

ROBUST REGRESSION ALGORİTMASI İLE HORLAMA SESLERİNİN TESPİT EDİLMESİ VE KLİNİK UYGULAMASI

Classification of Snoring Sounds Based on Robust Regression Algorithm and its Clinical Application

Mustafa Çavuşoğlu^{*}, Mustafa Kamaşak^{**}, Yeşim Serinağaoğlu^{*}, Timur AKÇAM^{***}, Sinan YETKİN^{****},
Osman Erođul^{**}

^{*} Orta Dođu Teknik Üniversitesi, Mühendislik Fak., Elektrik-Elektronik Müh Bölümü., 06530, Ankara

^{**} Gülhane Askeri Tıp Akademisi, Biyomedikal ve Klinik Mühendislik Merkezi, 06018, Ankara

^{***} Gülhane Askeri Tıp Akademisi, KBB Ana Bilim Dalı Başkanlığı, 06018, Ankara

^{****} Gülhane Askeri Tıp Akademisi, Ruh Sağlığı ve Hastalıkları Ana Bilim Dalı Başkanlığı, 06018, Ankara

Özetçe - Obstrüktif uyku apnesi sendromu (OSAS) ile horlama arasındaki ilişkiyi belirlemeye yönelik olarak pek çok çalışma yapılmıştır. Apnenin tedavisinde karşılaşılan en önemli sorunlardan birisi, uygulanan yöntemin hasta üzerinde ne kadar etkili olduğunun objektif ölçütlere dayandırılarak belirlenememesidir. Bu soruna yönelik bir ön çalışma olacak şekilde, uzun süreli solunum seslerini analiz ederek bölütlenmiş horlama sesleri için bir sınıflandırma sistemi geliştirilmesi amaçlanmıştır. Sistem basit horlayanlardan ve OSAS hastalarından alınan kayıtlardaki her bir episodun horlama olup olmadığına karar vererek, sinyaldeki istenilmeyen dalga şekillerini reddetmektedir. Ses kayıtları, Gülhane Askeri Tıp Akademisi (GATA) Laboratuvarı'nda OSAS patolojisinden şüphelenilen hastalardan gece uykusu boyunca, hastalar polisomnografi cihazına bağlı iken alınmıştır. Farklı apne/hipopne indeksine (AHI) sahip 30 hastadan alınan episodlar geliştirilen algoritma ile sınıflandırılmıştır. Bu sınıflandırma sonucunda horlama sesleri %94.4, istenilmeyen dalga şekilleri ise %90 doğrulukla sınıflandırılmıştır.

Anahtar Sözcükler: Horlama, Apne, OSAS, Sınıflandırma

Abstract- Several studies have been done in order to determine the relationship between snoring and obstructive sleep apnea syndrome (OSAS). One of the common problem that is faced during the medical treatment of the apnea is the undetermination of the efficiency of the applied treatment in terms of objective criteria. As a preliminary work, a classification system for segmented acoustic snoring signals has been designed, to work with long duration respiratory sound recordings. The system was designed to determine whether the episode is snoring or not in order to reject undesired waveforms. The sound recordings were taken from patients that are suspected of OSAS pathology while they were connected to the polysomnography in Gülhane Military Medical Academy (GMMA) Sleep Laboratory. The episodes taken from 30 patients with different apnea/hypopnea index (AHI) are classified using the proposed algorithm. The snoring episodes and undesired waveforms are classified with an accuracy of 94.4 % and 90% respectively.

Keywords: Snoring, Apnea, OSAS, Classification

I.GİRİŞ

Horlama, uyku sırasında üst hava yolunun titreşmesi sonucu oluşan solunum sesidir. Horlamanın, sistemik arteriyel hipertansiyon, koroner arter hastalıkları, uyku bozuklukları ve buna benzer pek çok farklı hastalığın gelişiminde bir risk faktörü olduğu saptanmıştır[1].

