



Kalp Seslerinden Uyku Apnesi Tespit Edilebilir mi?

Can Sleep Apnea be Detected by Heart Sounds?

Metin Yıldız, Zeynep Tabak*, Sinan Yetkin**

Başkent Üniversitesi Mühendislik Fakültesi, Biyomedikal Mühendisliği Bölümü, Ankara, Türkiye

*Başkent Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalı, Ankara, Türkiye

**Gülhane Eğitim ve Araştırma Hastanesi, Psikiyatri Kliniği, Ankara, Türkiye

Öz

Amaç: Nefes alıp verme ve nefes tutma sırasında kalp seslerinde morfolojik değişimler olduğu daha önce gösterilmiştir. Bu çalışmada, literatürde ilk defa olmak üzere; apne sırasında kalp seslerinde görülen morfolojik değişimleri karakterize edebileceği düşünülen zaman ve frekans düzlemi parametrelerinin çeşitli sınıflandırıcılara öğretilerek kalp seslerinden otomatik olarak uyku apnesi tespiti yapılıp yapılamayacağı araştırılmıştır.

Gereç ve Yöntem: Bu amaçla 17 kişiden tam polisomnografi kayıtları ile eş zamanlı olarak kalp sesleri kaydedilmiştir. K en yakın komşu ve destek vektör makineleri sınıflandırıcılarına, kalp seslerinden elde edilen özellik vektörleri verilerek sınıflandırma çalışmaları yapılmıştır.

Bulgular: K en yakın komşu sınıflandırıcısıyla alınan en iyi sonuç, %48 doğruluk, %100 seçicilik seviyesinde olmuştur. Destek vektör makineleri sınıflandırıcısıyla ise %82 doğruluk, %42 seçicilik değerlerine ulaşılmıştır. **Sonuç:** Ulaşılan bu değerlere göre, çalışmada kullanılan kalp sesine ait parametreler ile kalp seslerinden uyku apnesi teşhisi koymanın mümkün olmadığı sonucuna varılmıştır.

Anahtar Kelimeler: Uyku apnesi, kalp sesleri, polisomnografi, sınıflandırıcılar

Abstract

Objective: It has previously been shown that there are morphological changes in heart sounds during respiration and holding breath. In this study, for the first time in the literature, it was investigated whether sleep apnea could be detected automatically from heart sounds by teaching various classifiers of time and frequency plane parameters which are thought to be able to characterize the morphological changes seen in heart sounds during apnea.

Materials and Methods: For this purpose, heart sounds were recorded simultaneously with full polysomnography records from 17 people. Classification studies were performed by assigning feature vectors obtained from heart sounds to K nearest neighbors and support vector machines.

Results: The best result with K nearest neighbor classifier was 48% accuracy, 100% selectivity level. With support vector machines classifier, 82% accuracy and 42% selectivity values were reached.

Conclusion: According to these values, it is concluded that the parameters of the heart sound used in this study do not make it possible to diagnose the sleep apnea from the heart sounds.

Keywords: Sleep apnea, heart sounds, polysomnography, classifiers

Giriş

Uyku ile ilgili rahatsızlıkların önde gelenlerinden biri, uykuda solunum bozukluklarıdır. Bunlar içerisinde en sık rastlanan ise uyku apne sendromudur. Her yaş grubundaki bireylerde görülebilmekle beraber, ilerleyen yaşlarda görülme sıklığı artmaktadır. Dar kapsamlı birkaç çalışmada, Türkiye’de görülme sıklığını %0,9-1,9 olarak tespit edilmiştir (1,2). Farklı toplumlarda yapılan çalışmalarda görülme sıklıkları erkeklerde %3,1-%7,5, kadınlarda %2,1-%4,5 olarak tespit edilmiştir (3). Henüz teşhis konulmamış uyku apneli kişi sayılarının ise çok daha yüksek olabileceği değerlendirilmektedir (4). İleri yaşlarda ve obezitesi olan kişilerde görülme sıklığının %60’ın üzerine çıktığı rapor edilmektedir (5).

