



Fotopletismografi Sinyali İle Uyku Apnesi Sınıflandırması

Classification of Sleep Apnea by Photoplethysmography Signal

Mehmet Feyzi AKŞAHİN, Büşra Kübra KARACA, Burcu OLTU
Biyomedikal Mühendisliği Bölümü
Başkent Üniversitesi,
Ankara, Türkiye
maksahin@baskent.edu.tr, kbkaraca@baskent.edu.tr, boltu@baskent.edu.tr

Özetçe— Uyku apnesi, üst hava yolu tıkanıklığından solunum anormalliklerine ve solunum çabasının yokluğuna kadar bir yelpazeyi kapsayan, kişilerin yaşam standartını düşüren ve hatta ölüme neden olabilen, toplumda çok sık görülen bir solunum bozukluğudur. Buna bağlı olarak uyku apnesinin pratik bir şekilde ve yüksek doğrulukta teşhis edilmesi gerekmektedir. Apne hastalığının teşhisi polisomnografi (PSG) yöntemi ile hastanın fizyolojik parametrelerinin kaydedilmesi ve bu parametrelerin uzman hekimler tarafından incelenmesi ile gerçekleştirilmektedir, fakat bu işlem yorucu ve uzun zaman alan bir süreçtir. Yapılan çalışmada apne teşhisi sürecinin basitleştirilmesi için PSG kayıtları yerine fotopletismografi (PPG) sinyallerinin kullanılmıştır. PPG sinyalleri solunumdaki değişimleri yansıttığı için apne teşhisi için elverişlidir. Önerilen çalışmada PPG sinyalleri kullanılarak apne teşhisinin daha kolay ve objektif olarak yapılabilmesi için teşhisi otomatik hale getiren bir karar destek sistemi geliştirilmiştir. Geliştirilen karar destek sisteminde PPG sinyalindeki tepe noktaları belirlenmiş ve bu tepe noktalarının arasındaki zamana bağlı olarak kalp hızı değişkenliği (KHD) vektörü oluşturulmuştur. Oluşturulan vektörün ortalama ve standart sapma değerleri bir epok için öznitelik olarak belirlenmiştir. Her epok için apnenin varlığı “Altuzay K En Yakın Komşu (Altuzay KNN)” ve bulunan öznitelikler ile sınıflandırılmıştır. Altuzay KNN sınıflandırıcısı %85 doğruluk ile eğitilmiştir ve daha sonra sistem test edilmiştir. Sonuçta hassasiyet, doğruluk ve özgüllük oranları sırasıyla %91, %95 ve %90 olarak hesaplanmıştır.

Anahtar Kelimeler — PPG; uyku apnesi; KNN.

Abstract— Sleep apnea is a very common respiratory disorder in the community that includes a range from upper airway obstruction to respiratory abnormalities and the absence of a breathing effort, which can lower people's standard of living and even cause death. Therefore, the sleep apnea needs to be diagnosed in a practical way and with high accuracy. The diagnosis of apnea is made by recording the physiological parameters of the patient with polysomnography (PSG) method and by examination of these parameters by specialist physicians, but it is a tedious and time consuming process. In order to simplify the apnea diagnosis process, photoplethysmography (PPG) signals are used instead of PSG records. PPG signals are suitable for diagnosis of apnea because they reflect changes in respiration. In the proposed study, a decision support system was developed to automatically diagnose

apnea and to make apnea diagnosis easier and more objective using PPG signals. In the decision support system, the peaks of the PPG signal were determined and the heart rate variability (HRV) vector was generated depending on the time difference between these peaks. The mean and standard deviation values of the generated vector are determined as features for each epoch. The presence of the apnea at each epoch is classified using "Subspace K Nearest Neighbor (Subspace KNN)" and specified features. The "Subspace KNN" classifier was trained with 85% accuracy and then system was tested. As a result, sensitivity, accuracy and specificity rates were calculated as 91%, 95% and 90% respectively.

Keywords — PPG; sleep apnea; KNN.