Uyku esnasında solunumun en az 10 saniye süreyle durması uyku apnesi olarak tanımlanmaktadır[2]. Obstrüktif uyku apnesi ise solunum çabası sürerken ağız ve burunda hava akımının olmamasıdır. Bu durumda hastanın özellikle üst solunum yollarında bir obstrüksiyon olduğu düşünülür. Tıkanmayla başetmek için göğüs ve karın bölgesinde yoğun aktivite dikkati çekmektedir[2]. Apneye neden olan tıkanmanın nereden kaynaklandığını tespit etmeye yönelik olarak yapılan çalışmalar devam etmektedir.

Obstrüktif uyku apne sendromunun, horlama, tanıklı apne ve gündüz aşırı uykululu olmak üzere üç ana semptomu vardır. Toplumda sık karşılaşılan bir yakınma olan horlama uyku sırasında üst solunum yolunu parsiyel tıkanması ile oluşan kaba, gürültülü bir sestir. Uyku apne sendromunda horlama durumsal, pozisyonel gibi nedenlere bağlı olan basit horlamadan farklı olarak, hemen her gece olmaktadır. Eşinin yanı sıra, ev halkını ve hatta komşuları rahatsız edecek kadar şiddetlidir. En önemlisi uyku apnesinde horlama arada oluşan apneler nedeni ile zaman zaman kesintiye uğrar ve ardından derin bir inspirasyon ile yeniden başlar.[2]

Son yıllarda, horlama ile obstrüktif uyku apnesi sendromu (OSAS) arasındaki ilişkiyi belirlemeye yönelik olarak pek çok çalışma yapılmıştır[3]. Bu yüzden, horlama seslerinin analizi, obstrüktif uyku apnesi veya üst solunum yolları direnci sendromu gibi diğer patolojilerle ilişkili olan solunum bozukluklarının belirlenmesinde etkin bir yöntemdir. Bu amaca yönelik olarak polisomnografi altında, horlama seslerinin şiddeti belirlenmekte ve horlama sinyallerinin spektral özelliklerinin ve şekillerinin analizi yapılmaktadır[4,5]. Bu analizler, OSAS hastası olan ve olmayan grupların horlamalarının şiddetlerinde ve spektral özelliklerinde önemli farklılıklar olduğunu ortaya koymaktadır[1]. Buradan elde edilen bulgular OSAS'ın tanısında kullanılan temel parametrelerden biridir. Horlama seslerinin analizinde, sinyali zaman ve frekans bölgesinde karakterize eden özelliklerin hesaplanabilmesi için her bir horlama bölütünün algılanması gerekmektedir. Burada amaç horlama bölütlerini seçip kayıta bulunan öksürme, konuşma, tıkanma gibi diğer istenilmeyen gürültülerin reddedilmesidir. Her bir horlama bölütünü algıladıktan sonra, verilen bir zaman dilimindeki horlama süresi ve bu sürenin uyku süresine oranı, iki horlama bölütü arasında geçen süre, maksimum horlama şiddeti, frekans seğirmesi (jitter) ve genlik kırışması (shimmer) gibi parametrelerin nasıl değiştiği, uykunun hangi evrelerinde horlama şiddetinin ve sıklığının arttığı gibi objektif bilgileri hekime sunmak hastanın teşhis ve tedavi sürecinde son derece önemlidir. [7]

II.YÖNTEM

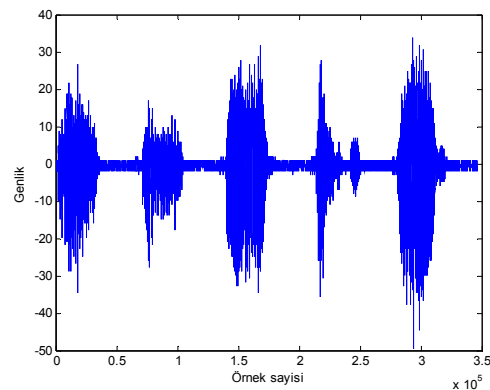
A. Horlama Veritabanı Oluşturulması

Bu çalışma için, Gülhane Askeri Tıp Akademisi (GATA) Uyku Çalışmaları Laboratuvarı'nda OSAS patolojisinden şüphelenilen hastalardan gece uykusu boyunca, hastalar polisomnografi cihazına bağlı iken farklı apne/hipopne indeksine sahip 30 ayrı hastadan alınan ses kayıtlarından bir veri tabanı oluşturulmuştur.