Uyku apnesi tanısında altın standart inceleme yöntemi olarak polisomnografi (PSG) kullanılmaktadır. En az 6 saat süreyle çok sayıda fizyolojik sinyalin kaydedilmesi ile gerçekleştirilen PSG uygulaması ile ilgili bazı zorluklar bulunmaktadır. Son yıllarda uyku merkezlerinin sayısında büyük artış görülmesine rağmen, henüz ihtiyacı karşılamamaktadır. Tetkikin laboratuvar ortamında ve hastanın üzerine çok sayıda elektrot ve sensörün bağlı olarak uyumasını gerektirmesi, hastanın yerini yadırgaması gibi sebeplerle rahat şekilde uyuyamaması, tetkikin tekrarlanması gereksinimini ortaya çıkarabilmektedir. Ayrıca, PSG kayıtlarının sürekli bir teknik personel gözetiminde yapılması tetkik maliyetini de arttırmaktadır. Bu durumlar göz önünde bulundurularak,

Yazışma Adresi/Address for Correspondence: Dr. Metin Yıldız, Başkent Üniversitesi Mühendislik Fakültesi, Biyomedikal Mühendisliği Bölümü, Ankara, Türkiye

Tel.: +90 312 246 66 66/1327 E-posta: myildiz@baskent.edu.tr

Geliş Tarihi/Received: 27.04.2017 **Kabul Tarihi/Accepted:** 09.06.2017

©Telif Hakkı 2017 Türk Uyku Tıbbi Derneği / Türk Uyku Tıbbi Dergisi, Galenos Yayınevi tarafından basılmıştır.

uyku apne sendromunun tanısında PSG dışında, daha az fizyolojik parametrenin kullanıldığı başka yöntemler araştırılmaktadır.

Literatürde solunum parametreleri (6,7), nazal akış sinyalleri (8), elektroensefalografi sinyalleri (9) ve elektrokardiyografiden (EKG) elde edilen özelliklere göre (10-13) uyku apne tespitine yönelik çeşitli çalışmalar vardır. Bu çalışmaların temel amacı, daha az maliyetle, kişinin kendi evinde mümkünse kendi kendine uygulayıp doktora sonuçlarını göstereceği bir uyku apnesi tespit yöntemi geliştirmektir. Ancak geliştirilen cihazlardan bazılarını kişinin kendi kendine uygulaması oldukça güçtür. Birçoğu hastayla elektriksel bağlantılar içermekte, rahatsızlık verebilen aparatları bulunmakta ve hastanın hareketlerini sınırlamaktadır. Halen hastaya elektriksel temas içermeyen, kişinin kendi kendine ev ortamında uygulayabileceği, maliyeti düşük uyku apnesi tespit sistemlerine ihtiyaç duyulmaktadır.

Solunumun oluşturduğu torasik ve abdominal basınç değişimleri kalp atım hızı ve gücünü etkilemektedir. Kısaca solunumun 10 saniyeden uzun süre durması şeklinde açıklayabileceğimiz apne sırasında kalbe girip çıkan kan hacminde değişimler olmaktadır. Kalbin solunumun durmasına gösterdiği tepkiden faydalanan bazı çalışmalarda tek kanallı EKG'den elde edilmiş parametrelere dayanılarak uyku apnesinin tespit edilebileceği gösterilmiştir. Kalbin kasılması sırasında ortaya çıkan basınç, esnek yapıdaki kalp kapakçıklarını titreştirerek çeşitli kalp sesleri oluşmasına yol açmaktadır. Obstrüktif uyku apne sendromunda apne sırasında kalbin bradikardiye girdiği, apne sonlandığında kalp atım hızının artıp taşikardi geliştiği bilinmektedir. Bu sırada kalp seslerinin yapısında değişimler olabileceği öngörülebilir. Amit ve ark. (14), çalışmalarında kalp seslerinin morfolojisinin solunuma bağlı olarak değiştiğini, soluk tutulması durumunda kalp seslerinin genliğinde azalma olduğunu gözlemlemişlerdir.

Kablosuz olarak da üretilebilen elektronik bir steteskop ile kaydedilebilecek kalp seslerindeki değişimlerin uyku apnesi tespitinde kullanılabileceği gösterilebilirse, bu durum evde kullanıma uygun, hastaya en az rahatsızlığı verecek, maliyeti düşük bir karar destek sisteminin yolunu açabilecektir. Bu çalışmada, literatürde ilk defa olmak üzere; kalp seslerini karakterize edebilecek zaman ve frekans düzlemi parametrelerinin (FDP) çeşitli sınıflandırıcılara öğretilerek kalp seslerinden otomatik olarak uyku apnesi tespiti yapılıp yapılamayacağı araştırılmıştır.

