.541	0.000	15.988	-0.256	0.257	0.000	0.000	<b>0.991</b>
2	9.734	3464.694	408.274	281.552	403.334	413.213	0.001	20887.282	562.524	572.384	553.351	571.697	0.164	0.027	0.000
3	94.747	12004104.353	245952.514	411964.856	238725.257	253179.771	0.000	436278550.787	644034.078	6064795.677	546841.386	741226.770	0.044	0.002	0.000
4	94.747	12004104.353	245952.514	411964.856	238725.257	253179.771	0.000	436278550.787	644034.078	6064795.677	546841.386	741226.770	0.044	0.002	0.000
5	13.911	27695.670	1259.265	1439.027	1234.020	1284.510	0.001	84639.928	1970.730	3279.455	1918.174	2023.285	0.135	0.018	0.000
6	-37746.656	-14.009	-908.661	1513.620	-935.215	-882.107	-83014.200	-0.001	-1541.988	3511.617	-1598.264	-1485.712	0.112	0.013	0.000
7	-476.000	375.039	-98.931	97.736	-100.646	-97.217	-578.569	1476.521	-97.983	84.876	-99.343	-96.622	0.005	0.000	<b>0.390</b>
8	6.854	1511.886	230.037	156.573	227.291	232.784	0.000	7195.702	284.925	211.063	281.543	288.307	0.144	0.021	0.000
9	-8690820.855	1350279.246	-811.041	80852.073	-2229.459	607.378	-645976.865	1213643.836	-27.541	18082.330	-317.323	262.241	0.007	0.000	<b>0.250</b>
10	9.733	3464.694	408.300	281.560	403.361	413.240	0.001	20885.646	562.587	572.398	553.414	571.760	0.164	0.027	0.000
11	-3.593	13.232	0.657	0.455	0.649	0.665	-7.176	7.361	0.602	0.535	0.593	0.610	0.055	0.003	0.000
12	1.48840	213.40447	3.64795	6.42197	3.53528	3.76061	1.48598	138.85353	4.31225	7.93748	4.18504	4.43945	0.045	0.002	0.000
13	603.107	214699.224	25301.446	17447.656	24995.355	25607.537	0.033	1294236.163	34862.245	35470.217	34293.809	35430.680	0.164	0.027	0.000
14	-336.110	179.230	-41.584	35.591	-42.208	-40.960	-424.601	1961.630	-50.841	50.101	-51.644	-50.038	0.104	0.011	0.000
15	-384.870	253.365	-76.174	69.165	-77.387	-74.961	-488.472	1762.656	-85.174	75.507	-86.384	-83.964	0.062	0.004	0.000
16	0.007249423	0.290601006	0.051795483	0.02524637	0.051352576	0.05223839	0.004089915	39.61036476	0.236972072	1.969876961	0.205403384	0.26854076	0.063	0.004	0.000
17	94.7233909	12004103.38	245979.031	412068.4763	238749.9563	253208.1057	2.75134E-07	436210220.4	644121.9557	6064186.402	546939.0281	741304.8832	0.044	0.002	0.000
18	2.40981E-05	0.073525864	0.003380234	0.004472907	0.00301764	0.003458703	2.39278E-05	0.084812868	0.004308979	0.00620765	0.004202877	0.004415082	0.080	0.006	0.000
19	0.000233697	140.2428005	3.344963083	6.332761147	3.233865034	3.456061131	0	810.9011604	6.876319883	20.31852463	6.550700983	7.201938783	0.112	0.013	0.000
20	19.45621364	3393.666007	557.4395278	381.4263987	550.7480188	564.1310369	0.001049198	16601.63494	685.3317673	500.3397968	677.3134639	693.3500707	0.140	0.020	0.000
21	8.75873582	2462.845971	328.0169447	217.4849912	324.2015224	331.832367	0.000472304	12521.04574	431.8517456	370.9991843	425.9062181	437.7972731	0.164	0.027	0.000
22	60536141206	8.25843E+42	1.6366E+39	1.05781E+41	-2.19162E+38	3.49235E+39	1.24081E-32	1.11347E+47	1.60132E+43	1.067E+45	-1.08624E+42	3.31127E+43	0.010	0.000	<b>0.094</b>
23	0.043055734	176.7749286	13.41216853	11.22842338	13.21518401	13.60915305	2.31757E-06	1595.069869	20.95051251	34.02276086	20.40527342	21.4957516	0.142	0.020	0.000
24	-15098769871	1.0253E+11	-63655889.47	1613435852	-91961011.14	-35350767.81	-7.43235E+11	6.27239E+12	399862851.7	54562633344	-474542400.8	1274268104	0.006	0.000	<b>0.343</b>
25	-7505674.352	15730034.52	3361.681003	302135.2172	-1938.79256	8662.154566	-319295095.8	83133387.49	-12799.85362	2808544.491	-57808.7893	32209.08206	0.004	0.000	<b>0.522</b>
26	0.157078753	55.91125863	6.588488535	4.543523545	6.508779765	6.668197304	8.46569E-06	337.0670644	9.0776889	9.236800049	8.929662568	9.225715232	0.164	0.027	0.000

Min minimum. Maks maksimum. Ort Ortalama. Std Standart sapma. CI 95% ortalamaya için %95 güven aralığı. LB alt güven aralığı. UB üst güven aralığı. R Eta korelasyon katsayısı. R<sup>2</sup> Eta kare

- [2] Melike Batum, Özgür Batum, Hüseyin Can, Ayşin Kısabay, Tuğba Gökaltay, and Hikmet Yılmaz. Kronik Obstrüktif Akciğer Hastalığında Evrelere Göre Uyku Yakınlıklarının Şiddetinin Değerlendirilmesi. *Journal of Turkish Sleep Medicine*, 3:59–64, 2015.