I. GİRİŞ

Uyku apne sendromu, uyku sırasında tekrarlayan solunum yolu tıkanmaları ve bununla birlikte kandaki oksijen seviyesinde azalma ile karakterize edilir [1]. Bu sendrom, tedavi edilebilir; fakat genellikle ağrılı semptomların ortaya çıkmaması, teşhis sürecinin uzun ve yorucu bir işlem olduğu ve imkânlar kısıtlı olduğu için bu sorunu yaşayan kişilerin büyük çoğunluğuna teşhis konulamamaktadır. Buna bağlı olarak da uyku apnesi sorunu yaşayan kişiler çoğu zaman tedavi edilememektedir [2, 3]. En yaygın uyku apnesi göstergeleri gündüz uyku hali, sinirlilik, yorgunluk ve düşük konsantrasyondur. Bu faktörler genellikle sosyal sorunlar, iş ve trafik kazaları gibi daha ciddi sonuçlara yol açar [3]. Buna ek olarak, uyku apnesi çocukluk döneminde hiperaktivitenin artmasına sebep olur, ayrıca zihinsel görevleri yerine getirmek için gereken kapasitenin düşmesine de neden olmaktadır [3, 4]. Bununla birlikte uyku apnesi tedavi edilmezse, kardiyovasküler işlev bozukluğu, iskemik kalp hastalıkları ve inme gibi hastalıklara ve hatta ölüme sebep olabilir [5].

Uyku apnesi uykuda solunum yolunun tıkanmasına bağlı olarak hava akımının büyük oranda azalması veya solunumun 10 saniyeden uzun süre istemsiz bir şekilde durmasıdır [1, 6]. Literatürde uyku apnesi üç sınıfa ayrılmaktadır; bunlar mix merkezi ve obstrüktif apnedir [7]. Uyku sırasında, nefes almada üst solunum yolu ve akciğerde merkezi sinir sistemiyle ilişkili durma görülüyorsa bu durum merkezi uyku apnesi olarak

adlandırılır [2]. En sık görülen apne çeşidi olan obstrüktif uyku apnesi (OSA) uyku sırasında burun ve ağızdan akan hava akımının kısıtlanarak nefes almanın durmasıdır [8]. Mix apne ise başlangıçta merkezi apne gibi davranan daha sonra obstrüktif apne gibi davranan apne türüdür [9]. Bu çalışmada apne tespiti yapılırken türler dikkate alınmamış yalnızca apnenin varlığının veya yokluğunun belirtilmesi üzerine çalışılmıştır.

Uyku apne bozukluğunun teşhisi; pahalı, zaman alan ve özel ekipman gerektiren ve teşhis için altın standart olan polisomnografi (PSG) yöntemi ile yapılır [10]. PSG yöntemi uyku laboratuvarlarında elektrookülografi (EOG), elektroensefalografi (EEG), elektromiyografi (EMG), elektrokardiyografi (EKG), hava akımı, solunum eforu, oksijen saturasyonu, uyku pozisyonu gibi birçok fizyolojik parametrenin gece uykusu boyunca kaydedilmesi ve analiz edilmesi işlemidir [11, 12]. Elde edilen PSG kayıtlarının uzman hekimler tarafından incelenmesi sonucu apnenin varlığı, tipi ve patolojisi belirlenir [10, 13].

PSG'ye bir alternatif, fotopletismografi sinyalidir (PPG). Hertzman tarafından geliştirilen PPG, kalp atımının pulsatil bileşenini ölçmek ve periferik dolaşımı değerlendirmek için ışık şiddeti değişimlerinin deri üzerinden gözlemlenmesine dayalı basit ve yararlı bir yöntemdir. PPG sinyali otonomik sinir sistemi tarafından üretilip kalp döngüsü tarafından modüle edilen arteriyel vazokonstriksiyon veya vazodilatasyon ile bağlantılı olarak değişmektedir dolayısıyla da apne olaylarına karşı fizyolojik yanıtı doğrudan yansıtmaktadır [3, 12, 14, 15].

