

UYKU APNESİNDE EEG VERİLERİNİN SPEKTRAL ANALİZİ

Alican YÖRÜK

Kütahya Dumlupınar Üniversitesi
Lisansüstü Eğitim Öğretim ve Sınav Yönetmeliği Uyarınca
Fen Bilimleri Enstitüsü İleri Teknolojiler Anabilim Dalında
YÜKSEK LİSANS TEZİ
Olarak Hazırlanmıştır.

Danışman: Dr. Öğr. Üyesi Mustafa TOSUN

Haziran – 2019

KABUL VE ONAY SAYFASI

Alican YÖRÜK'ün YÜKSEK LİSANS tezi olarak hazırladığı “UYKU APNESİNDE EEG VERİLERİNİN SPEKTRAL ANALİZİ” başlıklı bu çalışma, jürimizce Kütahya Dumlupınar Üniversitesi Lisansüstü Eğitim Öğretim ve Sınav Yönetmeliğinin ilgili maddeleri uyarınca değerlendirilerek kabul edilmiştir.

12 / 07 / 2019

Prof. Dr. Önder UYSAL
Enstitü Müdürü, Fen Bilimleri Enstitüsü

Prof. Dr. Muammer GAVAS
Anabilim Dalı Başkanı, İleri Teknolojiler Bölümü

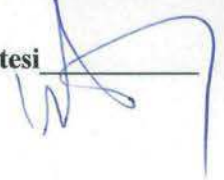
Dr. Öğr. Üyesi Mustafa TOSUN
Danışman, Elektrik-Elektronik Mühendisliği Bölümü

Sınav Komitesi Üyeleri

Prof. Dr. Hamdi Melih SARAOĞLU
Elektrik-Elektronik Mühendisliği Bölümü, Kütahya Dumlupınar Üniversitesi

Prof. Dr. Ayhan İSTANBULLU
Bilgisayar Mühendisliği Bölümü, Balıkesir Üniversitesi

Dr. Öğr. Üyesi Mustafa TOSUN
Elektrik-Elektronik Mühendisliği Bölümü, Kütahya Dumlupınar Üniversitesi



ETİK İLKE VE KURALLARA UYGUNLUK BEYANI

Bu tezin hazırlanmasında Akademik kurallara riayet ettiğimizi, özgün bir çalışma olduğunu ve yapılan tez çalışmasının bilimsel etik ilke ve kurallara uygun olduğunu, çalışma kapsamında teze ait olmayan veriler için kaynak gösterildiğini ve kaynaklar dizininde belirtildiğini, Yüksek Öğretim Kurulu tarafından kullanılmak üzere önerilen ve Dumlupınar Üniversitesi tarafından kullanılan İntihal Programı ile tarandığını ve benzerlik oranının %8 çıktığını beyan ederiz. Aykırı bir durum ortaya çıktığı takdirde tüm hukuki sonuçlara razı olduğumuzu taahhüt ederiz.

Dr. Öğr. Üyesi Mustafa TOSUN

Alican YÖRÜK

UYKU APNESİNDE EEG VERİLERİNİN SPEKTRAL ANALİZİ

Alican YÖRÜK

İleri Teknolojiler, Yüksek Lisans Tezi, 2019

Tez Danışmanı: Dr. Öğr. Üyesi Mustafa TOSUN

ÖZET

Uyku apnesi insan yaşamını etkileyen önemli uyku hastalıklarından biridir. Uykuda solunum durması olarak kendini gösteren bu hastalık kişinin uyku kalitesini düşürmektedir. Kişinin sosyal hayatını etkileyen bu hastalığın erken teşhis ile tedavisi mümkündür.

Bu çalışmanın amacı, uyku apnesi anındaki elektroensefalografi (EEG) sinyalleri incelenerek spektral analizini yapmaktır. Bu çalışmada polisomnografi (PSG) kayıtları kullanılmıştır. Polisomnografi kayıtları içerisinde bulunan elektroensefalografi sinyallerine sinyal işleme teknikleri uygulanarak spektral entropi değişimleri gözlenmiştir.

Sinyallerin ilk olarak Hızlı Fourier Dönüşümü yöntemiyle spektral güç yoğunlukları elde edilmiş ve daha sonra spektral entropileri hesaplanmıştır. Bu değerler incelendiğinde apneye girme anında entropinin minimum seviyelere düştüğü gözlenmiştir. Çıkan sonuçlar daha önce hekimler tarafından belirlenen apne başlangıç süreleri ile karşılaştırılmıştır. Karşılaştırma sonucu olarak entropinin minimum seviyelere düştüğü zamanların apne başlangıcına denk geldiği gözlenmiştir.

Anahtar kelimeler: Apne, Elektroensefalografi (EEG), Spektral Entropi, Polisomnografi (PSG).

SPECTRAL ANALYSIS OF EEG DATA IN SLEEP APNEA

Alican YÖRÜK

Advanced Technologies, M. S. Thesis, 2019

Thesis supervisor: Assist Prof. Dr. Mustafa TOSUN

SUMMARY

Sleep apneas are one of the important sickness of sleep. Respiratory standstill as known as still decreases to quality of sleep who has that sickness. That sickness which is effect to persons social life has possibility to treatment with early diagnosis.

The aim of this study is to perform the spectral analysis of thinning electroencephalography (EEG) signals during sleep apnea. Polysomnography (PSG) records have used in this research. Searching to processes of applying signals to electroencephalography (EEG) signals for estimation apnea how to respond based on Polysomnography (PSG) records.

First, the spectral power densities of the signals were obtained by Fast Fourier Transform method and then the spectral entropies were calculated. When these values were examined, it was observed that entropy decreased to minimum levels at the time of apnea. Periods of beginning apneas compared previously by physicians according to fore mentioned values in records. As a result of comparison, it was observed that the times when entropy decreased to minimum levels coincided with the onset of apnea.

Keywords: Apnea, Electroencephalography (EEG), Spectral Entropy, Polysomnography (PSG).

TEŞEKKÜR

Bu çalışmanın her aşamasında emeği bulunan, bilgi ve donanımlarını benden esirgemeyen ve bilimsel katkılarıyla beni aydınlatan, yakın ilgi ve yardımlarını esirgemeyen sayın hocam Dr. Öğr. Üyesi Mustafa Tosun'a,

Çalışmalarım sırasında karşılaştığım zorlukları aşmamda yardımlarından dolayı hocam Dr. Öğr. Üyesi Ömer Kasım'a,

Çalışmalarım süresince sabır göstererek beni daima destekleyen aileme teşekkürü bir borç bilirim.



İÇİNDEKİLER

	<u>Sayfa</u>
ÖZET	v
SUMMARY	vi
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	ix
ÇİZELGELER DİZİNİ	x
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ.....	xi
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL KISIMLAR.....	2
2.1. Uyku Apnesi	2
2.1.1. Obstrüktif (Tıkayıcı) uyku apnesi (OSA).....	2
2.1.2. Santral (Merkezi) uyku apnesi (CSA)	2
2.1.3. Bileşik apne (MSA).....	2
2.1.4. Hipopne	3
2.2. Polisomnografi (PSG).....	3
2.3. Elektroensefalografi (EEG)	4
2.3.1. Elektroensefalografi işaretleri ve dalga şekilleri	4
2.3.2. Elektroensefalografi elektrot yerleşim sistemi	5
2.3.3. Elektroensefalografi sinyallerini ön işleme	6
3. ÖZNİTELİK ÇIKARMA YÖNTEMLERİ.....	8
3.1. Zaman Tabanlı Öznitelikler	9
3.1.1. İstatiksel öznitelikler	9
3.2. Lineer Olmayan Öznitelikler	10
3.3. Frekans Tabanlı Öznitelikler	11
3.4. Entropi Tabanlı Öznitelikler	13
4. MATERYAL	14
5. BULGULAR.....	16
6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	40
KAYNAKLAR DİZİNİ	41

ŞEKİLLER DİZİNİ

<u>Şekil</u>	<u>Sayfa</u>
2.1. Uluslararası 10/20 sistemi elektrot yerleşimi	5
4.1. Hasta 1'e ait EEG sinyalinin görüntüsü	14
4.2. Hasta 1'e ait EEG sinyalinin spektral entropisi	15
5.1. Hasta 1 için Fp1_A2 kanalı 1-40 Hz entropisi	16
5.2. Hasta 1 için Fp1_A2 kanalı 1-4 Hz entropisi	17
5.3. Hasta 1 için Fp1_A2 kanalı 4-8 Hz entropisi	17
5.4. Hasta 1 için Fp1_A2 kanalı 8-15 Hz entropisi	18
5.5. Hasta 1 için Fp1_A2 kanalı 15-40 Hz entropisi	18
5.6. Hasta 1 için Cz_A1 kanalı 1-40 Hz entropisi	19
5.7. Hasta 1 için Cz_A1 kanalı 1-4 Hz entropisi	19
5.8. Hasta 1 için Cz_A1 kanalı 4-8 Hz entropisi	20
5.9. Hasta 1 için Cz_A1 kanalı 8-15 Hz entropisi	20
5.10. Hasta 1 için Cz_A1 kanalı 15-40 Hz entropisi	21
5.11. Hasta 1 için O1_A2 kanalı 1-40 Hz entropisi	21
5.12. Hasta 1 için O1_A2 kanalı 1-4 Hz entropisi	22
5.13. Hasta 1 için O1_A2 kanalı 4-8 Hz entropisi	22
5.14. Hasta 1 için O1_A2 kanalı 8-15 Hz entropisi	23
5.15. Hasta 1 için O1_A2 kanalı 15-40 Hz entropisi	23
5.16. Hasta 1 için Fp2_A1 kanalı 1-40 Hz entropisi	24
5.17. Hasta 1 için Fp2_A1 kanalı 1-4 Hz entropisi	24
5.18. Hasta 1 için Fp2_A1 kanalı 4-8 Hz entropisi	25
5.19. Hasta 1 için Fp2_A1 kanalı 8-15 Hz entropisi	25
5.20. Hasta 1 için Fp2_A1 kanalı 15-40 Hz entropisi	26
5.21. Hasta 1 için Fp2_A1 kanalı 4-8 Hz entropisi	27
5.22. Hasta 2 için Fp2_A1 kanalı 4-8 Hz entropisi	28
5.23. Hasta 3 için Fp2_A1 kanalı 4-8 Hz entropisi	28
5.24. Hasta 4 için Fp2_A1 kanalı 4-8 Hz entropisi	29
5.25. Hasta 5 için Fp2_A1 kanalı 4-8 Hz entropisi	29

ÇİZELGELER DİZİNİ

<u>Çizelge</u>	<u>Sayfa</u>
2.1. OSA tipleri	2
3.1. Öznitelik tablosu	8
3.2. İstatiksel öznitelikler	9
3.3. Hjorth parametreleri	10
5.1. Bulunan zamanlara göre kanal-band analiz sonucu	27
5.2. Hasta 1 için apne-entropi zamanlarının analiz sonucu	30
5.3. Hasta 2 için apne-entropi zamanlarının analiz sonucu	32
5.4. Hasta 3 için apne-entropi zamanlarının analiz sonucu	34
5.5. Hasta 4 için apne-entropi zamanlarının analiz sonucu	36
5.6. Hasta 5 için apne-entropi zamanlarının analiz sonucu	38

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

Simgeler

Hz	Hertz
μ V	MikroVolt
M Ω	MegaOhm
dB	Desibel
sn	Saniye

Kısaltmalar

Açıklama

AFD	Ayrık Fourier Dönüşümü
AHI	Apne-Hipopne İndeksi
CSA	Santral Uyku Apnesi
EEG	Elektroensefalografi
EKG	Elektrokardiyografi
EMG	Elektromyografi
EOG	Elektrookülagrafi
HFD	Hızlı Fourier Dönüşümü
MSA	Mikst Uyku Apnesi
OSA	Obstrüktif Uyku Apnesi
PSG	Polisomnografi

1. GİRİŞ

Uyku yaşam için önemli bir süreçtir. İnsan ömrünün de yaklaşık üçte biri uykuda geçmektedir. İnsanlar zihinsel ve bedensel sağlığını korumak için uykuya ihtiyaç duyarlar. Uykusunu tam alamayan kişilerde gündüz aşırı uyku hali ve konsantrasyon eksikliğine neden olmaktadır (Held vd., 2006; Golrou vd., 2015). Bunlar da kişinin sosyal hayatını etkilemekte ve kişinin sağlığında bozulmaya neden olmaktadır.

Yaklaşık 90 türde uyku hastalığı vardır (Guijarro-Berdiñas vd., 2012) ve bunların en önemlisi de uyku apnesi adı verilen uykuda solunumun en az 10 sn olarak durmasıdır (Elez ve Ömür, 2008). Uyku apnesi uykuda iken defalarca tekrarlamasına rağmen uyku halinde olunması nedeniyle fark edilmesi de güç olmaktadır. Dünyadaki uyku apnesi hastalarının %80-90'ına henüz tanı konulmadığı hesaplanmıştır; bu oranın Türkiye'de %95-98 olduğu sanılmaktadır (Elez ve Ömür, 2008).