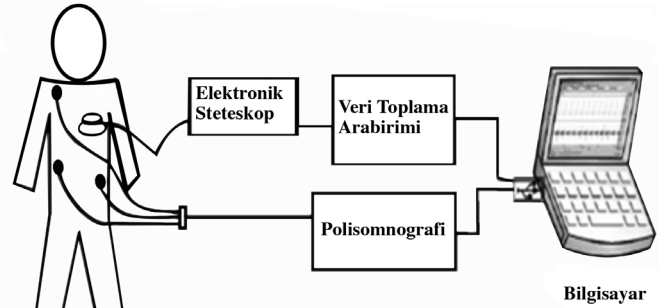
Gereç ve Yöntem

Kalp seslerinden uyku apnesi tespiti yapılıp yapılamayacağını araştırabilmek için, öncelikle 17 kişiden PSG uygulaması yapılırken eş zamanlı olarak kalp sesleri de kaydedilmiştir. Kalp seslerinden elde edilecek zaman ve FDP'den oluşan özellik vektörleri ve PSG kayıtlarının apne teşhisi ile ilgili skorları kullanılarak, verilen kalp sesi sinyalinden bir sınıflandırıcı yardımı ile otomatik olarak apne olup olmadığının tespitinin yapılabilirliği araştırılmıştır.

Veri kayıtları Gülhane Askeri Tıp Akademisi (GATA) Ruh ve Sinir Hastalıkları Uyku Laboratuvarları'nda gerçekleştirilmiştir. Çalışma protokolümüz GATA klinik araştırmalar etik kurulu tarafından onaylanmıştır (protokol no: 50687469-1491-288).

Çalışmaya sadece apne şüphesi ile uyku laboratuvarına gelen kişiler, bilgilendirilmiş onamları alındıktan sonra katılmışlardır. Deneye yaş ortalaması $39,53 \pm 5,41$ olan 16 erkek, 1 kadın hasta katılmıştır. İki kişinin kayıtları uykusu esnasında steteskobun kayıt alınan bölgeden kayması nedeniyle kalp seslerinin kaydedilememesinden sınıflandırma çalışmalarında kullanılamamıştır.

Deney düzeneği Şekil 1'de gösterilmiştir. Hastalara, Grass, Comet AS40-PLUS marka PSG cihazı standart bağlantıları yapıldıktan sonra, BIOPAC MP36 fizyolojik veri toplama sisteminin elektronik steteskobu hastanın sol interkostal aralığın sternuma yakın bölgesine bantla sabitlenmiştir. BIOPAC MP36 fizyolojik veri toplama sisteminin yazılımı ile örnekleme frekansı 2000 Hz, genlik kazancı 5000, filtre frekansları 0,5 Hz ile 1 kHz aralığını geçirecek şekilde ayarlanmış, kayıt süresi 8 saat olarak belirlenmiştir.



Şekil 1. Deney Düzeneği: Katılımcıların bir gecelik uykuları boyunca polisomnografi kayıtları yapılırken, elektronik bir steteskop ile eş zamanlı olarak kalp sesleri kaydedilmiştir

Hasta Verileri

Hastadan alınan sinyalleri 30'ar saniyelik (epok) parçalar şeklinde inceleyen PSG cihazı yazılımı, birçok uyku rahatsızlığı yanında apne olup olmadığını da tespit etmekte, eğer apne var ise apnenin türünü ve şiddetini raporlamaktadır. Tablo 1'de analize alınan 15 hastanın, PSG kayıtlarından elde edilen apne skorları ile ilgili veriler verilmiştir. PSG cihazı 4 kişide ağır, 4 kişide orta, 3 kişide hafif derecede uyku apne sendromu olduğunu, 4 kişide ise hastalık derecesinde uyku apne sendromu olmadığını tespit etmiştir. Tablodaki analize dahil edilmeyen epoklar, katılımcıların tuvalet gibi ihtiyaçları için kayıt cihazından ayrıldıkları epokları göstermektedir.

Sınıflandırma çalışmalarında apneli bölge olarak kabul edilecek kısımların tespiti, PSG cihazının apne skorlarını tuttuğu logfile isimli dosyadan alınmıştır. Bu dosyada apneli epokların numaraları ve apnenin hangi türünün tespit edildiği bilgisi tutulmaktadır. Cihaz hipopneyi 15, santral apneyi 13, obstrüktif apneyi 12, mikst apneyi ise 11 sayısı ile skorlamaktadır. Bu çalışmada, apne ile ilgili bir ön teşhis konulmasını sağlamaya yönelik bir yöntem geliştirilmeye çalışıldığından, apne skor dosyası, apne tipi gözetilmeksizin apne var ise 1, apne yok ise 0 olarak yeniden skorlanmıştır.