Son yıllarda apnenin kolay bir şekilde teşhis edilmesi için pek çok çalışma yapılmaktadır. Literatüre göre apne teşhisi için büyük çoğunlukta PSG kayıtları [9, 13, 16] kullanılmaktadır. Bununla birlikte PPG sinyalleri PSG sinyallerinden çok daha kolay ve pratik bir şekilde elde edilebildiği ve sinyallerdeki değişimin solunumla olan ilişkisi bilindiği için apne teşhisinin PPG sinyali kullanılarak yapılabileceği düşünülmüştür [10, 11, 17]. Bunun üzerine yapılan çalışmalarda Bozkurt ve ark. PPG sinyalinde solunum olan ve olmayan bölgeleri 7 öznitelik kullanılarak %88.6 doğrulukta ayırtmıştır [12]. Lazaro ve ark. PPG sinyalinin genlik dalgalanmalarında azalmasını ve nabız hızı değişkenliğini kullanarak %86.67 doğrulukta apneli olan ve olmayan bölgeleri tespit etmiştir [4]. Gil ve ark. çocuklardan alınan PPG sinyallerini inceleyerek %76 duyarlılık ile apne varlığını tespit etmiştir [18]. Knorr-Chung ve ark. 20 kişiden alınan PPG kayıtlarını yapay sinir ağları yöntemi ile normal ve obstrüktif apne olarak % 85.9 doğruluk oranı ile sınıflandırmışlardır [19].

Yapılan çalışmada, literatürde yer alan çalışmalardan farklı olarak uyku apnesi tespiti, yalnızca PPG sinyalinden elde edilen öznitelikler ve "Altuzay K-En Yakın Komşu (Altuzay KNN)" algoritması kullanılmış ve literatürdeki sonuçlardan daha yüksek doğruluk oranı ile gerçekleştirilmiştir.

II. YÖNTEM VE ANALİZLER

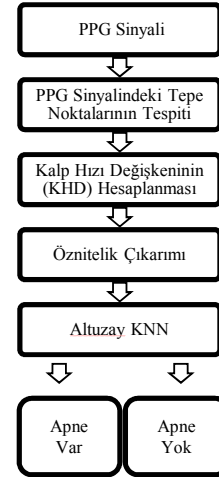
A. Kullanılan Sinyaller ve Kayıt Özellikleri

Bu çalışmada kullanılan uzman hekim tarafından skorlanmış sinyaller Dışkapı Yıldırım Beyazıt Eğitim ve Araştırma Hastanesi'nin "Uyku Laboratuvarı"ndan alınmıştır. PPG sinyallerin örnekleme frekansı 512 Hz'dir. Yapılan çalışmada farklı hastalardan alınan 3 adet fotopletismografi sinyali, 30

saniyelik bölümler (epok) halinde MATLAB programı yardımıyla incelenmiştir.

B. İzlenen Algoritma

Yapılan çalışmada takip edilen adımlar Şekil 1'de gösterilmiştir.



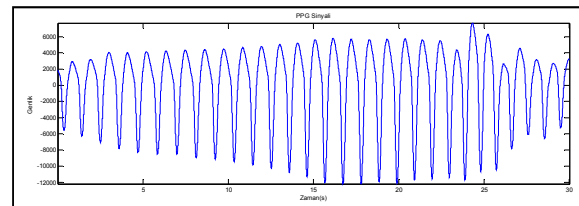
Şekil 1. Algoritma blok diyagramı

C. Fotopletismografi Sinyalinin İncelenmesi

1) Fotopletismografi Sinyalinin Tepe Noktalarının Tespiti:

Uyku apnesi görüldüğünde solunumun tekrar normal hale gelmesi için sempatik sinir sistemi devreye girer, dolayısıyla da sempatik aktivitedeki artış ile birlikte vazokonstriksiyon olayı meydana gelir. Meydana gelen vazokonstriksiyon olayı, PPG sinyalinde değişimlere neden olur [3, 4, 14]. Bu doğrultuda PPG sinyalindeki tepe noktalarının bulunması sonucu elde edilen kalp hızı değişkenliği (KHD) vektörü apne teşhisi için önemli bir parametredir.