Uyku apnesi, tanısı konulduktan sonra tedavisi mümkün olan bir hastalıktır. Tanısı uyku laboratuvarlarında polisomnografi adı verilen bir yöntemle konulur. Bu yöntemde hastanın vücuduna çeşitli elektrotlar yerleştirilerek bu elektrotlardan alınan veriler kaydedilir. Bu veriler uyku teknisyenleri ve hekimlerin değerlendirmesiyle apnenin çeşidi ve sıklığı hakkında bilgi verir. Bu bilgiler değerlendirilerek hasta için gerekli tedavi yöntemine geçilir.

Bu çalışmada polisomnografi verilerinden elde edilen EEG sinyallerinin güç spektral yoğunluğu hızlı fourier dönüşümü ile hesaplanmış ve spektral entropileri çıkarılmıştır. Çıkarılan sonuçlara bağlı olarak apne öncesi ve apne sırasındaki veriler karşılaştırılmıştır. Karşılaştırma sonuçlarına göre spektral entropi değerlerinin apne ön belirtisinde bir parametre olarak kullanılabileceği tespit edilmiştir.

2. GENEL KISIMLAR

2.1. Uyku Apnesi

Uyku apnesi uyku boyunca görülen en az 10 sn süre ile solunumun durması olarak tanımlanır. Hemen hemen her yaş ve cinsiyette görülebilen bu hastalık belirtilerini uyku esnasında göstermesinden dolayı pek bilinmemektedir. Daha çok obez kişilerde, horlayanlarda ve üst solunum yolları dar olan bireylerde görülmektedir. Obstrüktif tip, santral tip ve bileşik tip olmak üzere 3 tip apne vardır (Papila ve Acioğlu, 2005).

2.1.1. Obstrüktif (Tıkayıcı) uyku apnesi (OSA)

En sık görülen apne çeşididir (Sezgin ve Tagluk, 2013). Bu tip uyku apnesi boğazdaki dokuların uyku esnasında gevşeyerek solunum yolunu tıkaması sonucu oluşur. Tıkanan hava yoluna bağlı olarak solunum durur. Beyin oksijen ihtiyacını hisseder ve uyku derinliğini azaltarak kişiyi uyandırmaya çalışır. Bu kişilerin derin uykuya geçmesi pek mümkün değildir.

OSA tipleri AHİ (Apne Hipopne İndeksi) değerlerine göre belirlenmiştir (Çizelge 2.1) (Demir vd., 2012). Endeks bir saat içindeki apne sayısını belirtir.

Çizelge 2.1. OSA tipleri.

Apne-Hipopne İndeksi (AHİ)	
Hafif Dereceli OSA	5-15 arası
Orta Dereceli OSA	15-30 arası
Ağır Dereceli OSA	30'dan fazla

2.1.2. Santral (Merkezi) uyku apnesi (CSA)

OSA'ya göre nadir olarak görülen CSA, beynin solunum kaslarına sinyal göndermemesi sonucu oluşur. Kandaki oksijen miktarının azalmasına bağlı olarak kişi uyanır.

2.1.3. Bileşik apne (MSA)

Mikst uyku apnesi de denilen bileşik apne, obstrüktif tip ve santral tip apnenin birleşimidir. Başlangıç kısmında tıkayıcı tip apne özellikleri gösteren bileşik apne daha sonra merkezi uyku apne özelliklerini daha belirgin göstermeye başlar.

2.1.4. Hipopne

Hipopne, apneden ayrı olarak solunumun kısmi olarak azalması anlamına gelir. Apne esnasında solunum %75'ten fazla azalma gösterirken hipopne de ise bu oran %25-45 civarındadır (Bartolo vd., 2001).

2.2. Polisomnografi (PSG)

Uyku hastalıklarının tanısında kullanılan en önemli yöntem polisomnografidir. Uyku laboratuvarlarında uygulanan bu yöntemle kişinin çeşitli bölgelerine yerleştirilen elektrotlar sayesinde tüm gece boyunca uykularında alınan sinyaller kaydedilir. Uyku yapısı ve uyku esnasında vücudunda meydana gelen değişiklikleri içeren bu sinyaller daha sonra uzman personelle incelenerek hastalığın teşhisi konulur (Bayrak vd., 2011).

Polisomnografide genellikle 12 kanallı kayıtlar kullanılmaktadır. Bunlar; EEG, EOG, EMG, EKG, solunum eforu, hava akımı, horlama, oksijen satürasyonu, pozisyon, karbondioksit ölçümü, vücut ısısı, ses ve video kayıtlarıdır (Koley ve Dey, 2013).

- **Elektroensefalografi (EEG);** beynin elektriksel aktivitesindeki değişikliklerin incelenmesinde kullanılır.
- **Elektrookülagrafi (EOG);** göz hareketlerindeki değişikliklerinin incelenmesinde iki kanal olarak (sağ göz “ROC”, sol göz “LOC”) kullanılır.
- **Elektromyografi (EMG);** çene üzerine yerleştirilmiş elektrotlarla kas aktivitesinin incelenmesinde REM uykusunun tanınması amacıyla kullanılır.
- **Elektrokardiyografi (EKG);** kalbin elektriksel aktivitesindeki değişikliklerin incelenmesinde, kalp hızı, ritmi ve solunumsal olaylara sekonder gelişecek bradikardi ve taşikardi gibi durumların kaydedilmesini sağlar.
- **Solunum eforu;** göğüs ve karın hareketlerinin kaydında kullanılır.
- **Hava akımı;** burun ve ağızdaki hava akımı kaydında kullanılır.
- **Horlama;** mikrofon yardımıyla seslerin kaydedilmesinde kullanılır.
- **Oksijen satürasyonu;** kandaki oksijen doymunluğunu ölçmede kullanılır.
- **Pozisyon;** hastanın uykudaki yatış pozisyonunu verir.
- **Karbondioksit ölçümü;** hastanın apne-hipopne süreçlerindeki CO_2 düzeyindeki değişimler incelenir.
- **Vücut ısısı;** sirkadyen ritim bozuklukları tanısında kullanılan kanallardır.

2.3. Elektroensefalografi (EEG)

Elektroensefalografi; beyinde bulunan milyarlarca sinir hücresinin elektriksel yük hareketlerinin sonucu oluşan biyolojik sinyallerin elektriksel yöntemlerle incelenmesidir. İlk kez beyindeki elektriksel aktivitenin varlığını Caton, 1875 yılında hayvanlar üzerinde yaptığı deneyler sonucu ortaya atmıştır. Daha sonra ise 1929 yılında Hans Berger kafaya yerleştirilen elektrotlarla ölçüm yapılarak ilk EEG işaretlerini kendi defterine çizmiş ve bu durum bilimsel olarak kesinlik kazanmıştır (Niedermeyer ve Da Silva, 2004). Berger'den sonra artan teknolojik gelişmelere bağlı olarak bu alandaki çalışmalar da artmıştır. Günümüzde EEG işaretleri klinik olarak parkinson, şizofreni ve epilepsi gibi hastalıkların teşhisinde yaygın olarak kullanılmaktadır.

2.3.1. Elektroensefalografi işaretleri ve dalga şekilleri

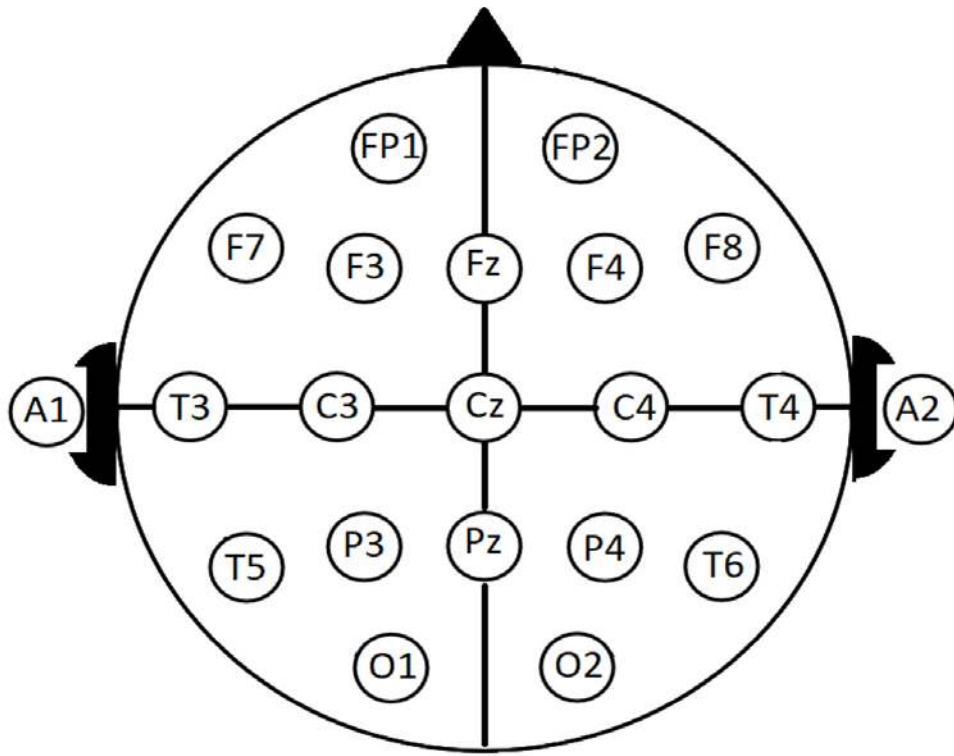
Saç derisi üzerinden ölçülen EEG işaretleri genellikle düşük genlikli işaretlerdir. 1-100 μV arasında bir genliğe sahiptir. Frekans aralıkları ise 0,5-100 Hz gibi geniş bir aralıkta olmasına rağmen klinik çalışmalarının çoğunda 0,5-40 Hz arasındaki frekans bandı kullanılmaktadır.

EEG çalışmalarının en başından beri yapılan araştırmalar sonucunda insan beyninin uyku, dinlenme, çalışma gibi farklı zihinsel aktivite seviyelerinde EEG işaretlerinin de farklılaştığı tespit edilmiştir. Farklı seviyelerde yoğunlaşan bu EEG frekansları özel isimler verilerek 4 frekans bandına ayrılmıştır. Bunlar; Alfa Dalgaları (8-14 Hz), Beta Dalgaları (14-40 Hz), Delta Dalgaları (0,5-4 Hz), Teta Dalgaları (4-8 Hz)'dir (Duffy vd., 1989; Aydemir ve Kayıkçıoğlu, 2009; Al-Kadi vd., 2013).

- **Alfa dalgaları:** İnsanların dinlenme durumunda, gözlerinin kapalı olduğu durumlarda görülen sinyallerdir. Frekansları 8-14 Hz, genlikleri 20-60 μV 'tur.
- **Beta dalgaları:** Gözlerimiz açıkken, analitik bir problem çözerken, merkezi sinir sisteminin yoğun faaliyeti ve konsantrasyon artmasıyla ortaya çıkan sinyallerdir. Frekansları 15-40 Hz, genlikleri de 2-20 μV 'tur.
- **Delta dalgaları:** Uykunun derin evrelerinde, anestezi esnasında ve bebeklerde görülen sinyallerdir. Frekansları 0,5-4 Hz, genlik Değerleri 20-400 μV 'tur.
- **Teta dalgaları:** Yetişkinlerde daha çok uyuklama ve rüyalı uyku durumlarında görülen sinyallerdir. Bu sinyallerin frekansları 4-8 Hz, genlik değeri ise 5-100 μV 'tur.

2.3.2. Elektroensefalografi elektrot yerleşim sistemi

Biyoelektrik işaretlerini elektrik işaretlerine çeviren algılayıcılar elektrotlardır. Kullanıldığı alana göre farklı özelliklere sahip elektrotlar vardır. Kuru ve ıslak elektrotlar, iğne tip elektrotlar, kafa bantları ve başlıklar bunlardan bazılarıdır. EEG kayıtlarında elektrotların kafa yüzeyine yerleştirilmeleri için uluslararası standartlar geliştirilmiştir. Bu standartlar; 10/20, 10/10 ve 10/5 sistemidir. Uluslararası Elektroensefalografi ve Klinik Nöropsikoloji Federasyonu tarafından belirlenen 10-20 elektrot yerleştirme sistemi en yaygın kullanılan sistemdir (Malmivuo vd., 1995). Şekil 2.1’de bu yerleşim sistemi görülmektedir.



Şekil 2.1. Uluslararası 10/20 sistemi elektrot yerleşimi (Tosun vd., 2018).

Şekil 2.1’de görüldüğü gibi her elektrot bazı harfler ve rakamlarla sembolize edilmiştir. Buradaki harfler elektrotun beynin hangi bölgesine yerleştirildiğini, sayılar ise beynin sağ ve sol lobundan hangisinde olduğunu ifade eder. Sol lob için tek rakamlar, sağ lob için de çift rakamlar kullanılmıştır. Harfler F: frontal (ön lob), Fp: frontal kutup (pole), C: central (merkez), T: temporal (şakak lobu), P: parietal (yan lob), O: oksipital (arka lob), A: auriküler (kulak) elektrotu için sembolize edilmiştir.