Oluşturulan veritabanındaki her kayıt 6 saat uzunluğundadır. Sınıflandırma probleminde kullanılmak üzere oluşturulan bu veri tabanı eğitim ve test kümesi olmak üzere iki kümeye ayrılmıştır. Polisomnografi hastaya apne/hipopne indeksini belirlemek ve ilerleyen çalışmalarda hastanın diğer fizyolojik sinyalleri ile horlama seslerinin arasındaki ilişkileri inceleyebilmek amacı ile bağlanmıştır.

B. Ses Kayıt Düzenliği

Ses kayıtları için, yüksek hassasiyete sahip yoğunlaştırıcı bir mikrofon kullanılmıştır. Kullanılan mikrofon çevreden gelebilecek yansımalarından kurtulmak amacı ile kardoid bir modele sahiptir. Mikrofon uyku esnasında hastadan 15 cm yüksekte olacak şekilde yukarıdan hastaya doğru sarkıtılmıştır. Bu uzaklık kayıt sisteminin hassasiyeti, seçilen mikrofon modeli ve hasta rahatı gibi parametreler göz önünde bulundurularak belirlenmiştir. Verileri kaydetmek amacı ile Edirol UA-100 çok kanallı veri akış sistemi kullanılmıştır. Elde edilen sinyal 16 bitlik A/D çevirici kullanılarak 16 KHz örnekleme frekansında dijital hale getirilmiştir. Sistem, uygulamaya yönelik olarak örnekleme frekansını ve mikrofon hassasiyetlerini farklı seviyelere ayarlamaya izin vermektedir. Bu esneklik özellikle Sinyal/Gürültü oranı göz önüne alındığına önemlidir. Şekil 1' de, oluşturulan veri tabanından alınan bir OSAS hastasına ait 20 saniyelik horlama sinyali görülmektedir.



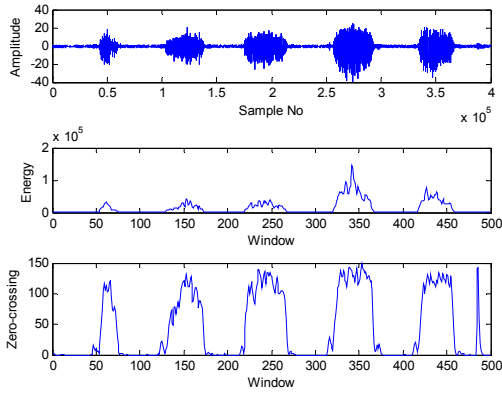
Şekil 1. Hastadan alınan 20 saniyelik horlama sinyali

C. Bölütleme Alt Sistemi

Bölütleme alt sistemi sinyaldeki enerji ve sıfır geçiş oranı değişikliklerini tespit etme temeline dayanmaktadır. Her bir bölütün sınırlarını belirlemek amacı ile 100 ms uzunluğundaki bir pencere 50 ms'lik örtüşme (overlap) ile kaydırılmış ve her bir pencerenin içinde sinyalin enerjisi ve sıfır geçiş oranı hesaplanmıştır. Bu süreler, bölüt sınırlarını doğru belirlemek amacı ile sinyalin durağan (stationary) olduğu aralık göz önüne alınarak belirlenmiştir. Sinyalin enerjisi aşağıdaki gibi tanımlanmaktadır.

$$E_x = \sum_{i=1}^N x(i)^2 \quad (1)$$

Şekil 2.' de sinyalin enerji ve sıfır geçiş oranı değişimleri görülmektedir.



Şekil 2. Sinyalin enerji ve sıfır geçiş oranı değişimleri

Şekil 2'de görüldüğü gibi sinyaldeki enerji ve sıfır geçiş oranlarındaki değişimler kullanılarak bölüt sınırları belirlenmiştir. Sinyal bölütlere ayrıldıktan sonra önerilen algoritma, her bir bölütün horlama olup olmadığına karar vermektedir.