Şekil 2'de çalışmada kullanılan bir PPG sinyali örneği verilmiştir.



Şekil 2. PPG sinyali örneği

Çalışmada ilk olarak PPG sinyalinin tersi alınmıştır. Daha sonra tepe noktalarının bulunması için, terslenmiş sinyal kesim frekansı 15 Hz olan alçak geçiren filtre uygulanmıştır. Uygulanan filtrenin transfer fonksiyonu (1) ile ifade edilmiştir.

$$H_{lp} = \frac{(1-z^{-6})^2}{(1-z^{-1})^2} \quad (1)$$

Filtre çıkışına sinyaldeki yüksek frekans bileşenlerinin yükseltilmesi, alçak frekans bileşenlerinin ise bastırılması

amacıyla denklem (2)'de verilen türev alıcı filtre uygulanmıştır.

$$y(n) = \frac{1}{8}[-x[n-2] - 2x[n-1] + 2x[n+1] + x[n+2]] \quad (2)$$

Burada $x[n]$ giriş sinyali, $y(n)$ ise çıkış sinyalini göstermektedir.

Türev alıcı filtreden geçirilen $y(n)$ sinyalinin negatif bileşenlerinin pozitif olması ve daha da belirginleşmesi için bu sinyalin karesi alınmıştır. Yapılan işlem sonucunda sinyaldeki tepe noktaları belirgin hale gelmiştir ve deneysel olarak belirlenen eşik değeri geçen noktalar tepe değeri olarak kabul edilmiştir.

2) *KHD Vektörünün Hesaplanması*: Tespit edilen tepe değerleri arasındaki zaman farkına bağlı olarak kalp hızı değişkenliği (KHD) vektörü oluşturulmuştur.

3) *Öznitelik Çıkarımı*: Yapılan analizler sonucunda PPG sinyalindeki apneli ve apnesiz bölümleri birbirinden ayırıştırıcı öznitelikler;

- KHD'nin ortalama değeri,
- KHD'nin standart sapma değeri olarak belirlenmiştir.

D. Sınıflandırma

PPG sinyali üzerinde yapılan çalışmalar sonucunda belirlenen öznitelikler apnenin görüldüğü ve görülmediği bölgelerde birbirinden farklıdır. Bu doğrultuda her bir epokta apne olup olmadığının belirlenmesi için yukarıda belirtilen öznitelikler epok bazında hesaplanmış ve elde edilen değerler ile bir öznitelik matrisi oluşturulmuştur. Oluşturulan öznitelik matrisinin 1/2'si sistemin eğitimi, 1/2'si eğitilen sistemin test edilmesi için kullanılmıştır. Sistem eğitilirken 5 katlamalı çapraz doğrulama (5-fold cross validation) yöntemi kullanılmıştır. Yapılan deneysel çalışmalar sonucunda en yüksek doğrulukla eğitilen sınıflandırıcının "Altuzay KNN" olduğu belirlenmiştir.

K-en yakın komşu algoritması en temel sınıflandırma yöntemleri arasındadır. Bu algoritmada yeni karşılaşılan bir örnek, eğitim setinde yer alan diğer örneklere göre sınıflandırılır. Bu sınıflandırma uzaklık ölçütü kullanılarak yapılır. Yeni karşılaşılan örneğe en yakın k adet örnek belirlenerek ve mesafelerin ağırlıkları dikkate alınarak çoğunluk oylamasına göre yeni örnek sınıflandırılır [20]. KNN sınıflandırıcı yöntemi, giriş seçimine çok duyarlıdır. Bu nedenle, alt uzay yöntemlerine dayanan topluluk yöntemi kullanılarak, tek KNN sınıflandırıcılarının performansı artırılmaktadır. Altuzay KNN yöntemiyle, her bir sınıflandırıcı orijinal giriş uzayının rastgele bir alt uzayında eğitilir [21, 22].