Tablo 1. Polisomnografi cihazının apne skorları

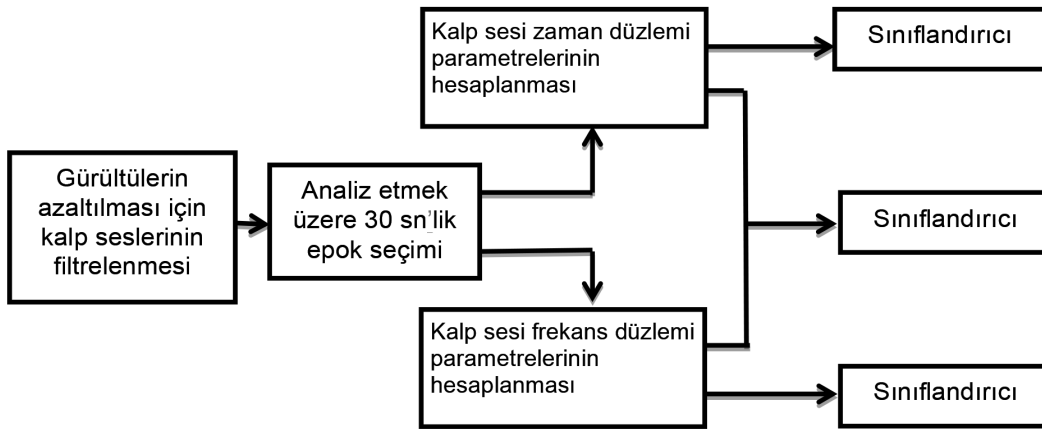
Hasta no	Toplam kayıt süresi (7 Saat)	Apnesiz Epok sayısı	Apneli Epok sayısı	Analize alınan Epok sayısı	Analize alınmayan Epok sayısı
1	866 Epok	541	236	777	89
2	866 Epok	788	67	855	11
3	866 Epok	683	172	855	11
4	866 Epok	834	21	855	11
5	866 Epok	616	172	788	78
6	866 Epok	820	36	855	11
7	866 Epok	492	294	786	80
8	866 Epok	688	99	787	79
9	866 Epok	298	490	788	78
10	866 Epok	850	5	855	11
11	866 Epok	605	174	779	87
12	866 Epok	817	38	855	11
13	866 Epok	617	172	789	77
14	866 Epok	625	230	855	11
15	866 Epok	785	65	850	16

Özellik Vektörleri ve Sınıflandırma Çalışmaları

Çalışmada, ele alınan bir epokluk (30 saniye) kalp sesi sinyalinden hesaplanacak öz nitelik denilen sinyali karakterize ettiği düşünülen parametreler verildiğinde, bu 30 saniyede apne olup olmadığını otomatik tespit etmek için, sınıflandırıcı genel ismi ile anılan gereçler kullanılmıştır. Sınıflandırıcılar genellikle, sınıfı bilinen verilere ait öz nitelikler verilerek bunlar arasındaki ilişkileri öğrenmesinin beklenmesi, daha sonra sınıfı bilinmeyen verilerin öz nitelikleri verildiğinde bunların hangi sınıftan olduğunu tespit etmesi şeklinde kullanılırlar. Çalışmamızda, daha önce tek kanallı EKG'den apne tespiti yapılabileceğini gösteren ve oldukça başarılı sonuçlar verdiği

görülmüş sınıflandırıcılar (K en yakın komşuluk ve destek vektör makineleri) kullanılmıştır. Sınıflandırıcıların eğitim ve test işlemleri MATLAB'ın istatistik ve makine öğrenmesi araç kutusundaki, knnclassify ve svmclassify fonksiyonları ile yapılmıştır.

Kalp seslerinden özellik çıkarımı yani öz niteliklerin tespiti için yapılan işlemler Şekil 2'de blok diyagram olarak gösterilmiştir. Özellik çıkarımı yapılmadan önce, kalp sesleri, horlamalar ve uykudaki sayıklamalardan kaynaklı gürültüleri azaltmak için filtrelenmiştir. Horlamaların 40-150 Hz arasında frekans bileşenleri olduğu tespit edilerek, incelenen sinyallerdeki bu bölgeler 8. dereceden bir Butterworth bant durdurucu filtre ile zayıflatılmıştır.