- [3] Arzu Daşkapan, Kumru Didem Atalay, Handan Tüzün, and Saniye Aydoğan Arslan. Kırkkale İli Kronik Obstrüktif Akciğer Hastalıkları Bilinç Düzeyi Araştırması. *Sağlık ve Toplum*, 25(1):54–60, 2015.
- [4] Türk Toraks Derneği KOAH Çalışma Grubu. Kronik Obstrüktif Akciğer Hastalığı Tanı ve Tedavi Uzlaşısı Raporu. Technical Report May, Ankara, 2010.
- [5] Muhammed Kürşad Uçar. *Obstrüktif Uyku Apne Teşhisi için Makine Öğrenmesi Tabanlı Yeni Bir Yöntem Geliştirilmesi*. PhD thesis, Sakarya Üniversitesi, 2017.
- [6] Marta Pinto and Pedro Marques. OneCare Spiro: Mobile application for monitoring and pre-diagnosis of Chronic Obstructive Pulmonary Disease. In *2017 IEEE 5th Portuguese Meeting on Bioengineering (ENBENG)*, pages 1–4. IEEE, 2017.
- [7] Daniel B. Chamberlain, Rahul Kodgule, and Richard Ribon Fletcher. A mobile platform for automated screening of asthma and chronic obstructive pulmonary disease. In *2016 38th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, pages 5192–5195. IEEE, aug 2016.
- [8] Nasrul Hadi Johari, Jegatis Balaiyah, and Zulkifli Ahmad. Effect of chronic obstructive pulmonary disease on airflow motion using computational fluid dynamics analysis. In *2014 International Conference on Computer, Communications, and Control Technology (I4CT)*, pages 249–254. IEEE, sep 2014.
- [9] Muhammed Kursad Uçar, Mehmet Recep Bozkurt, Kemal Polat, and Cahit Bilgin. Investigation of effects of time domain features of the photoplethysmography (PPG) signal on sleep respiratory arrests. In *2015 23rd Signal Processing and Communications Applications Conference (SIU)*, pages 124–127. IEEE, may 2015.
- [10] Muhammed Kürşad Uçar, Mehmet Recep Bozkurt, Cahit Bilgin, and Kemal Polat. Automatic sleep staging in obstructive sleep apnea patients using photoplethysmography, heart rate variability signal and machine learning techniques. *Neural Computing and Applications*, pages 1–16, may 2016.
- [11] Muhammed Kürşad Uçar, Mehmet Recep Bozkurt, Cahit Bilgin, and Kemal Polat. Automatic detection of respiratory arrests in OSA patients using PPG and machine learning techniques. *Neural Computing and Applications*, pages 1–15, oct 2016.
- [12] Chandan Karmakar, Ahsan Khandoker, Thomas Penzel, Christoph Schobel, and Marimuthu Palaniswami. Detection of respiratory arousals using photoplethysmography (PPG) signal in sleep apnea patients. *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics*, 18(3):1065–1073, may 2014.
- [13] G Gaurav, S Mohanasankar, and V Jagadeesh Kumar. Apnea sensing using photoplethysmography. In *2013 Seventh International Conference on Sensing Technology (ICST)*, pages 285–288. IEEE, dec 2013.
- [14] Parastoo Dehkordi, Ainara Garde, Walter Karlen, David Wensley, J. Mark Ansermino, and Guy A. Dumont. Sleep stage classification in children using photoplethysmogram pulse rate variability. In *Computing in Cardiology Conference (CinC)*, pages 297–300. IEEE, 2014.
- [15] Reha Alpar. *Spor, Sağlık ve Eğitim Bilimlerinden Örneklerle Uygulamalı İstatistik ve Geçerlik - Güvenilirlik*. Detay Yayıncılık, Ankara, 3 edition, 2014.
- [16] Umran Isik, Aysegul Guven, and Hakan Buyukoglan. Chronic Obstructive Pulmonary Disease classification with Artificial Neural Networks. In *2015 Medical Technologies National Conference (TIPTEKNO)*, pages 1–4. IEEE, oct 2015.
- [17] Werteni Hayet and Yacoub Slim. Sleep-wake stages classification based on heart rate variability. In *2012 5th International Conference on BioMedical Engineering and Informatics*, pages 996–999. IEEE, oct 2012.
- [18] Jeen-Shing Wang, Guan-Rong Shih, and Wei-Chun Chiang. Sleep stage classification of sleep apnea patients using decision-tree-based support vector machines based on ECG parameters. In *Proceedings of 2012 IEEE-EMBS International Conference on Biomedical and Health Informatics*, pages 285–288. IEEE, jan 2012.
- [19] Shanshan Yu, Xi Chen, Bei Wang, and Xingyu Wang. Automatic sleep stage classification based on ECG and EEG features for day time short nap evaluation. In *Proceedings of the 10th World Congress on Intelligent Control and Automation*, pages 4974–4977. IEEE, jul 2012.