E. Çalışmanın Başarısının Değerlendirilmesi

Altuzay KNN sınıflandırma algoritması kullanılarak eğitilmiş sistemin doğruluğu, hassasiyeti ve özgüllüğü test verileri ile belirlenmiş ve bulunan sistem sonucu, hekimin skorladığı değerler ile karşılaştırılmıştır.

Geliştirilen sistemin başarısının hesaplanması için doğru pozitif (DP), doğru negatif (DN), yanlış pozitif (YP) ve yanlış negatif (YN) değerleri tespit edilmiş; hassasiyet, doğruluk ve özgüllük (4), (5) ve (6) ifadeleri kullanılarak bulunmuştur [23].

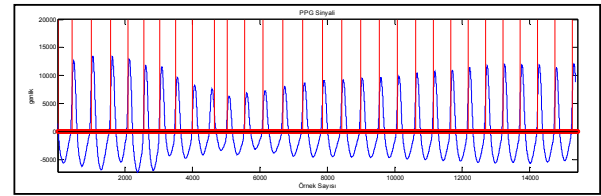
$$\text{Hassasiyet} = \frac{DP}{DP + YN} \quad (4)$$

$$\text{Doğruluk} = \frac{DP + DN}{DP + DN + YP + YN} \quad (5)$$

$$\text{Özgüllük} = \frac{DN}{DN + YP} \quad (6)$$

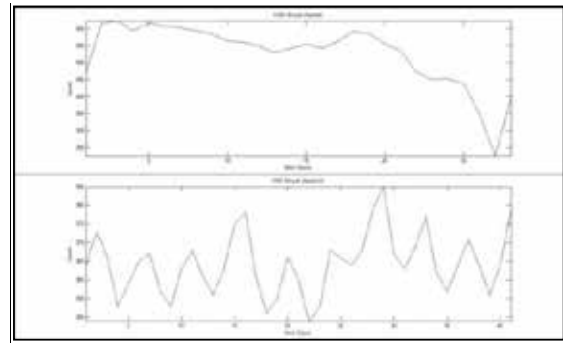
III. SONUÇ

Bu çalışmada, üç farklı hasta için 20 dakikalık PPG sinyalleri incelenmiştir. Apneli ve apnesiz olmak üzere toplamda 40 adet epok analiz edilmiştir. "Yöntem ve Analizler" bölümünde anlatıldığı gibi sinyaller ilk olarak terslenmiş, daha sonra elde edilen sinyallere alçak geçiren filtre ve türev alıcı filtre uygulanmış ve son olarak sinyallerin karesi alınmıştır. Sonuç olarak sinyaldeki değişimler belirginleştirilerek her bir kalp atımındaki tepe değerleri tüm epoklar için belirlenmiştir. Elde edilen örnek bir sinyal ve belirlenmiş tepe değerleri Şekil 3'te verilmiştir.



Şekil 3. Tepe değerleri bulunmuş PPG sinyali

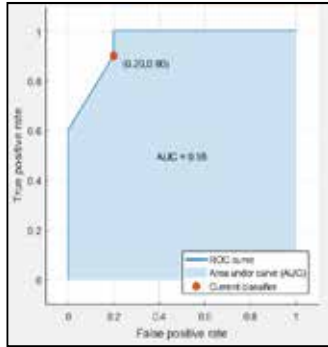
PPG sinyali üzerinde belirlenen tepe noktalarının lokasyonları arasındaki zaman farkı kullanılarak KHD vektörü oluşturulmuştur. Şekil 4'te apneli ve apnesiz durumda bir epok için KHD sinyali örneği verilmiştir.



Şekil 4. KHD sinyali

Sinyalde apneli ve apnesiz bölgelerin tespit edilmesi için "Öznitelik Çıkarımı" bölümünde ayrıntılı olarak anlatılan KHD değerleri kullanılmıştır.

Bulunan öznitelikler sınıflandırıcıya sokulduğunda sistem "Altuzay KNN" yöntemiyle %85 doğrulukta eğitilmiştir. Yapılan eğitim sonucu sınıflandırıcının ROC eğrisi Şekil 5'te verilmiştir ve eğri altındaki alan 0.95'tir.