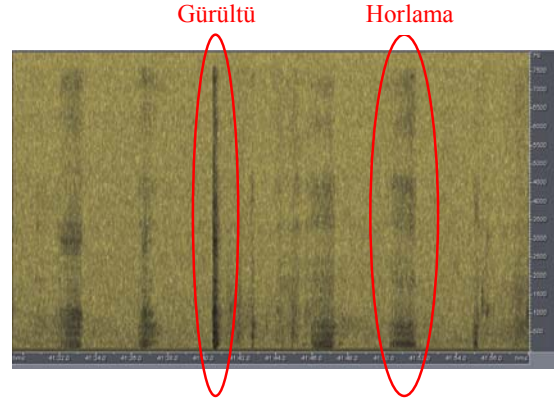
D. Bölütlerin Sınıflandırılması

Horlama sesleri ile istenilmeyen dalga şekillerinin spektogramları incelendiğinde frekans bandlarına göre enerji dağılımlarının yoğunluklarının farklı olduğu görülmüştür. Enerji dağılımındaki bu farklılıktan dolayı horlama seslerinin diğer gürültülerden ayırt edilmesi için spektogram tabanlı öznelik

vektörleri kullanılmıştır. Spektogram sinyalin kayan bir pencere içerisindeki kısmının ayırık zamanlı Fourier dönüşümünün genliği olarak tanımlanmaktadır. Bu çalışmada 512 örnek uzunluğunda bir Hanning penceresi kullanılmıştır. Spektogram matematiksel olarak aşağıdaki gibi ifade edilmektedir.

$$y(\tau, f) = \left| \int_{-\infty}^{\infty} x(t)w(t-\tau)e^{-2\pi ft} dt \right| \quad (2)$$

Şekil 3'te bir OSAS hastasından alınan ses kaydına ait spektogram görülmektedir.



Şekil 3. OSAS hastasından alınan ses kaydına ait spektogram

Yukarıdaki şekilde görüldüğü üzere horlama seslerinin enerjisi belli frekans bölgelerinde yoğunlaşırken, istenilmeyen dalga şekillerinin enerjilerinin frekans bandlarına göre dağılımında bir yoğunlaşma görülmemektedir.

Spektogram tabanlı öznelik vektörleri hesaplamak amacıyla 0-7500 Hz aralığı 500 Hz'lik frekans bandlarına ayrılarak her bir banddaki toplam enerji miktarı bulunmuştur. Kayıtlardaki episodların genlikleri hastadan hastaya değişebilmektedir. Özneliklerin hastadan bağımsız hale getirilebilmesi için 500 Hz'lik frekans bandlarının enerjisi episodun toplam enerjisi ile normalize edilmiştir. Bu işlem ile elde edilen öznelikler aşağıdaki şekilde ifade edilmektedir.

$$\xi_i = \frac{\sum_{\tau} \sum_{f=500(i-1)}^{500i} |y(\tau, f)|^2}{\sum_{\tau} \sum_{f=0}^{7500} |y(\tau, f)|^2} \quad (3)$$

Yukarıdaki eşitlikte ξ_i öznitelik vektörünün i 'nci elemanını, $y(\tau, f)$ ise (2)'den elde edilen spektogramın değerini ifade etmektedir.

Elde edilen öznitelik vektörlerinin oluşturduğu uzaydan, sınıflandırma probleminde temel olarak kullanılacak özniteliklerin bulunduğu altuzayın belirlenmesi için ana bileşenler analizi (principal component analysis) kullanılmıştır [7]. Bu alt uzayda yer alan yeni öznitelik vektörleri aşağıdaki gibi hesaplanmıştır.

$$C = (\xi - \bar{\xi})^T (\xi - \bar{\xi}) \quad (4)$$

Bu eşitlikte $\bar{\xi}$, eğitim veri kümesinden elde edilen öznitelik vektörlerinin ortalamasını, C matrisi ise bu vektörlerin kovaryansını ifade etmektedir. Bu kovaryans matrisinin ana bileşenleri aşağıdaki gibi hesaplanmıştır.