2.3.3. Elektroensefalografi sinyallerini ön işleme

EEG işaretleri elektrotlar yardımıyla ölçüldükten sonra işlenebilmesi için çeşitli işlemlerden geçmektedir. Çünkü EEG işaretleri karmaşık ve düşük genlikli sinyallerdir. Ayrıca ölçme sırasında çeşitli ortamlardan kaynaklanan parazit ve gürültüler de doğru bir şekilde ölçüm yapılmasını etkilemektedir. Bu nedenle genlikleri düşük olan işaretler önce kuvvetlendirilmeli, parazit ve gürültüden temizlenmesi için filtre yapılarından geçirilip kayıt ortamına aktarılmalıdır.

EEG sinyallerinin kuvvetlendirilmesi

Düşük genliğe sahip μV seviyesindeki EEG sinyallerinin daha detaylı bir şekilde incelenip yorumlanabilmesi için yükseltilmesi gerekmektedir. Genellikle EEG gibi çok küçük sinyaller diferansiyel kuvvetlendiriciler yardımı ile yükseltilir. Optimum sinyal kalitesi ve sonraki sinyal işleme aşamaları için yeterli bir gerilim seviyesi sağlayabilmek ve sinyal gürültü oranını koruyabilmek amacıyla, kuvvetlendiricilerin 100 ile 100 000 arasında değişebilen bir kazanç seviyesi sağlayabilmesi uygun olacaktır (Nagel, 2000).

Ayrıca ortamdaki elektriksel gürültüleri bastırabilmek için diferansiyel kuvvetlendiricilerin ortak mod bastırma oranlarının (en az 100 dB) ve giriş empedanslarının yüksek olması (en az 100 M Ω) istenir (Teplan, 2006).

EEG sinyallerinin filtrelenmesi

EEG sinyallerini gürültü ve diğer etkenlerden temizleyebilmek amacıyla çeşitli filtre yapıları kullanılmaktadır (Wu vd., 1997). Genellikle kullanılan frekans değeri 0,5-40 Hz arasında olduğundan bu değerlere uygun filtre seçilir.

Yüksek geçiren filtre yapısı, sinyali bozabilecek olan solunum ve kan akışı gibi düşük frekans bileşenlerinin ve DC bileşen etkisinin bastırılması amacıyla kullanılır. Bu filtrelerin kesim frekansı (fc) genellikle 0,1-0,7 Hz aralığında seçilir (Teplan, 2006).

Alçak geçiren filtre, EEG sinyalini yüksek frekansların bozucu etkilerinden arındırmak amacıyla kullanılır. EEG bilgisi 0,5-40 Hz aralığında olduğu için genelde kesim frekansları 40 Hz olarak belirlenir. Ayrıca alçak geçiren filtre, sinyali örnekleme frekansının oluşturabileceği girişim etkilerinden de korumuş olur (Teplan, 2006).

DC bir kaynaktan beslenmeyen EEG sistemlerinde, şebekenin bozucu etkileri ölçülen sinyal üzerinde bozucu bir etki oluşturur. Çentik (Notch) filtre, sinyal üzerine etkiyen şebeke frekansı gürültüsünü (50 Hz) bastırmak için kullanılır (Nagel, 2000; Teplan, 2006).

EEG sinyallerinin dijitale dönüştürülmesi

Alınan işaretlerin sayısal ortamda kaydedilmesi ve işlenebilmesi için dijital verilere çevrilmesi gerekmektedir. EEG işaretleri analog olup sürekli sinyallerdir. Bu sinyallerin belli aralıklarla alınıp bit karşılıkları hesaplanarak ayırık zamanlı dijital sinyallere dönüştürülür. Dijital formata dönen bu EEG işaretleri bilgisayar ortamına aktarılarak kaydedilir (Gray, 2003; Gotman, 2009).



3. ÖZNİTELİK ÇIKARMA YÖNTEMLERİ

EEG işaretlerindeki verileri analiz edebilmek için EEG işaretlerini tanımlayan çeşitli öznitelikler vardır. Bunlar EEG işaretlerinin hem zamansal hem de frekans özelliklerinin belirlenmesi için ileri düzey sinyal işleme teknikleridir. Çizelge 3.1’de bu öznitelikler sıralanmıştır.

Çizelge 3.1. Öznitelik tablosu.

No	Öznitelik	No	Öznitelik
1	Minimum değer (MinV)	12	Hjorth karmaşıklığı (HC)
2	Maksimum değer (MaxV)	13	Petrosian fractal uzunluğu (PFD)
3	Standart Sapma (SD)	14	Ortalama eğri uzunluğu (MCL)
4	Aritmetik ortalama (AO)	15	Ortalama enerji (ME)
5	Varyans (V)	16	Ortalama teager enerjisi (MTE)
6	Skewness (SK)	17	Wigner ville dönüşümü
7	Kurtosis (KH)	18	Spektral entropi (SpEn)
8	Medyan (MN)	19	Rényi entropi (REn)
9	Sıfır geçiş sayısı (ZC)	20	Yaklaşık entropi (ApEn)
10	Hjorth aktivitesi (HA)	21	Permütasyon entropi (PEn)
11	Hjorth hareketliliği (HM)		

3.1. Zaman Tabanlı Öznitelikler

3.1.1. İstatiksel öznitelikler

EEG işaretlerinin istatistiksel öznitelikleri Çizelge 3.2’de gösterilmektedir.

Çizelge 3.2. İstatiksel öznitelikler.

Öznitelik	Formül
Minumum Değer (Min V)	$\text{MinV} = \min[x_n]$
Maksimum Değer (Max V)	$\text{MaxV} = \max[x_n]$
Standart Sapma (SD)	$\text{SD} = \sqrt{\frac{\sum_{n=1}^N (X_n - AO)^2}{N - 1}}$
Aritmetik Ortalama (AO)	$\text{AO} = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N x_n$
Varyans (V)	$\text{V} = \frac{\sum_{n=1}^N (X_n - AO)^2}{N - 1}$
Çarpıklık (Skewness, S)	$\text{S} = \frac{\sum_{n=1}^N (X_n - AO)^3}{(N - 1)SD^3}$
Basıklık (Kurtosis, K)	$\text{K} = \frac{\sum_{n=1}^N (X_n - AO)^4}{(N - 1)SD^4}$
Medyan Değeri (MN)	$\text{MN} = \left(\frac{N + 1}{2}\right)^{th}$ $\text{MN} = \frac{\left(\frac{N}{2}\right)^{th} \text{ value} + \left(\frac{N}{2} + 1\right)^{th} \text{ value}}{2}$

- Burada x_n bir zaman serisidir. N data sayısı ve AO örneklerin ortalamasıdır.

Sıfır geçiş sayısı (Number of zero crossing, ZC): Elektronik, matematik, görüntü işleme ve sinyal işleme alanlarında yaygın kullanılan zaman temelli bir özniteliktir. Bu znitelik örnekler arasında işaret farkı olduğu zaman meydana gelen sıfır geçişlerinin sayısını ifade eder. EEG sinyallerindeki sıfır geçiş sayısının uykunun farklı evrelerinde ve beyin aktivitesi sırasında değiştiği gözlemlenmiştir. Sıfır geçiş sayısı řu şekilde hesaplanır: ($x_{n-1} < 0$ ve $x_n > 0$) veya ($x_{n-1} > 0$ ve $x_n < 0$) veya ($x_{n-1} \neq 0$ ve $x_n = 0$) (Quyen vd., 1999; Boostani vd., 2003).

Hjorth parametreleri: Uyku evrelerinin sınıflandırması ile ilgili çalışmalarda hjorth parametreleri EEG sinyal analizinde de sık sık kullanılmaktadır (Hjorth, 1975). Hjorth parametreleri izelge 3.3'te grldğu gibi hesaplanmaktadır.

Çizelge 3.3. Hjorth parametreleri.

Öznitelik ismi	Hjorth Aktivitesi (HA)	Hjorth Hareketliliği (HM)	Hjorth Karmaşıklığı (HC)
Formül	$HA = \sigma_0^2$	$HM = \sigma_1 / \sigma_0$	$HC = \sqrt{(\sigma_2 / \sigma_1)^2 - (\sigma_1 / \sigma_0)^2}$

3.2. Lineer Olmayan znitelikler

Petrosian fraktal boyutu (Petrosian fractal dimension, PFD): Fraktal Boyut, bir sinyalin karmaşıklığını hesaplayan kaotik bir yöntemdir (Petrosian, 1995). PFD;

$$PFD = \log_{10} k / (\log_{10} k + \log_{10} (k / (k + 0.4N_\delta))) \quad (3.1)$$

olarak hesaplanır. Burada k sinyalin örneklerinin sayısı ve N_δ sinyal türevlerindeki işaretlerin değişikliklerin sayısını ifade etmektedir.

Ortalama eğri uzunluğu (Mean curve length, MCL): EEG sinyallerinin aktivite tespitinde yaygın olarak kullanılmaktadır (Esteller vd., 2001). MCL;

$$MCL[n] = \frac{1}{N} \sum_{m=k-N+1}^k |x[m] - x[m-1]| \quad (3.2)$$

olarak hesaplanır. Burada $x[m]$ bir EEG zaman serisi, N pencere uzunluğu ve k epoktaki en son örnektir.

Ortalama Enerji (Mean energy, ME): Farklı uyku evrelerinde farklı aktiviteler gözlemlenmiştir. Sinyallerin enerji değerlerinin de aktivite arttıkça artması dikkate alındığında ölçümlerde ortalama enerji daha doğru sonuçlar verecektir (Gardner vd., 2006). ME;

$$ME[n] = \frac{1}{N} \sum_{m=k-N+1}^k x[m]^2 \quad (3.3)$$

olarak hesaplanır. Burada $x[m]$ bir EEG zaman serisi, N pencere uzunluğu ve k epoktaki en son örnektir.

Ortalama Teager Enerjisi (Mean Teager Energy MTE): EEG araştırmalarında yaygın olarak kullanılan diğer bir öznelik değeridir (Kaiser, 1990). MTE;

$$MTE[k] = \frac{1}{N} \sum_{m=k-N+3}^k (x(m-1)^2 - x[m]x[m-2]) \quad (3.4)$$

olarak hesaplanır. Burada $x[m]$ bir EEG zaman serisi, pencere uzunluğu ve k epoktaki en son örnektir.

3.3. Frekans Tabanlı Öznelikler

Wigner-Ville dönüşümü (WV): Frekansın zamana bağlı dağılımıdır. Sinyal analizinde potansiyel olarak zamanla değişen sinyaller için kullanılan bir dönüşüm yöntemidir (Semmlow, 2004). Dönüşüm;

$$WV(t, \omega) = \sum_{t=-\infty}^{\infty} f(t + \frac{t_0}{2}) f^*(t - \frac{t_0}{2}) e^{-j\omega t_0} d\omega_0 \quad (3.5)$$

olarak hesaplanır. Burada $WV(t, f)$, $f(t)$ sinyalinin t anındaki ve f frekansındaki enerji dağılımıdır. f^* , f 'in kompleks eşleniğini temsil eder. ω frekans değeridir.

Hızlı Fourier Dönüşümü (FFT): Çeşitli genlik ve frekanstaki birçok sinüs sinyalinin toplamı şeklinde ifade edilen işlemlere fourier analizi denilmektedir. Buradaki en düşük frekanslı sinüs sinyali birinci harmonik denilen temel dalga, diğerleri ise bu sinyalin harmonik bileşenleridir. İşlem sonunda A_0 , A_n , B_n katsayıları hesaplanarak dalgaların genlikleri bulunmuş olur. Burada n indisi harmonik mertebesini göstermekte olup, A_n ve B_n n . harmoniğin bileşenleridir. İntegral alma işlemi ile yapılan fourier analizi dönüşüm süresini uzatmaktadır (Ertürk, 2005).

Daha sonraları periyodik olmayan sinyallerin de analizini yapmak için Ayırık Fourier Dönüşüm (AFD) yöntemi tanımlanmıştır. Bu yöntemde de uzun olan dönüşüm süresini kısaltmak için daha sonraları Hızlı Fourier Dönüşüm (HFD) yöntemi geliştirilmiştir. Uygun veri sayısının $(2n, n = + \text{tamsayı})$ işlenmesi ile HFD dönüşümünün hızlı olması sağlanmıştır.

Bir işaretin ayırık fourier dönüşümü;

$$X[k] = \sum_{n=0}^{N-1} x[n] \cdot e^{-j \cdot \omega \cdot n} \quad (k = 0, 1, \dots, N-1) \quad (3.6)$$

eşitliği ile hesaplanabilmektedir. Bu durumda, dönüşümün her k değeri için N adet karmaşık çarpma ve $N-1$ adet karmaşık toplama işlemi yapılması gerekmektedir. N noktalı bir ayırık fourier dönüşümü için N^2 ile orantılı bir hesap yükü anlamına gelmektedir. Ayırık fourier dönüşümündeki faz faktörü,

$$W_n = e^{-j \cdot \left(2 \cdot \frac{\pi}{N}\right)} \quad (3.7)$$

şeklinde tanımlanmaktadır. Faz faktörünün simetri özelliği,

$$W_N^{k+N/2} = -W_N^k \quad (3.8)$$

ifadesini; faz faktörünün periyodiklik özelliği de,

$$W_N^{k+N} = W_N^k \quad (3.9)$$

ilişkisini vermektedir. Hızlı fourier dönüşümü, ayırık fourier hesabı için faz faktörünün simetri ve periyodiklik özelliğinden faydalanılarak daha hızlı bir hesaplama sağlamaktadır (Şenyurt, 2006).