Şekil 2. Öz nitelik çıkarımı ve sınıflandırmayla ilgili işlem basamaklarının şematik gösterimi: Kalp sesi zaman ve frekans düzleminde hesaplanan parametreler ayrı ayrı ve birlikte sınıflandırıcılara verilmiş ve sonuçlar değerlendirilmiştir

Filtreleme çalışmalarından sonra, 30 saniyelik kalp seslerinden, sinyali karakterize edebileceğini düşündüğümüz, EKG'den apne tespitinde de kullanılmış olan zaman düzlemi parametreleri (ZDP) hesaplanmıştır. Bunların yanında kalp seslerinin farklı frekans bantlarında bileşenleri bulunduğu bilgisi ve solunum durması sırasında kalp seslerinin morfolojisinde değişimler görüldüğünü belirten, Amit ve ark. (14) çalışması da dikkate alınarak, kalp sesinin S1 ve S2 bileşenlerine ait FDP hesaplanmıştır. Zaman ve frekans düzlemindeki özellik vektörleri ile ayrı ayrı ve ikisinin bileşiminden oluşturulmuş özellik vektörleri ile sınıflandırma çalışmaları yapılmıştır.

Zaman düzleminde özellikler olarak seçili 30 saniyelik bölgenin medyanı, ortalama mutlak sapması (o.m.s) ve çeyrekler arası aralık değerleri kullanılmıştır. Medyan, veri setindeki veriler küçükten büyüğe doğru sıralandığı zaman ortada kalan değerdir. Eşitlik 1 ile tespit edilir.

$$Medyan = L + \left(\frac{c}{f}\right) + \left(\frac{N}{2}\right) - d \quad (1)$$

Eşitlik 1'deki, L: medyan sınıfın alt değeri, c: medyan sınıfın aralığı, f: medyan sınıfın frekansı, N: toplam birim sayısı, d: medyan sınıftan bir önceki sınıfın birikimli frekansını göstermektedir.

O.m.s, veri setindeki her bir gözlem değerinin, mutlak aritmetik ortalamadan farklarının alınıp toplanarak, toplam veri sayısına bölünmesi ile elde edilen istatistiksel bir parametredir (Eşitlik 2).

$$o. m. s = \frac{\sum_i |x_i - \bar{x}|}{n} \quad (2)$$

Çeyrekler arası aralık değeri ise, veriler büyükten küçüğe sıralandığında üçüncü dördte birlik (3. çeyrek) ile birinci dördte birlik (1. çeyrek) kısım arasındaki istatistiksel yayılımın farkını gösterir.

Güç spektral yoğunluğu (GSY) bir sinyalin içerisinde hangi frekans bileşenlerinden hangi güçte bulunduğunu bulmak için kullanılır. Frekans düzleminde özellik çıkarımı yapılırken, ele alınan 30 saniyelik kalp sesi sinyali bölgesinin GSY'si Hızlı Fourier dönüşümü tabanlı bir yöntem olan Periodogramla bulunmuştur. Sınıflandırıcıda kullanılmak üzere kalp seslerinden genlik ve dolayısıyla güçleri en büyük olan S1 (25-45 Hz) ve S2 (50-70 Hz) bölgesindeki sinyal güçleri trapezoidal integral yöntemi ile hesaplanmıştır. Özellik vektörlerini oluşturan zaman ve FDP MATLAB'ın hazır fonksiyonları kullanılarak tespit edilmiştir.

Sınıflandırma çalışmalarında eğitim ve test verileri seçilirken genelde tüm verinin rastgele olarak seçilmiş %50'si eğitim, %50'si test için kullanılmaktadır. Bu çalışmada da böyle yapılmıştır. Farklı uyku safhalarında kalp seslerinde de değişimler olabileceği düşünülerek rastgele seçim yapılırken, seçilen örneklerin veri kümesi içerisinde homojen dağılmasını sağlamak için MATLAB'ın üretilen rastgele sayının homojen dağılımını garanti eden hazır fonksiyonu olan randi kullanılmıştır.

Sınıflandırıcıların performansı, duyarlılık ve seçicilik parametreleri hesaplanarak değerlendirilmiştir. Bu çalışma için, sınıflandırıcının apneli bölgeleri ne oranda tespit edebildiğinin bir ölçüsü olan duyarlılık;

$$\text{Duyarlılık} = (\text{doğru pozitif} / (\text{doğru pozitif} + \text{yanlış negatif})) * 100 \quad (3)$$

Apne olmayan bölgelerin ne oranda doğru tespit edilebildiğinin ölçüsü olarak, seçicilik;

$$\text{Seçicilik} = (\text{doğru negatif} / (\text{doğru negatif} + \text{yanlış pozitif})) * 100 \quad (4)$$