Şekil 5. ROC eğrisi

Test verileri ile sistemin etkinliği test edilmiştir. Yapılan test sonucunda özgüllük, hassasiyet ve doğruluk oranları sırasıyla %90, %91 ve %95 olarak hesaplanmıştır.

IV. TARTIŞMA

Uyku apnesi, genel popülasyonda yüksek prevalansı olan en yaygın uyku patolojilerinden biridir ve teşhisi için altın standart yöntem PSG'dir. PSG yönteminde teşhis, uyku laboratuvarlarında tüm gece boyunca hastadan alınan kayıtların uzman hekimler tarafından yorumlanmasıyla yapılmaktadır. Dolayısıyla bu işlem uzun ve yorucudur, bununla birlikte alınan kayıtlar doktorlar tarafından farklı olarak yorumlanabileceğinden bu işlem sonucunda konulan teşhis subjektiftir. Bu bilgiler doğrultusunda hekimlere yardımcı olmak için karar destek sisteminin tasarlanması, yapılan apne skorlamalarının daha objektif ve yüksek doğrulukta olmasını sağlayacağı düşünülmektedir. Bununla birlikte geliştirilen sistemde zaman alıcı ve alındığı sırada hastaya rahatsızlık veren PSG yerine PPG sinyalleri kullanılarak apne teşhisi işlemi çok daha basit bir hale getirilmiştir.

Bu çalışmada önerilen algoritma ile literatürde yer alan diğer çalışmalardan farklı olarak uyku apnesi teşhisi, PPG sinyalleri ve "Altuzay KNN" sınıflandırma yöntemi kullanılarak yüksek doğrulukla yapılmıştır. Sinyaller üzerinde farklı incelemeler yapılarak ve çalışmada kullanılan epok sayısı artırılarak sistemin başarısının artırılacağı öngörülmektedir.

KAYNAKLAR

- [1] AKŞAHİN, M. F., AYDIN, S., FIRAT, H., EROĞUL, O., & ARDIÇ, S. EEG Senkronizasyon Ölçütleri Kullanarak Uyku Apnesi Çeşitlerinin Sınıflandırılması Classification Of Sleep Apnea Types Using EEG Synchronization Criteria.
- [2] AkŞahin, M. F., Oltu, B., & Karaca, B. K. (2018, May). Sleep apnea detection using blood pressure signal. In 2018 26th Signal Processing and Communications Applications Conference (SIU). IEEE.
- [3] Gil, E., Mendez, M., Vergara, J. M., Cerutti, S., Bianchi, A. M., & Laguna, P. (2009). Discrimination of sleep-apnea-related decreases in the amplitude fluctuations of PPG signal in children by HRV analysis. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 56(4), 1005-1014.
- [4] Lázaro, J., Gil, E., Vergara, J. M., & Laguna, P. (2014). Pulse rate variability analysis for discrimination of sleep-apnea-related decreases in the amplitude fluctuations of pulse photoplethysmographic signal in children. IEEE journal of biomedical and health informatics, 18(1), 240-246.
- [5] Xie, B., & Minn, H. (2012). Real-time sleep apnea detection by classifier combination. IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine, 16(3), 469-477.