Spektral Güç Yoğunluğu (PSD): Spektral güç yoğunluğu kestirimi için periyodogram yöntemi kullanılmaktadır. Bu yöntemin temeli fourier dönüşümüne dayanmaktadır. İşaret 64, 128 ve 256 gibi çerçevelere bölünüp bölümlere ayrılır ve her bir bölümün Fourier dönüşümünün ortalaması alınıp güç spektrumu hesaplanır (Semmlow, 2004).

Welch Metodu: Sonlu veri setlerinin bölümlerde oluşan sızıntılar spektral kestirimin eksikliğidir. Welch yöntemi bu sorunu çözmek amacıyla geliştirilmiştir. Welch yöntemi güç spektral yoğunluğunu iyileştirilmiş periyodogramların ortalamasını alarak kestirir. i'inci iyileştirilmiş periyodogram:

$$\widehat{S_{xx}^l}(f) = \frac{Y_s}{K \cdot M} \left| \sum_{n=1}^{M-1} x_i(n) w(n) e^{-j2\pi 2\pi} \right|^2 \quad (3.10)$$

şeklinde verilir. Burada $f = f_s$ normalize edilmiş frekans değişkeni, Y_s ölçekleme faktörü, $w(n)$ pencereleme fonksiyonu ve K normalize sabiti olup aşağıdaki ifade verilir.

$$K = \frac{1}{M} \sum_{n=0}^{M-1} W^2(n) \quad (3.11)$$

Welch metodu güç spektral yoğunluğu kestirimi:

$$\widehat{P_w}(f) = \frac{1}{L} \sum_{i=0}^{L-1} \widehat{S_{xx}^l}(f) \quad (3.12)$$

ifadesiyle verilir. Burada L işaretin uzunluğudur (Türk vd., 2015).

3.4. Entropi Tabanlı Öznitelikler

Entropi kavramı, bir olay hakkındaki belirsizliğin, düzensizliğin matematiksel ölçüsü olarak tanımlanabilir. 1948'de elektronik mühendisi ve matematikçi olan Claude Elwood Shannon ile ortaya çıkmıştır (Shannon, 1948). Entropi;

$$H(x) = - \sum_{i=1}^N p(X_i) \log p(X_i) \quad (3.13)$$

olarak hesaplanır. Burada, $p(X_i)$ mümkün olabilecek olan olasılıkları, N ise sinyal uzunluğunu ifade etmektedir.

Spektral Entropi (SpEn): Karmaşık sinyallerdeki düzenlilik derecesini belirleyen entropidir. Düzgün olasılık değerlerine sahip olan bir sinyalin entropisi yüksek, düzensiz olasılık değerlerine sahip bir sinyalin entropisi düşük olacaktır. Entropiden farklı olarak güç spektral yoğunluğunun olasılık değerini hesaplar (Sabeti vd., 2009). SpEn;

$$SEN = \sum_f p_f \log \frac{1}{p_f} \quad (3.14)$$

olarak hesaplanır.

4. MATERİYAL

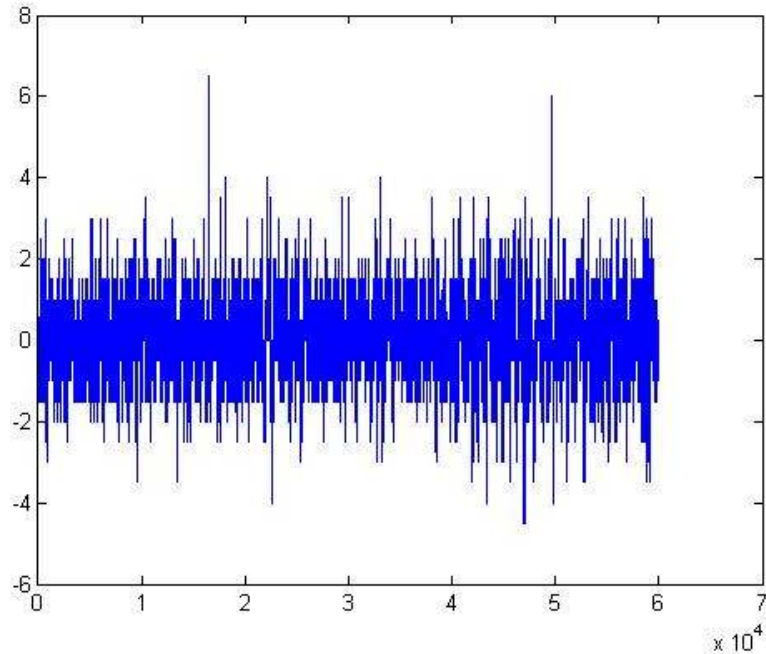
Bu çalışmada, Belçika Mons Üniversitesi TCTS Laboratuvarından elde edilen uyku apnesi ile ilgili veriler kullanılmıştır (Mons Üniversitesi, 2008). Bu veriler 12 hastaya ait tüm gece polisomnografi kayıtlarından oluşmaktadır.

Kayıtlar kliniğe başvuran hastalardan rastgele seçilmiş olup, hastaların hangi zaman diliminde, hangi tür apneye girdiği ve apne süresi, her hasta için hekimler tarafından ayrıntılı olarak belirlenmiş ve paylaşılmıştır.

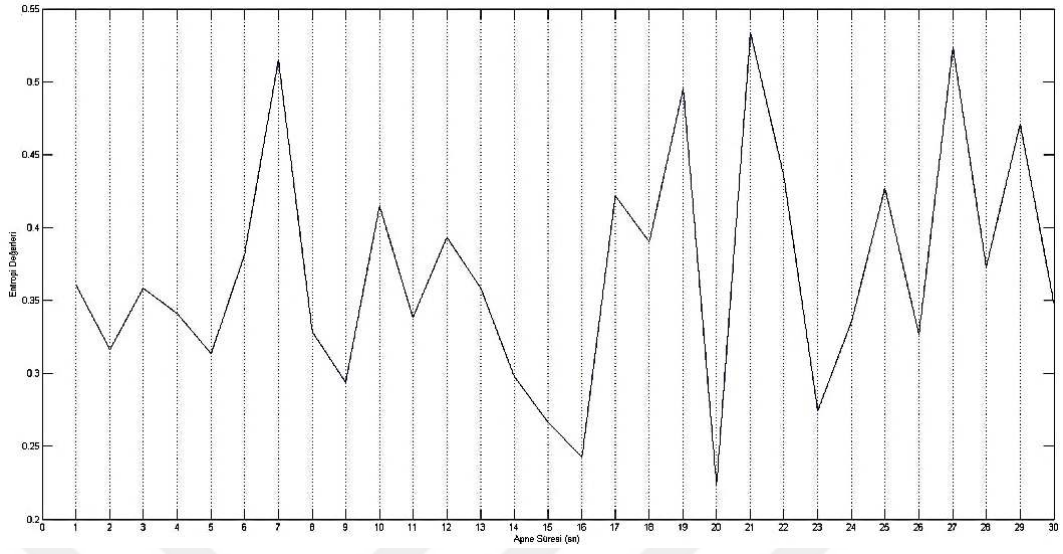
Polisomnografi kayıtları dört kanal EEG (FP1-A2), (FP2-A1), (O1-A1), (CZ-A1); sol EOG, sağ EOG; EMG (çene), iki kanal EKG, bir solunum kanalı, bir vücut sıcaklığı kanalı, bir pozisyon kanalı, iki bacak hareketi kanalı, bir göğüs hareketi kanalı, bir karın hareketi kanalı, bir nabız kanalı, bir mikrofon kanalı içermektedir.

EEG verilerinin hazırlanması, güç spektrumu ve entropi değerlerinin bulunmasında MATLAB programı kullanılmıştır. EEG işaretlerinin örnekleme frekansı 200 Hz'dir. Uyku kayıtları 180 sn'lik dilimler şeklinde alınmıştır.

İlk aşamada EEG sinyallerinin (Şekil 4.1) welch yöntemiyle spektral güç yoğunluğu bulunmuştur. Daha sonra sinyallerin spektral entropisi (Şekil 4.2) çıkartılarak sonuçlar analiz edilmiştir.



Şekil 4.1. Hasta 1'e ait EEG sinyalinin görüntüsü.

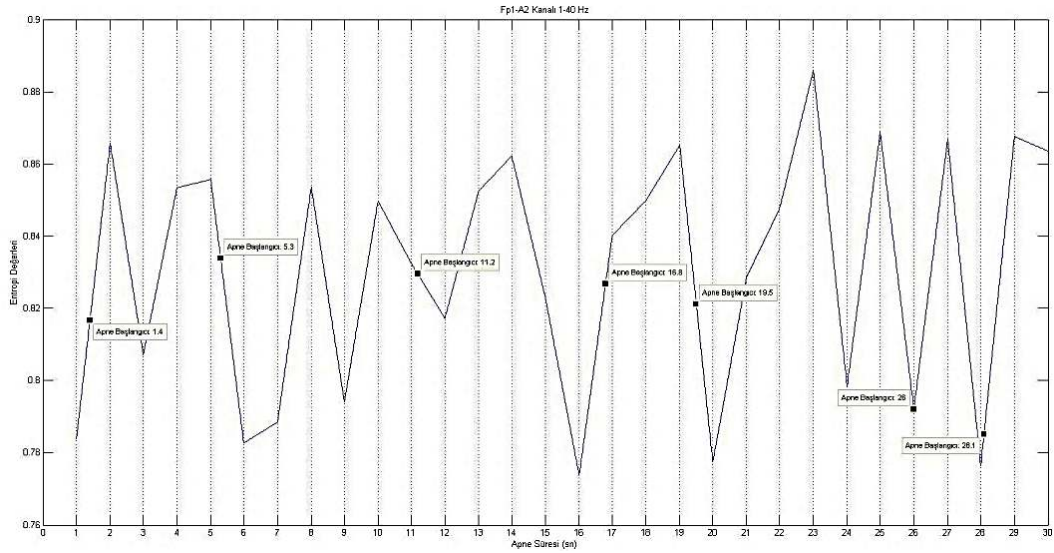


Şekil 4.2. Hasta 1'e ait EEG sinyalinin spektral entropisi.

5. BULGULAR

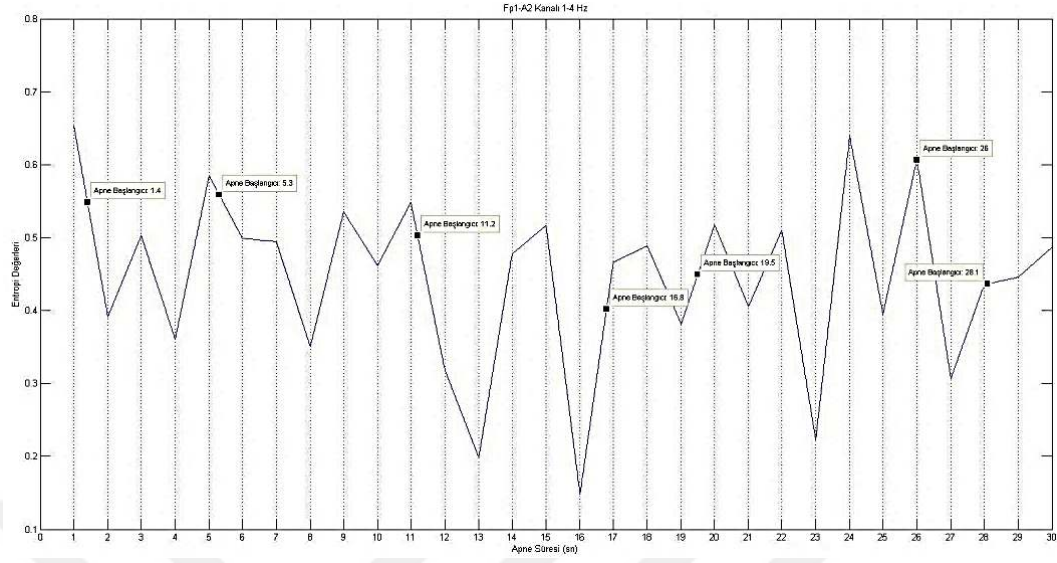
Bu çalışmada, polisomnografi kayıtlarından elde edilen EEG sinyalleri kullanılmıştır. EEG sinyallerinin güç spektral yoğunlukları bulunup entropileri çıkarılarak uyku apnesi anındaki analizi yapılmıştır. Analiz için her bir hastanın ayrı ayrı EEG kanalları ve bu kanallardaki tüm EEG bantlarının entropileri incelenmiş ve uzman verileriyle karşılaştırılmıştır.

Hasta 1'e ait EEG sinyalinin Fp1_A2 kanalının 1-40 Hz bandındaki spektral entropisi ve apne başlangıç zamanları Şekil 5.1'de verilmiştir. Alınan zaman aralığında hastanın apneye girdiği 5,3-11,2-19,5-26'ncı saniyelerinde entropi değerlerinin de minimuma düştüğü görülmüştür.