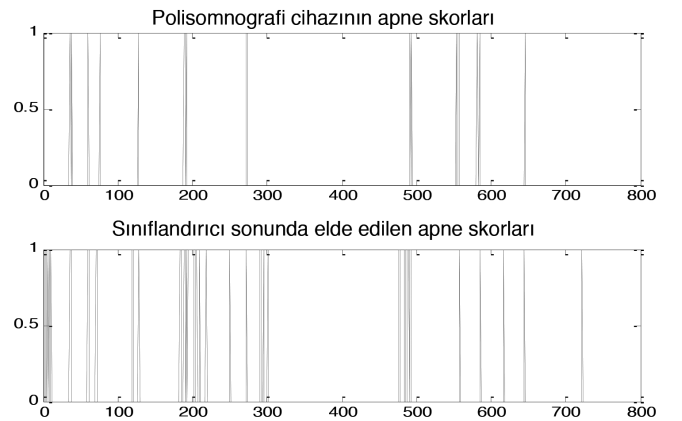
eşitlikleri ile hesaplanmıştır. Eşitliklerdeki, doğru pozitif ve yanlış negatif sırasıyla PSG cihazının apne olduğunu belirttiği epoklardan kaç tanesinin doğru şekilde tespit edilebildiği ve edilemediği, doğru negatif ve yanlış pozitif ise sırasıyla PSG cihazının apne olmadığını belirttiği epoklardan kaç tanesinin doğru şekilde tespit edilebildiği ve edilemediğini göstermektedir.

Bulgular

En yakın K komşu bulma algoritması ve destek vektör makineleri kullanılarak yapılan sınıflandırma çalışmalarında, kalp sesinin yalnızca ZDP, yalnızca FDP ve ZDP+FDP birlikte olmak üzere eğitim ve test işlemleri gerçekleştirilmiş, elde edilen sonuçlar değerlendirilmiştir.

Önce her hastanın kendi verisinin rastgele seçilmiş %50'si sınıflandırıcıya öğretilip, tüm verisi sınıflandırıcıya verilerek sınıflandırma başarısı test edilmiştir. Daha sonra, sınıflandırıcılar 15 hasta için hesaplanan eğitim öz nitelik vektörlerinin bir araya getirilmesi ile oluşturulmuş toplam öz nitelik vektörü ile eğitilmiş, hasta verileri tek tek sınıflandırıcıya verilerek, sınıflandırma başarısı bulunmuştur.

Şekil 3'te eğitim sırasında bir hastanın kendi kalp sesi ZDP'nin %50'sinin giriş vektörü olarak destek vektör makinesi sınıflandırıcısına verilmesinden sonra, tüm verisi için sınıflandırma sonuçları ile PSG cihazının apne skorları birlikte gösterilmiştir. Şekil incelendiğinde, PSG cihazının apne var olarak skorladığı bölgelerin çok daha az sayıda olduğu, sınıflandırıcının apne var olarak skorladığı bölgelerin, PSG cihazı ile çoğu zaman örtüştüğü görülmektedir. PSG cihazının apnesiz olarak tespit ettiği bölgelere ise sınıflandırıcı çok defa apne var skorlaması yapmıştır. Farklı hastalarda yapılan çalışmalarda da benzer sonuçlar elde edilmiştir.



Şekil 3. Sınıflandırma başarımının yüksek olduğu bir hastaya ait sınıflandırıcı skorları ile polisomnografi cihazının skorlarının karşılaştırılması (0:Apne yok, 1:Apne var)

PSG: Polisomnografi

Bireysel apne skorlamaları her ne kadar umut vaat etse de asıl olan sınıflandırıcının bir genelleme yapabilmesi yani genişçe bir eğitim kümesi ile eğitildikten sonra herkes için başarılı sonuç vermesidir. Bu sebeple, 15 kişiye ait kalp seslerinden elde edilen özellik vektörlerini tamamı, K en yakın komşu ve destek vektör makineleri sınıflandırıcılarına yukarıda belirtilen kombinasyonlarla öğretilmiştir. K en yakın komşu algoritması en yakın 1, 3, 5 ve 15 komşuya göre tekrar tekrar çalıştırılıp sonuçlar alınmıştır. Tablo 2’de sınıflandırıcının test sonuçları, 15 hastanın ortalaması şeklinde verilmiştir.