- [6] Camcı, B., Kahveci, A. Y., Amrich, B., & Ersoy, C. (2017, May). Sleep apnea detection via smart phones. In Signal Processing and Communications Applications Conference (SIU), 2017 25th(pp. 1-4). IEEE.
- [7] Fan, S. H., Chou, C. C., Chen, W. C., & Fang, W. C. (2015, August). Real-time obstructive sleep apnea detection from frequency analysis of EDR and HRV using Lomb Periodogram. In Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2015 37th Annual International Conference of the IEEE (pp. 5989-5992). IEEE.
- [8] Khandoker, A. H., Karmakar, C. K., & Palaniswami, M. (2011). Comparison of pulse rate variability with heart rate variability during obstructive sleep apnea. Medical engineering & physics, 33(2), 204-209.
- [9] Akşahin, M., Erdamar, A., Fırat, H., Ardiç, S., & Eroğul, O. (2015). Obstructive sleep apnea classification with artificial neural network based on two synchronic hrv series. Biomedical Engineering: Applications, Basis and Communications, 27(02), 1550011.
- [10] Uçar, M. K., Bozkurt, M. R., Polat, K., & Bilgin, C. (2016, May). Alternatively new signal for sleep staging processing in patients with Obstructive Sleep Apnea: Photoplethysmography signal. In Signal Processing and Communication Application Conference (SIU), 2016 24th (pp. 257-260). IEEE.
- [11] Tuna, S., Bozkurt, M. R., Uçar, M. K., & Bilgin, C. Fotoplethysmografi Sinyali ve kNN En Yakın Komşuluk Algoritması Kullanılarak Uyku Evreleme Sleep Staging Using Photoplethysmography Signal and kNN Nearest Neighbor Algorithm.
- [12] Bozkurt, F., Uçar, M. K., Mehmet, R. B., Tuna, S., & Bilgin, C. (2018, May). Respiratory scoring using photoplethysmography signal and nearest neighbor algorithm. In 2018 26th Signal Processing and Communications Applications Conference (SIU). IEEE.
- [13] Várady, P., Bongár, S., & Benyó, Z. (2003). Detection of airway obstructions and sleep apnea by analyzing the phase relation of respiration movement signals. IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement, 52(1), 2-6.
- [14] Gil, E., Bailón, R., Vergara, J. M., & Laguna, P. (2010). PTT variability for discrimination of sleep apnea related decreases in the amplitude fluctuations of PPG signal in children. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 57(5), 1079-1088.
- [15] Suzuki, T., Kameyama, K. I., Inoko, Y., & Tamura, T. (2010, August). Development of a sleep apnea event detection method using photoplethysmography. In Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2010 Annual International Conference of the IEEE (pp. 5258-5261). IEEE.
- [16] Akşahin, M. F., Erdamar, A., Işık, A., & Karaduman, A. (2017, May). Sleep apnea detection using with EEG, ECG and respiratory signals. In Signal Processing and Communications Applications Conference (SIU), 2017 25th (pp. 1-4). IEEE.
- [17] Uçar, M. K., Bozkurt, M. R., Polat, K., & Bilgin, C. (2015, May). Investigation of effects of time domain features of the photoplethysmography (PPG) signal on sleep respiratory arrests. In Signal Processing and Communications Applications Conference (SIU), 2015 23th (pp. 124-127). IEEE.
- [18] Gil, E., Monasterio, V., Laguna, P., & Vergara, J. M. (2006, January). Pulse photoplethysmography amplitude decrease detector for sleep apnea evaluation in children. In Engineering in Medicine and Biology Society, 2005. IEEE-EMBS 2005. 27th Annual International Conference of the (pp. 2743-2746). IEEE.
- [19] Knorr-Chung, B. R., McGrath, S. P., & Blike, G. T. (2008). Identifying airway obstructions using photoplethysmography (PPG). Journal of clinical monitoring and computing, 22(2), 95-101.
- [20] Yigit, H. (2013, November). A weighting approach for KNN classifier. In Electronics, Computer and Computation (ICECCO), 2013 International Conference on (pp. 228-231). IEEE.
- [21] Garcia-Pedrajas, N., & Ortiz-Boyer, D. (2009). Boosting k-nearest neighbor classifier by means of input space projection. Expert Systems with Applications, 36(7), 10570-10582.
- [22] Ho, T. K. (1998, August). Nearest neighbors in random subspaces. In Joint IAPR International Workshops on Statistical Techniques in Pattern Recognition (SPR) and Structural and Syntactic Pattern Recognition (SSPR) (pp. 640-648). Springer, Berlin, Heidelberg.
- [23] Fawcett, T. (2006). An introduction to ROC analysis. Pattern recognition letters, 27(8), 861-874.