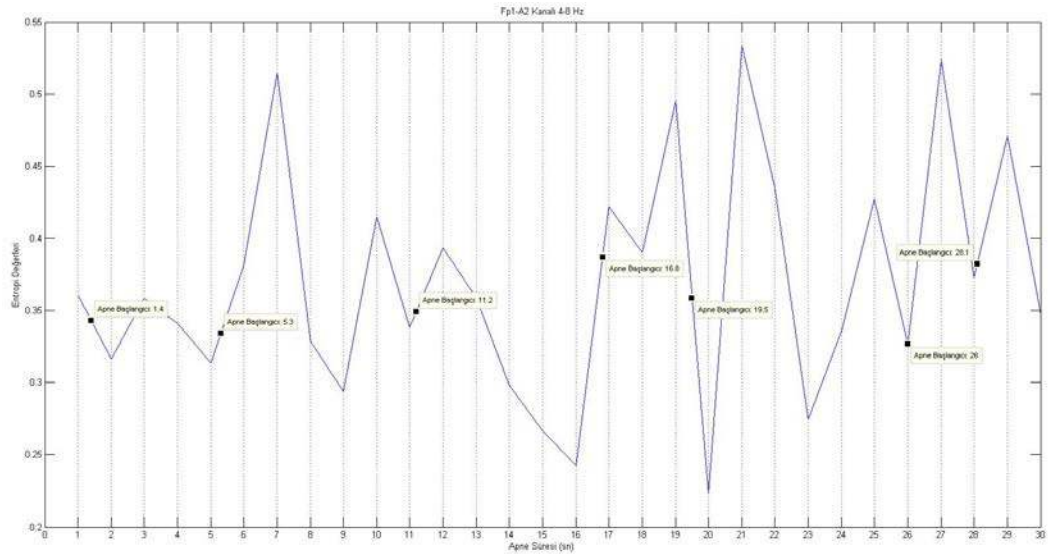
Şekil 5.1. Hasta 1 için Fp1_A2 kanalı 1-40 Hz entropisi.

Hasta 1'e ait EEG sinyalinin Fp1_A2 kanalının 1-4 Hz bandındaki spektral entropisi ve apne başlangıç zamanları Şekil 5.2'de verilmiştir. Alınan zaman aralığında hastanın apneye girdiği 1,4-5,3-11,2-26'ncı saniyelerinde entropi değerlerinin de minimum seviyelere düştüğü görülmüştür.



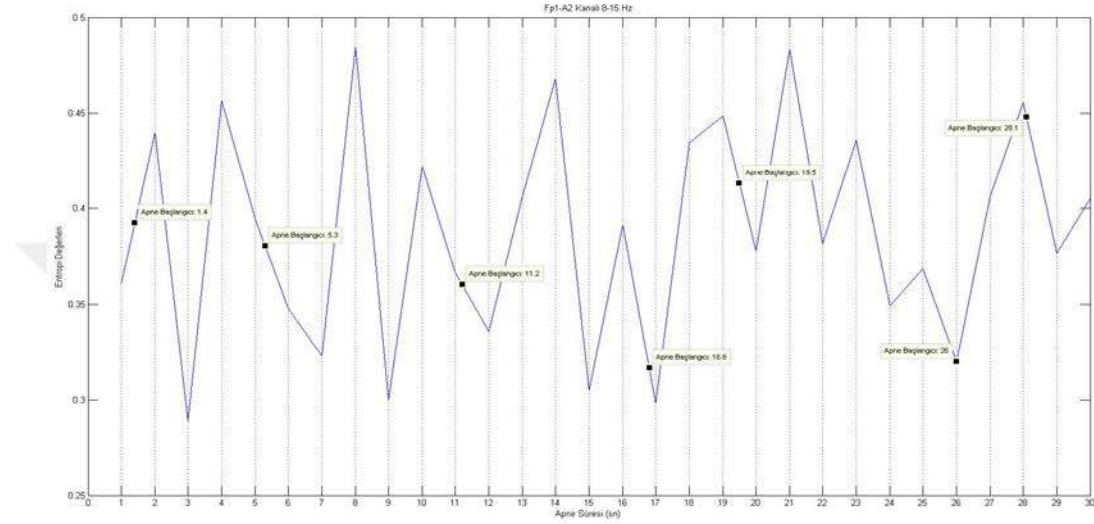
Şekil 5.2. Hasta 1 için Fp1_A2 kanalı 1-4 Hz entropisi.

Hasta 1'e ait EEG sinyalinin Fp1_A2 kanalının 4-8 Hz bandındaki spektral entropisi ve apne başlangıç zamanları Şekil 5.3'te verilmiştir. Alınan zaman aralığında hastanın apneye girdiği 1,4-19,5-26'nı saniyelerinde entropi değerlerinin de minimum seviyelere düştüğü görülmüştür.



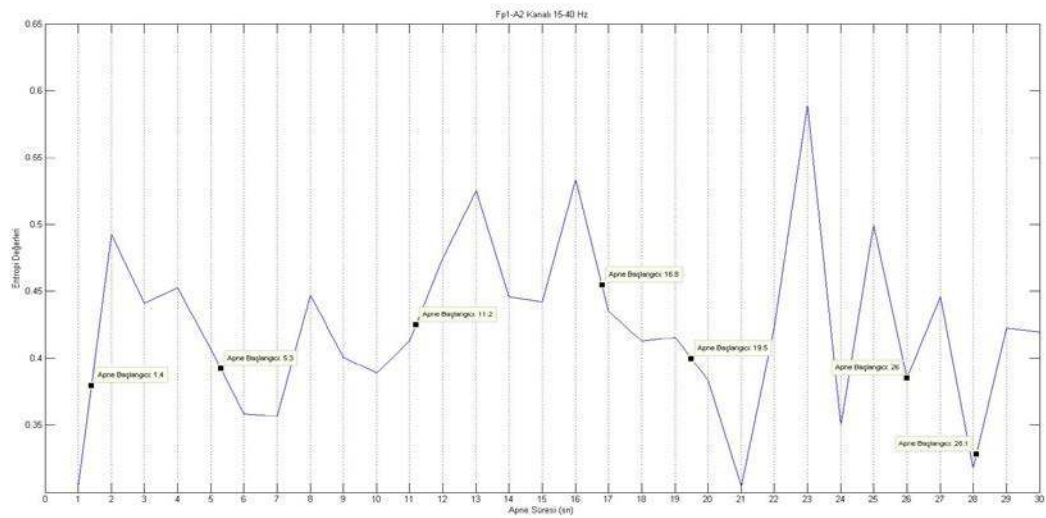
Şekil 5.3. Hasta 1 için Fp1_A2 kanalı 4-8 Hz entropisi.

Hasta 1'e ait EEG sinyalinin Fp1_A2 kanalının 8-15 Hz bandındaki spektral entropisi ve apne başlangıç zamanları Şekil 5.4'te verilmiştir. Alınan zaman aralığında hastanın apneye girdiği 5,3-11,2-16,8-19,5-26-28,1'inci saniyelerinde entropi değerlerinin de minimum seviyelere düştüğü görülmüştür.



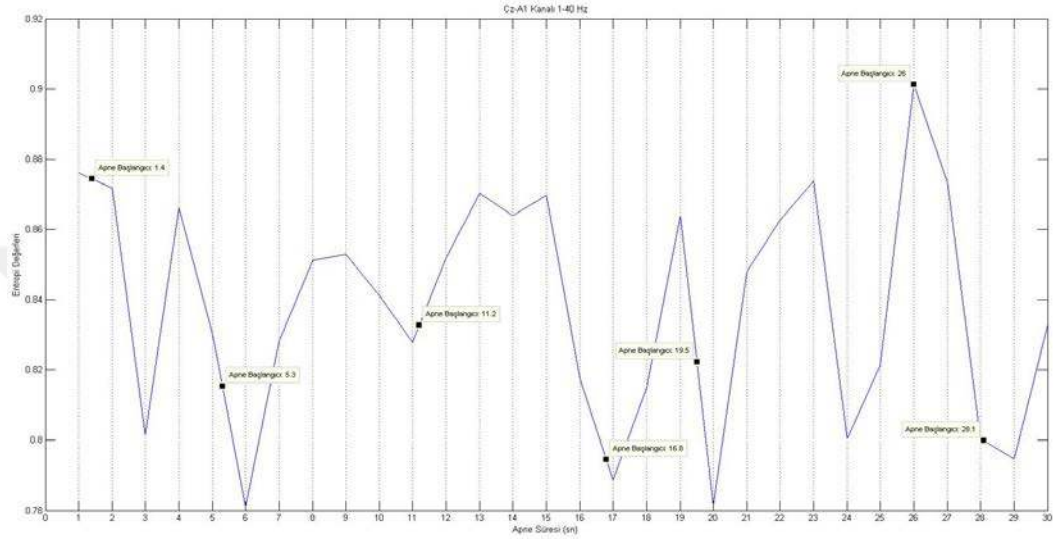
Şekil 5.4. Hasta 1 için Fp1_A2 kanalı 8-15 Hz entropisi.

Hasta 1'e ait EEG sinyalinin Fp1_A2 kanalının 15-40 Hz bandındaki spektral entropisi ve apne başlangıç zamanları Şekil 5.5'te verilmiştir. Alınan zaman aralığında hastanın apneye girdiği 5,3-16,8-19,5-26-28,1'nci saniyelerinde entropi değerlerinin de minimum seviyelere düştüğü görülmüştür.



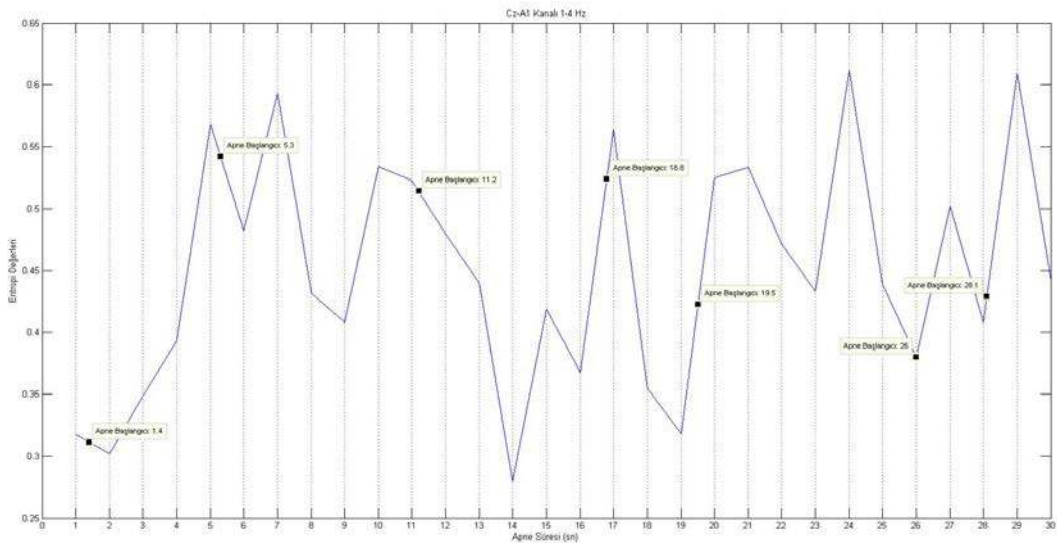
Şekil 5.5. Hasta 1 için Fp1_A2 kanalı 15-40 Hz entropisi.

Hasta 1'e ait EEG sinyalinin Cz_A1 kanalının 1-40 Hz bandındaki spektral entropisi ve apne başlangıç zamanları Şekil 5.6'da verilmiştir. Alınan zaman aralığında hastanın apneye girdiği 1,4-5,3-6,8-19,5-28,1'inci saniyelerinde entropi değerlerinin de minimum seviyelere düştüğü görülmüştür.



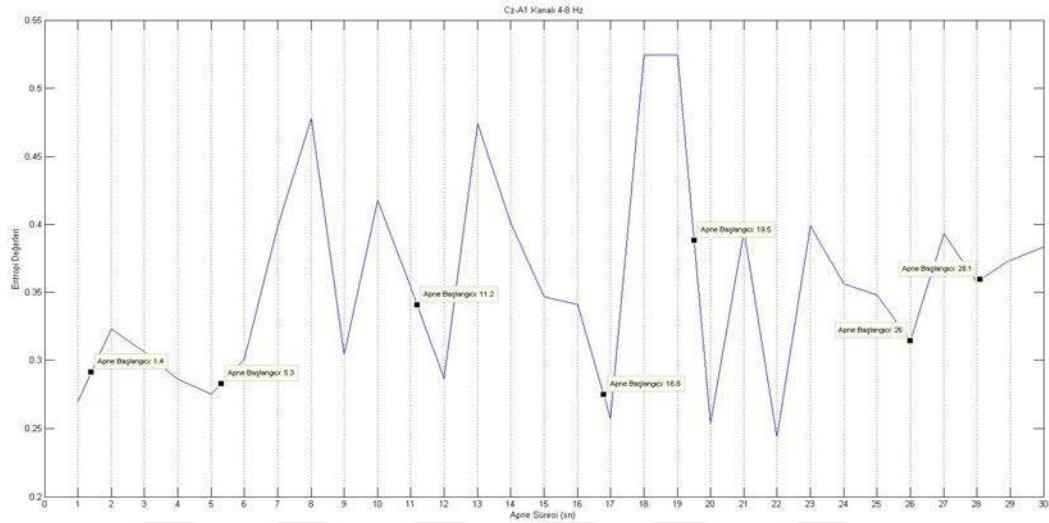
Şekil 5.6. Hasta 1 için Cz_A1 kanalı 1-40 Hz entropisi.