Tablo 2’ye göre, K en yakın komşuluk algoritmasını kullanan sınıflandırıcı ile en iyi sınıflandırma başarısına, 1 en yakın komşuluğa bakılarak, kalp sesi ZDP ile FDP’nin birlikte kullanılması ile ulaşılmıştır. Apnesiz bölgeler tamamen tespit edilirken, apneli bölgelerin ise ancak %48’i doğru bir şekilde tespit edilebilmiştir. Destek vektör makineleri ile yapılan sınıflandırma çalışmasında ise en iyi sınıflandırma başarısı kalp sesi frekans düzlemi parametrelerinin (KSFD) kullanılması ile elde edilmiştir. Ancak en iyi sınıflandırma başarısı dahi %52 duyarlılık ve %61 özgüllük değerinde kalarak, çok düşük bir sınıflandırma başarımları sağlamıştır.

Sonuç

Bu çalışmada literatürde ilk defa olmak üzere, kalp seslerine ait zaman ve frekans düzlemindeki bazı parametrelere dayanarak uyku apnesi tespiti yapıp yapılamayacağı araştırılmıştır. Ancak apne hastalarının neredeyse tamamında uyku boyunca, literatüre uygun olarak horlamalar görülmüştür. Genlikleri, süreleri ve uyku içindeki dağılımı hastadan hastaya, hatta hasta için bile değişim gösteren bu sesler çoğu zaman kalp seslerini bastırmıştır.

Bu sebeple en iyi durumda dahi, apnesiz bölgeler %100 doğru tespit edilirken apneli bölgelerin ancak %48’inin doğru tespit edilebildiği görülmüştür. Özellik vektörü olarak, KSFD kullanıldığı DVM ile yapılan sınıflandırma çalışmasında, apneli bölgeler %87 doğru tespit edilme seviyesine ulaşmıştır. Ancak bu durumda, apnesiz bölgelerin ancak %41’i doğru tespit edilebilmiş, apnesiz bölgelerin %52’sine de apne denmiştir.

Daha önce kalp seslerinden apne tespiti yapan bir çalışma bulunmamaktadır. Bu yüzden sonuçlarımız, ancak tek kanallı EKG’den elde edilen özellik vektörleri ile yapılan apne tespiti çalışmaları ile kıyaslanabilir. Yılmaz ve ark. (12) EKG kullanılarak elde edilen kalp hızı değişkenliği sinyalinin, bizim kullandığımız türdeki istatistiksel parametreleri ile apneleri %89 oranında tespit edebildiklerini belirtmişlerdir. Yine kalp hızı değişkenliği sinyalinden elde edilen daha kompleks parametreleri öznelik

vektörü olarak kullanan Almazaydeh ve ark. (13) ise %95 başarı ile apneleri tespit etmişlerdir.

Daha önce sadece EKG’den elde edilen özelliklerle %90’ın üzerinde başarı ile apne tespiti yapılabildiği dikkate alındığında, çalışmada kullanılan kalp seslerinden elde edilen zaman ve frekans düzlemi parametrelerinin uyku apnesinin tespitinde yeterince başarı gösteremediğine karar verilmiştir. Bu çalışmada apne tespiti için kullanılan parametreler, apneden sonra kalp seslerinin genlik ve frekanslarında değişimler olabileceği dikkate alınarak seçilmiştir. Ancak parametreler uyku analizlerinde genellikle kullanıldığı gibi 30 saniyelik sinyal bölgeleri için hesaplandığından, apne sonrasında geçici bir rejim şeklinde olabilecek kalp seslerindeki değişimler tespit edilememiş olabilir. Bundan sonraki çalışmalarda, kalp seslerinden apne tespiti için daha kısa sinyal bölümlerindeki değişimleri incelemeye uygun yöntemler ve parametreler kullanılabilir.

Çalışmamızın en önemli sınırlılıkları; katılımcı sayısının az olması ve kadınların çalışmaya katılma konusunda çekingen davranmalarıdır. Sadece bir kadın hastadan veri almış olmamız erkekler ve kadınlar için ayrı ayrı değerlendirme yapmamıza imkan vermemiştir.

Öneriler

Çalışmada önerilen uyku apnesinin kalp seslerinden tespiti, kişilerin evlerinde, kendi kendilerine uygulayıp sonuçlarını doktora onaylatacağı bir karar destek sisteminin önünü açacağından, kalp seslerinden daha yüksek başarı ile uyku apnesi tespitine imkan verecek yöntem ve parametrelerin tespitine çalışılması yararlı olacaktır.

Teşekkür ve Beyan

Çalışmada kullanılan veri kayıtlarının alındığı GATA Tıp Akademisi Ruh ve Sinir Hastalıkları Uyku Laboratuvarları yetkili ve çalışanlarına teşekkür ederiz.