$$W_{opt} = \arg \max_W |W^T C W| \quad (5)$$

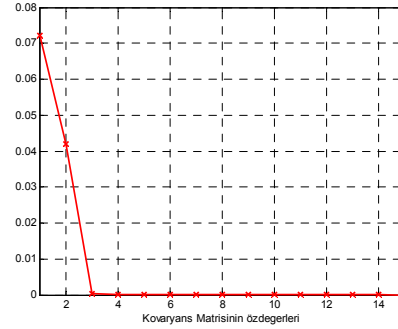
Bu analizden elde edilen kovaryans matrisinin yüksek özdeğerlerine karşılık gelen özvektörler, sınıflandırma probleminde kullanılacak alt uzayın temel bileşenleridir. Diğer bir söyleyişle bu özvektörler sınıflandırma probleminde kullanılacak alt uzayı gerer. Öznitelik vektörlerinin bu alt uzaydaki izdüşümleri yeni öznitelik vektörlerini oluşturur. Bu izdüşümler aşağıdaki eşitlikle ifade edilmektedir.

$$\hat{\xi} = W_{opt} \cdot \xi \quad (6)$$

Her bir episodun sınıflandırılması (6)'den elde edilen yeni öznitelikler üzerinde tanımlanan doğrusal metrik kullanılarak yapılmıştır.

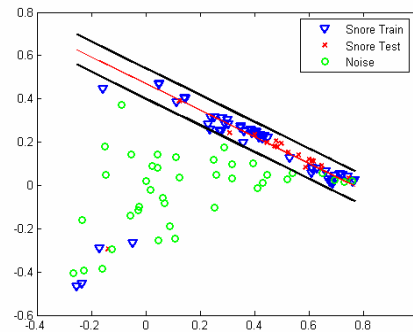
III. SONUÇ

Hastalardan gece uykusu boyunca alınan ses kayıtları hekim tarafından bölütlenerek sınıflandırılmıştır. Bölütleme işlemi otomatik olarak da yapılabilmektedir [6]. Bu sınıflandırma dikkate alınarak oluşturulan veri tabanı eğitim ve test kümesi olmak üzere iki kümeye ayrılmıştır. Farklı apne/hipopne indeksine(AHI) sahip 30 farklı hastadan alınan episodlar için öznitelik vektörleri hesaplanmıştır. Yukarıda anlatılan biçimde elde edilen kovaryans matrisinin özdeğerlerinden ilk ikisinin yüksek çıkması sınıflandırma problemi için kullanılacak alt uzayın iki boyutlu olmasının yeterli olacağını göstermektedir. Şekil 3'te kovaryans matrisinin özdeğerleri verilmektedir.



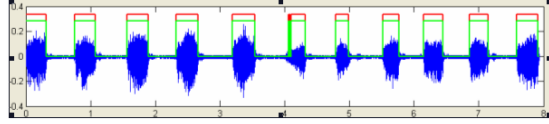
Şekil 4. Kovaryans matrisinin özdeğerleri

Eğitim veri kümesinden elde edilen öznitelik vektörlerinin kullanılan alt uzaydaki iz düşümleri incelendiğinde bu yeni öznitelik vektörlerinin bir çizgi üzerinde toplandığı görülmüştür. Her bir bölütü sınıflandırmak için Robust Regression algoritması kullanılmıştır[9]. Şekil 5'te eğitim ve test kümelerinin kullanılan alt uzaydaki iz düşümleri gösterilmektedir.



Şekil 5. Eğitim ve test kümelerinin alt uzaydaki yerleri

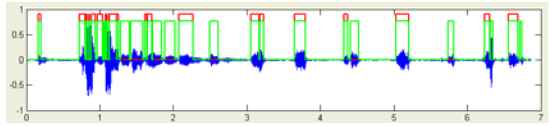
Geliştirilen algoritma ile yapılan sınıflandırma sonucunda horlama sesleri %94.4, istenilmeyen dalga şekilleri ise %90 doğrulukla sınıflandırılmıştır. Şekil 6'da basit horlayan bir hastadan alınan ses kaydında horlama seslerinin belirlenmesi görülmektedir.



Şekil 6. Basit horlayan bir hastadan alınan ses kaydında horlama seslerinin belirlenmesi

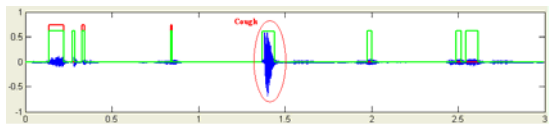
Şekil 6.'da alttaki çizgiler sinyalin bölütlerini, üstteki çizgilerde horlamaları göstermektedir.