Hasta 1'e ait EEG sinyalinin Cz_A1 kanalının 1-4 Hz bandındaki spektral entropisi ve apne başlangıç zamanları Şekil 5.7'de verilmiştir. Alınan zaman aralığında hastanın 1,4-5,3-11,2-26'ıncı saniyelerinde entropi değerlerinin de minimum seviyelere düştüğü görülmüştür.



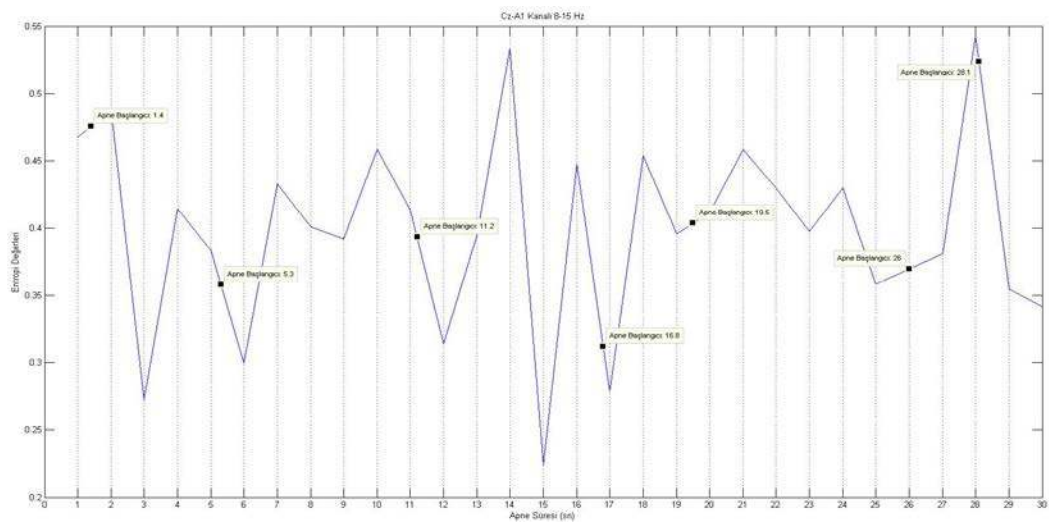
Şekil 5.7. Hasta 1 için Cz_A1 kanalı 1-4 Hz entropisi.

Hasta 1'e ait EEG sinyalinin Cz_A1 kanalının 4-8 Hz bandındaki spektral entropisi ve apne başlangıç zamanları Şekil 5.8'de verilmiştir. Alınan zaman aralığında hastanın apneye girdiği 11,2-16,8-19,5-26-28,1'inci saniyelerinde entropi değerlerinin minimum seviyelere düştüğü görülmüştür.



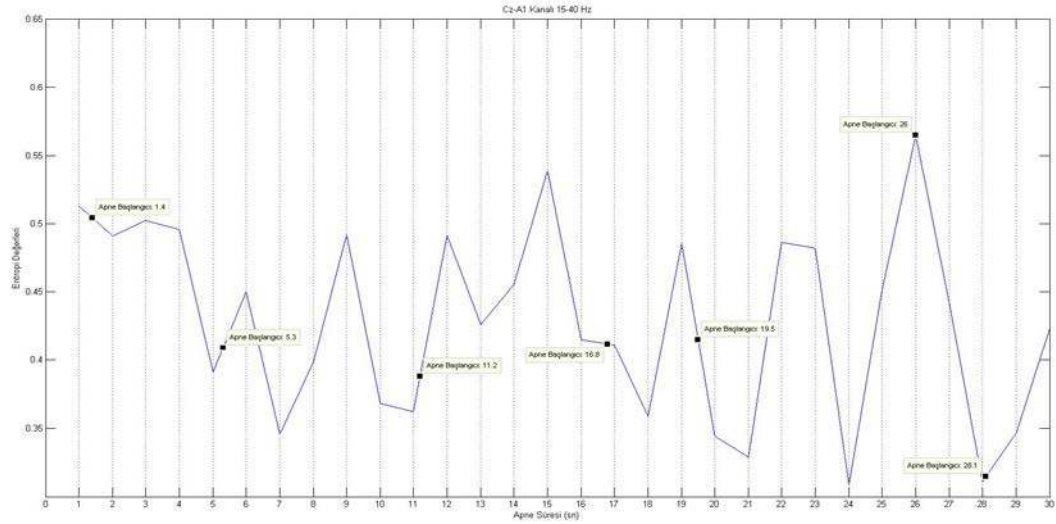
Şekil 5.8. Hasta 1 için Cz_A1 kanalı 4-8 Hz entropisi.

Hasta 1'e ait EEG sinyalinin Cz_A1 kanalının 8-15 Hz bandındaki spektral entropisi ve apne başlangıç zamanları Şekil 5.9'da verilmiştir. Alınan zaman aralığında hastanın 1,4-5,3-11,2-16,8-28,1'inci saniyelerinde entropi değerlerinin de minimum seviyelere düştüğü görülmüştür.



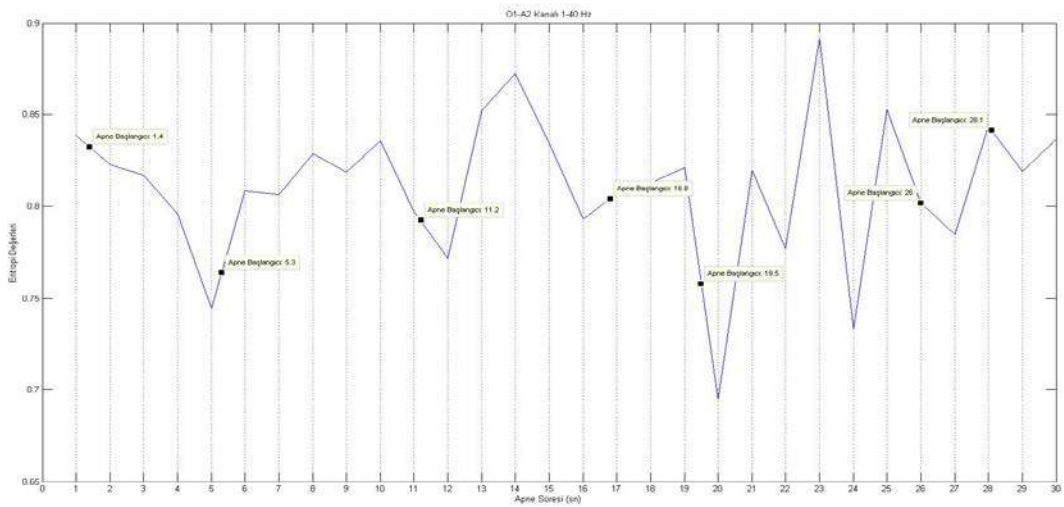
Şekil 5.9. Hasta 1 için Cz_A1 kanalı 8-15 Hz entropisi.

Hasta 1'e ait EEG sinyalinin Cz_A1 kanalının 15-40 Hz bandındaki spektral entropisi ve apne başlangıç zamanları Şekil 5.10'da verilmiştir. Alınan zaman aralığında hastanın apneye girdiği 1,4-16,8-19,5-26'ncı saniyelerinde entropi değerlerinin de minimum seviyelere düştüğü görülmüştür.



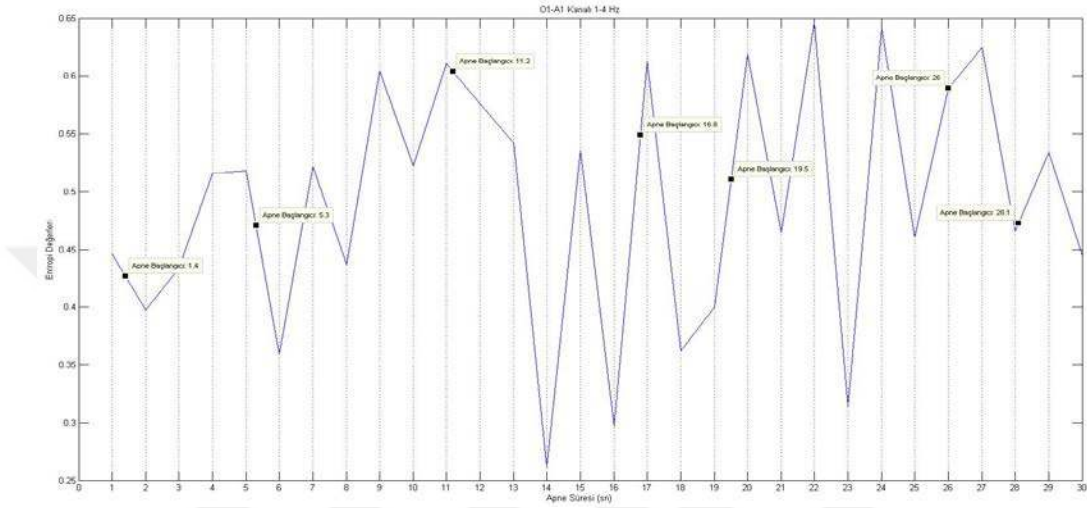
Şekil 5.10. Hasta 1 için Cz_A1 kanalı 15-40 Hz entropisi.

Hasta 1'e ait EEG sinyalinin O1_A2 kanalının 1-40 Hz bandındaki spektral entropisi ve apne başlangıç zamanları Şekil 5.11'de verilmiştir. Alınan zaman aralığında hastanın apneye girdiği 1,4-11,2-19,5-26-28,1'inci saniyelerinde entropi değerlerinin de minimum seviyelere düştüğü görülmüştür.



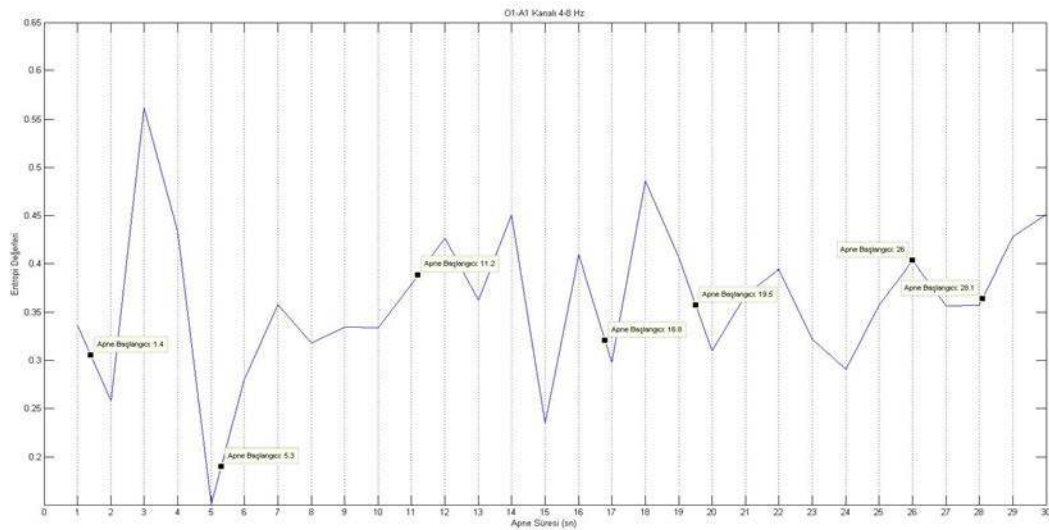
Şekil 5.11. Hasta 1 için O1_A2 kanalı 1-40 Hz entropisi.

Hasta 1'e ait EEG sinyalinin O1_A2 kanalının 1-4 Hz bandındaki spektral entropisi ve apne başlangıç zamanları Şekil 5.12'de verilmiştir. Alınan zaman aralığında hastanın apneye girdiği 1,4-5,3-11,2'nci saniyelerinde entropi değerlerinin de minimum seviyelere düştüğü görülmüştür.