Etik

Etik Kurul Onayı: Bu çalışma Gülhane Askeri Tıp Akademisi klinik araştırmalar etik kurulu tarafından onaylanmıştır (protokol no: 50687469-1491-288).

Hasta Onayı: Alınmıştır.

Hakem Değerlendirmesi: Editörler kurulu tarafından değerlendirilmiştir.

Yazarlık Katkıları

Konsept: M.Y., Veri Toplama veya İşleme: M.Y., Z.T., S.Y., Analiz veya Yorumlama: M.Y., Z.T., S.Y., Literatür Arama: Z.T., Yazan: M.Y., S.Y.

Çıkar Çatışması: Yazarlar tarafından çıkar çatışması bildirilmemiştir.

Tablo 2. Tüm hasta verisi ile eğitilmiş sınıflandırıcının performansı

n=15 Özelik vektörü	KNN 1		KNN 3		KNN 5		KNN 15		DVM	
	Duyarlılık (%)	Özgüllük (%)	Duyarlılık (%)	Özgüllük (%)	Duyarlılık (%)	Özgüllük (%)	Duyarlılık (%)	Özgüllük (%)	Duyarlılık (%)	Özgüllük (%)
ZDP	29	83	24	90	19	92	14	97	82	41
FDP	22	83	12	90	6	94	1	99	52	61
ZDP+FDP	48	100	45	90	43	80	32	81	79	50

KNN: K en yakın komşuluk sınıflandırıcısı, DVM: Destek vektör makineleri sınıflandırıcısı, ZDP: Zaman düzlemi parametreleri, FDP: Frekans düzlemi parametreleri

Finansal Destek: Yazarlar tarafından finansal destek almadıkları bildirilmiştir.

Kaynaklar

1. Köktürk O. Uykuda solunum bozuklukları. *Tüberk Toraks* 2002;50:527-35.
2. Özkurt S, Polat B, Dursuboğlu N, Bozkurt Aİ. Symptom Prevalence of Obstructive Sleep Apnea in Male and Female Population in Denizli. *Türkiye Klinikleri Arch Lung* 2012;13:15-21.
3. Çiftçi TU. Obstrüktif uyku apne sendromu tanı ve tedavi uzlaşısı raporu. *Türk Toraks Dergisi* 2012;13:59-63.
4. Hiestand DM, Britz P, Goldman M, Phillips B. Prevalence of symptoms and risk of sleep apnea in the US population: results from the national sleep foundation sleep in America 2005 poll. *Chest* 2006;130:780-6.
5. Punjabi NM. The epidemiology of adult obstructive sleep apnea. *Proc Am Thorac Soc* 2008;5:136-43.
6. Ng AS, Chung JW, Gohel MD, Yu WW, Fan KL, Wong TK. Evaluation of the performance of using mean absolute amplitude analysis of thoracic and abdominal signals for immediate indication of sleep apnoea events. *J Clin Nurs* 2008;17:2360-6.
7. Várady P, Micsik T, Benedek S, Benyó Z. A novel method for the detection of apnea and hypopnea events in respiration signals. *IEEE Trans Biomed Eng* 2002;49:936-42.
8. Sériès F, Marc I. Nasal pressure recording in the diagnosis of sleep apnoea hypopnea syndrome. *Thorax* 1999;54:506-10.
9. Tagluk M, Sezgin N. A new approach for estimation of obstructive sleep apnea syndrome. *Expert Systems with Applications* 2011;38:5346-51.
10. Quiceno-Manrique AF, Alonso-Hernández JB, Travieso-González CM, Ferrer-Ballester MA, Castellanos-Domínguez G. Detection of obstructive sleep apnea in ECG recordings using time-frequency distributions and dynamic features. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc* 2009;2009:5559-62.
11. Khandoker AH, Palaniswami M, Karmakar CK. Support vector machines for automated recognition of obstructive sleep apnea syndrome from ECG recordings. *IEEE Trans Inf Technol Biomed* 2009;13:37-48.
12. Yılmaz B, Asyali M, Arıkan E, Yetkin S, Özgen F. Sleep stage and obstructive apneic epoch classification using single-lead ECG. *Biomed Eng Online* 2010;9:39.
13. Almazaydeh L, Elleithy K, Faezipour M. Obstructive sleep apnea detection using SVM-based classification of ECG signal features. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc* 2012;2012:4938-41.
14. Amit G, Shukha K, Gavriely N, Intrator N. Respiratory modulation of heart sound morphology. *Am J Physiol Heart Circ Physiol* 2009;296:796-805.