Şekil 7'de bir OSAS hastasından alınan ses kaydında horlama seslerinin tespiti görülmektedir. Görüldüğü gibi bazı bölütler horlama olarak algılanmamıştır.



Şekil 7. Bir OSAS hastasından alınan ses kaydında horlama seslerinin tespiti

Şekil 8'de bir öksürme bölütüne karşı sistemin tepkisi görülmektedir. Görüldüğü gibi sistem öksürme bölütünü horlama olarak seçmemiştir.



Şekil 8. Bir öksürme bölütüne karşı sistemin tepkisi

IV. TARTIŞMA

Bu çalışmada, uzun süreli solunum seslerinin kayıtlarını analiz etmek amacıyla akustik horlama sesleri için otomatik sınıflandırma sistemi geliştirilmiştir. Sistemde spektrogram tabanlı öznelik vektörleri kullanılmıştır. Bu öznelik vektörlerinin ana bileşenler analizi (principal component analysis) yapılarak ayırıcılığı yüksek yeni öznelik vektörleri

bulunmuştur. Episodların sınıflandırılması yeni öznelikler üzerinde tanımlanan doğrusal metrik kullanılarak yapılmıştır. Sonuç olarak horlama sesleri %94.4, istenilmeyen dalga şekilleri ise %90 doğrulukla sınıflandırılmıştır.

Her bir horlama episodunu algıladıktan sonra, verilen bir zaman dilimindeki horlama süresi ve bu sürenin uyku süresine oranı, iki horlama episodunu arasında geçen süre, maksimum ve minimum horlama şiddeti, frekans seğirmesi (jitter) ve genlik kırışması (shimmer) gibi parametrelerin nasıl değiştiği, uykunun hangi evrelerinde horlama şiddetinin ve sıklığının arttığı gibi objektif bilgileri hekime sunmak hastanın teşhis ve tedavi sürecinde son derece önemlidir. Horlama karakteristikleri ve değişimi uyku çalışmaları için çok kullanışlı bir araçtır.

V.KAYNAKÇA

- [1] K.Wilson, R.A. Stoohs, T.F. Mulrooney, L.J. Johnson, C.Guillemainault, Z. Huang, "The Snoring Spectrum: Acoustic assesment of snoring sound intensity in 1.139 individuals undergoing polysomnography." Chest , vol, 115:3 762-70, March 1999
- [2] H.Aydın, F.Özgen, S. Yetkin, L.Sütçügil "Uyku ve Uykuda Solunum Bozuklukları" GATA Basımevi, Ankara 2005
- [3] Gavriely N: "Breath Sounds Methodology" ed. CRC Press, 1995
- [4] J.A. Fiz, J.Abad, R. Jane, M. Riera, M.A. Mananas, P. Caminal, D. Rodenstein, J. Morera, "Acoustic Analyses of snoring sound in patients with simple snoring and OSA" European Respiration Journal, vol 9, pp 2365-2370, 1996
- [5] J.R. Perez- Padilla, E. Slawinski, L.M. Difrancesco, R.R. Feige, J.E. Remmers, W.A. Whitelaw, "Characteristics of the snoring noise in patients with and with out sleep apnea." Am Rev Respir Dis. Vol 147, 635-644, 1993
- [6] M.Cavusoglu, Y.Serinağaoğlu, O.Erogul, "Obstrüktif Uyku Apnesi Hastaları İçin Horlama Seslerinin Analizi", SİU2006 Sinyal İşleme ve İletişim Uygulamaları Konferansı, Antalya
- [7] Oppenheim, A.V., and R.W. Schaffer, Discrete-Time Signal Processing, Prentice-Hall, Englewood Cliffs, NJ, 1989, pp. 713-718
- [8] Jackson, J. E., A User's Guide to Principal Components, John Wiley and Sons, Inc., 1991, p. 592.
- [9] Holland, P.W., and R.E. Welsch (1977), "Robust Regression Using Iteratively Reweighted Least-Squares," Communications in Statistics: Theory and Methods, A6, 813-827.