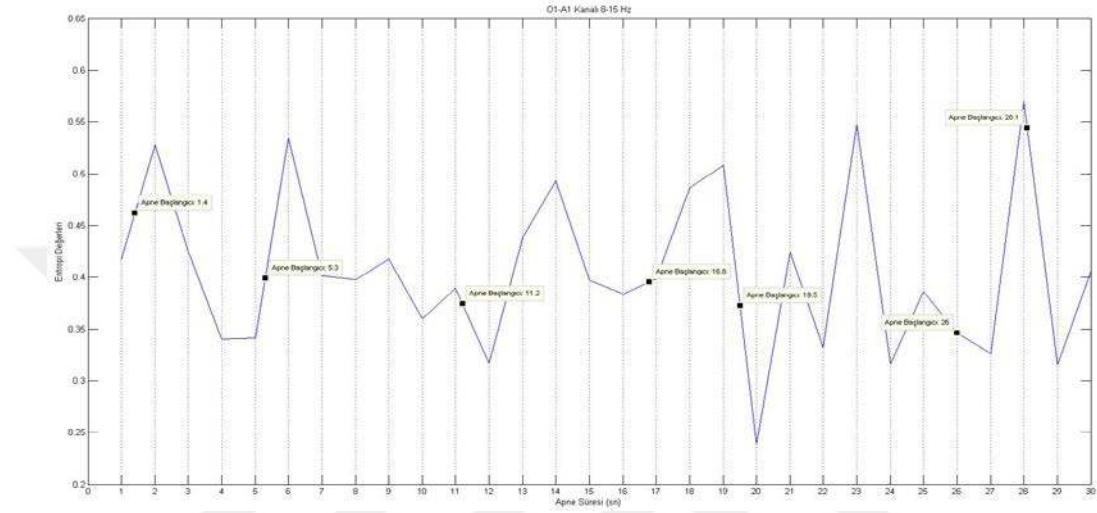
Şekil 5.12. Hasta 1 için O1_A2 kanalı 1-4 Hz entropisi.

Hasta 1'e ait EEG sinyalinin O1_A2 kanalının 4-8 Hz bandındaki spektral entropisi ve apne başlangıç zamanları Şekil 5.13'te verilmiştir. Alınan zaman aralığında hastanın apneye girdiği 1,4-16,8-19,5-26'nci saniyelerinde entropi değerlerinin de minimum seviyelere düştüğü görülmüştür.



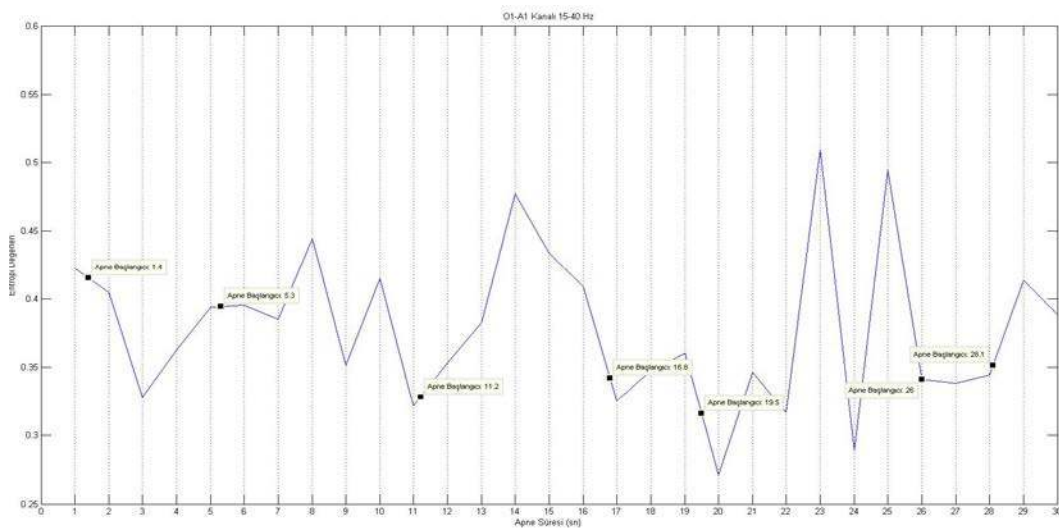
Şekil 5.13. Hasta 1 için O1_A2 kanalı 4-8 Hz entropisi.

Hasta 1'e ait EEG sinyalinin O1_A2 kanalının 8-15 Hz bandındaki spektral entropisi ve apne başlangıç zamanları Şekil 5.14'te verilmiştir. Alınan zaman aralığında hastanın apneye girdiği 11,2-19,5-26-28,1'inci saniyelerinde entropi değerlerinin de minimum seviyelere düştüğü görülmüştür.



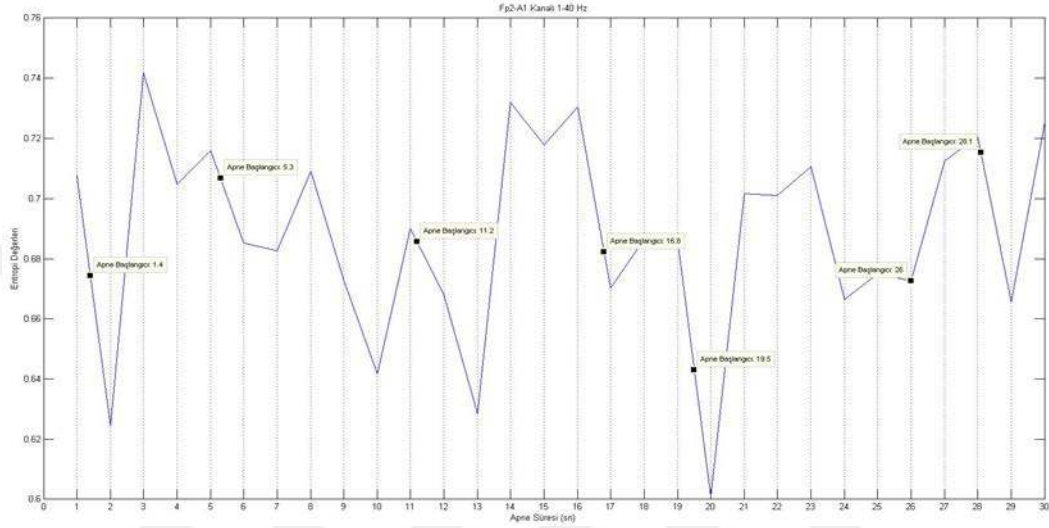
Şekil 5.14. Hasta 1 için O1_A2 kanalı 8-15 Hz entropisi.

Hasta 1'e ait EEG sinyalinin O1_A2 kanalının 15-40 Hz bandındaki spektral entropisi ve apne başlangıç zamanları Şekil 5.15'te verilmiştir. Alınan zaman aralığında hastanın apneye girdiği 1,4-11,2-16,8-19,5-26-28,1'inci saniyelerinde entropi değerlerinin de minimum seviyelere düştüğü görülmüştür.



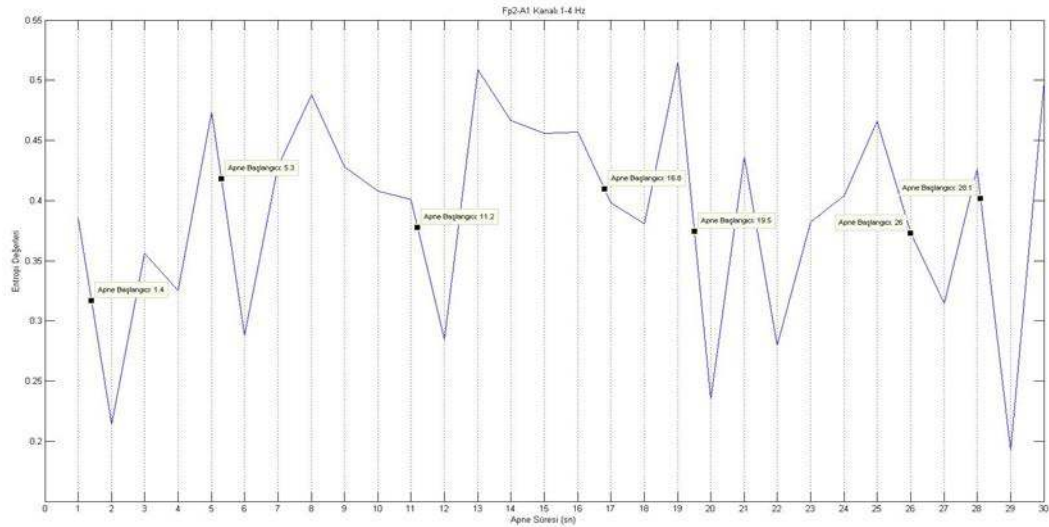
Şekil 5.15. Hasta 1 için O1_A2 kanalı 15-40 Hz entropisi.

Hasta 1'e ait EEG sinyalinin Fp2_A1 kanalının 1-40 Hz bandındaki spektral entropisi ve apne başlangıç zamanları Şekil 5.16'da verilmiştir. Alınan zaman aralığında hastanın apneye girdiği 1,4-5,3-11,2-16,8-19,5-26-28,1'inci saniyelerinde entropi değerlerinin de minimum seviyelere düştüğü görülmüştür.



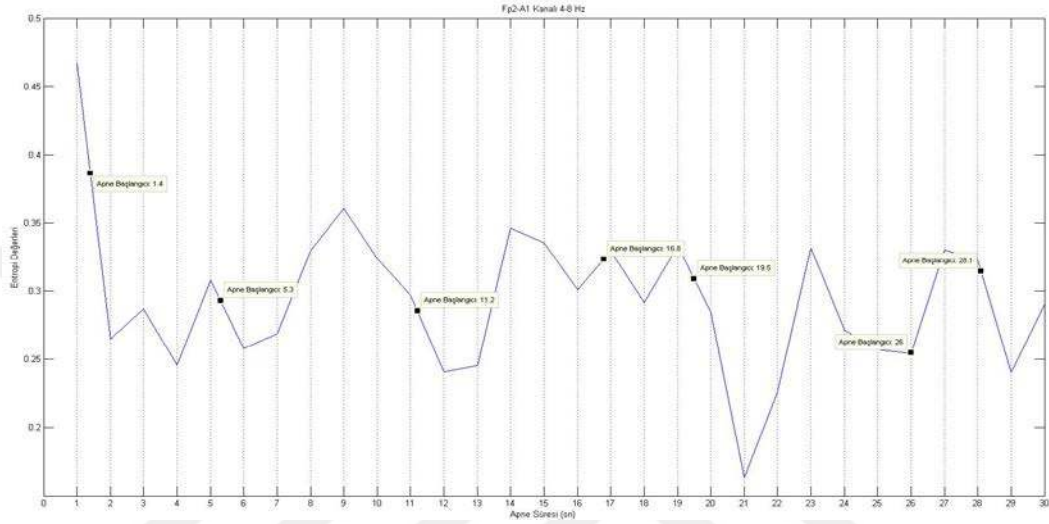
Şekil 5.16. Hasta 1 için Fp2_A1 kanalı 1-40 Hz entropisi.

Hasta 1'e ait EEG sinyalinin Fp2_A1 kanalının 1-4 Hz bandındaki spektral entropisi ve apne başlangıç zamanları Şekil 5.17'de verilmiştir. Alınan zaman aralığında hastanın apneye girdiği 1,4-5,3-11,2-16,8-19,5-26-28,1'inci saniyelerinde entropi değerlerinin de minimum seviyelere düştüğü görülmüştür.



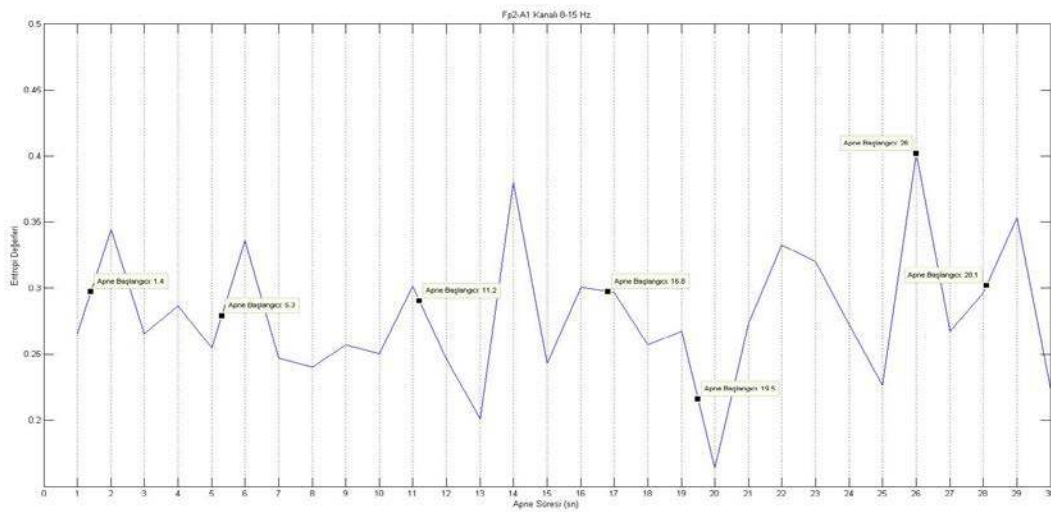
Şekil 5.17. Hasta 1 için Fp2_A1 kanalı 1-4 Hz entropisi.

Hasta 1'e ait EEG sinyalinin Fp2_A1 kanalının 4-8 Hz bandındaki spektral entropisi ve apne başlangıç zamanları Şekil 5.18'de verilmiştir. Alınan zaman aralığında hastanın apneye girdiği 1,4-5,3-11,2-19,5-26-28,1'inci saniyelerinde entropi değerlerinin de minimum seviyelere düştüğü görülmüştür.



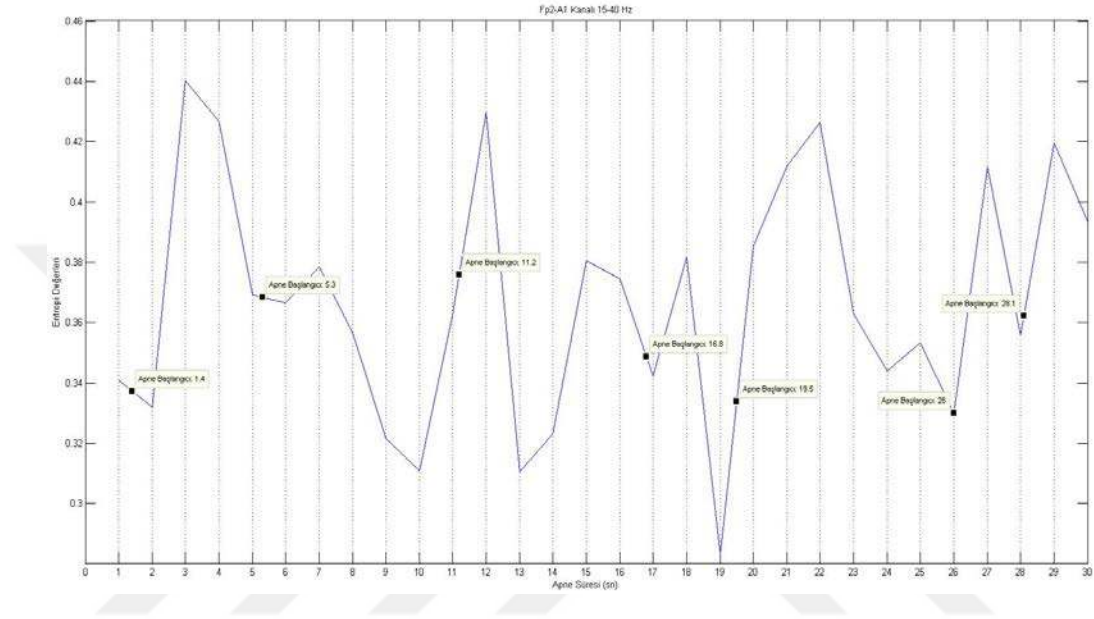
Şekil 5.18. Hasta 1 için Fp2_A1 kanalı 4-8 Hz entropisi.

Hasta 1'e ait EEG sinyalinin Fp2_A1 kanalının 8-15 Hz bandındaki spektral entropisi ve apne başlangıç zamanları Şekil 5.19'da verilmiştir. Alınan zaman aralığında hastanın apneye girdiği 11,2-16,8-19,5-26'nci saniyelerinde entropi değerlerinin de minimum seviyelere düştüğü görülmüştür.



Şekil 5.19. Hasta 1 için Fp2_A1 kanalı 8-15 Hz entropisi.

Hasta 1'e ait EEG sinyalinin Fp2_A1 kanalının 15-40 Hz bandındaki spektral entropisi ve apne başlangıç zamanları Şekil 5.20'de verilmiştir. Alınan zaman aralığında hastanın apneye girdiği 1,4-5,3-16,8-26'ncı saniyelerinde entropi değerlerinin de minimum seviyelere düştüğü görülmüştür.



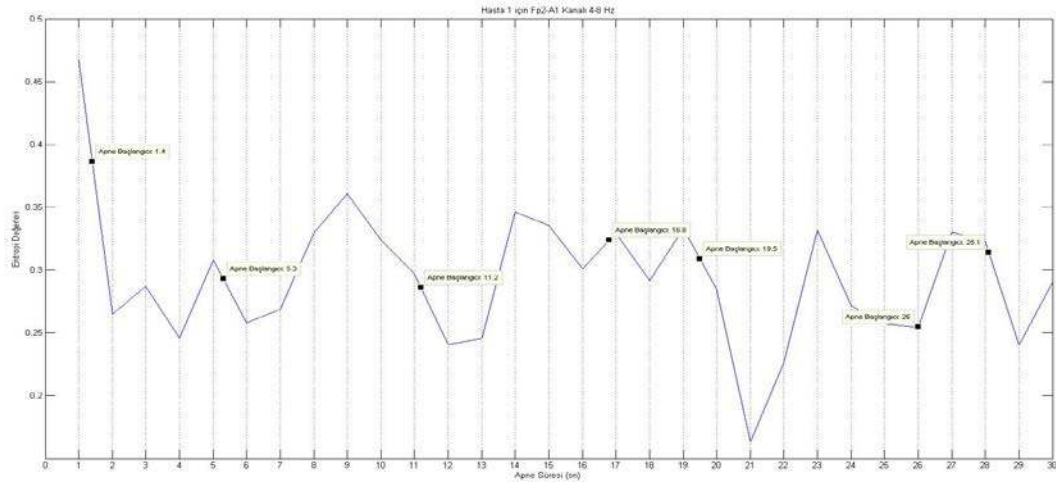
Şekil 5.20. Hasta 1 için Fp2_A1 kanalı 15-40 Hz entropisi.

İncelenen hastalar içinde yapılan analize göre (Çizelge 5.1.); entropiden elde edilen değerler ile apne süreleri karşılaştırıldığında en çok Fp2_A1 kanalında daha fazla uygun sonuca rastlanmıştır. Elde edilen verilere göre en uygun band aralığı da 4-8 Hz olarak belirlenmiştir. Beş hastaya ait Fp2_A1 kanalı 4-8 Hz arası bantların entropileri aşağıda verilmiştir.

Çizelge 5.1. Bulunan zamanlara göre kanal-band analiz sonucu.

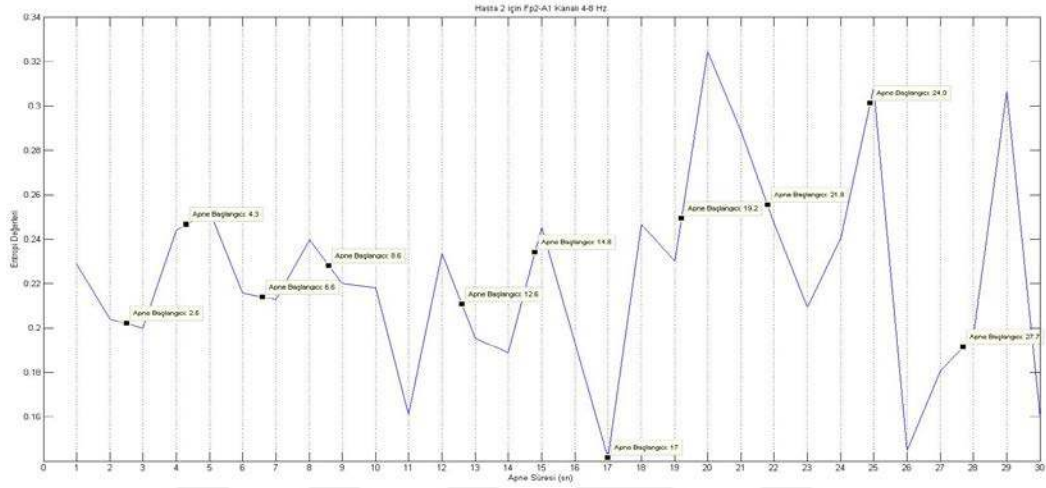
		Hasta 1	Hasta 2	Hasta 3	Hasta 4	Hasta 5	Toplamlar		
Fp1_A2	1--4	4	4	7	2	5	22	87	92
	4--8	3	5	4	4	4	20		
	8--15	6	4	5	5	4	24		
	15--40	4	7	3	4	3	21		
Cz_A1	1--4	4	2	4	4	8	22	83	80
	4--8	4	5	5	5	6	25		
	8--15	4	5	3	3	4	19		
	15--40	4	8	2	3	0	17		
O1_A2	1--4	3	3	6	2	5	19	82	80
	4--8	4	6	4	5	5	24		
	8--15	4	6	3	4	2	19		
	15--40	4	8	2	3	3	20		
Fp2_A1	1--4	7	7	5	3	3	25	88	88
	4--8	6	6	6	2	3	23		
	8--15	4	5	1	2	6	18		
	15--40	4	6	6	4	2	22		
Fp2_A1	1--40	7	7	6	2	1	23		
Fp1_A2		4	9	2	3	1	19		
O1_A2		4	8	2	3	3	20		
Cz_A1		5	7	5	2	1	20		

Hasta 1'e ait EEG sinyalinin Fp2_A1 kanalının 4-8 Hz bandındaki spektral entropisi ve apne başlangıç zamanları Şekil 5.21'de verilmiştir. Alınan zaman aralığında hastanın apneye girdiği 1,4-5,3-11,2-19,5-26-28,1'inci saniyelerinde entropi değerlerinin de minimum seviyelere düştüğü görülmüştür.



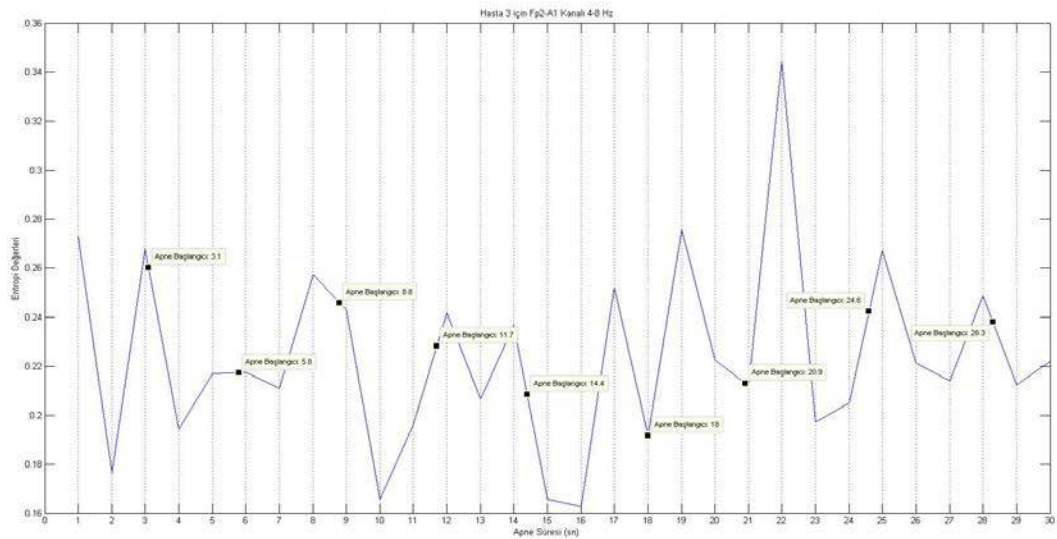
Şekil 5.21. Hasta 1 için Fp2_A1 kanalı 4-8 Hz entropisi.

Hasta 2'ye ait EEG sinyalinin Fp2_A1 kanalının 4-8 Hz bandındaki spektral entropisi ve apne başlangıç zamanları Şekil 5.22'de verilmiştir. Alınan zaman aralığında hastanın apneye girdiği 2,5-6,6-8,6-12,6-17-21,8'inci saniyelerinde entropi değerlerinin de minimum seviyelere düştüğü görülmüştür.



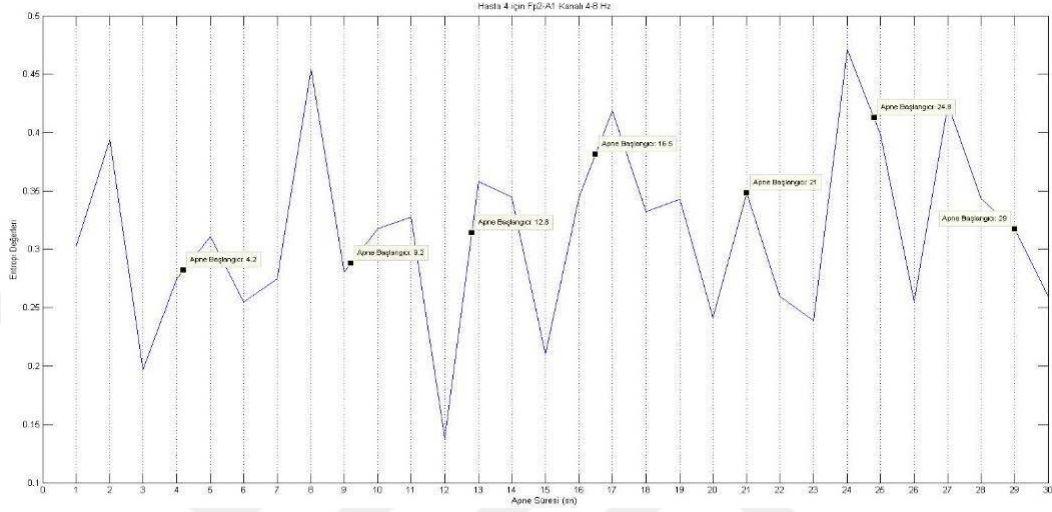
Şekil 5.22. Hasta 2 için Fp2_A1 kanalı 4-8 Hz entropisi.

Hasta 3'e ait EEG sinyalinin Fp2_A1 kanalının 4-8 Hz bandındaki spektral entropisi ve apne başlangıç zamanları Şekil 5.23'te verilmiştir. Alınan zaman aralığında hastanın apneye girdiği 3,1-8,8-14,4-18-20,9-28,3 saniyelerinde entropi değerlerinin de minimum seviyelere düştüğü görülmüştür.



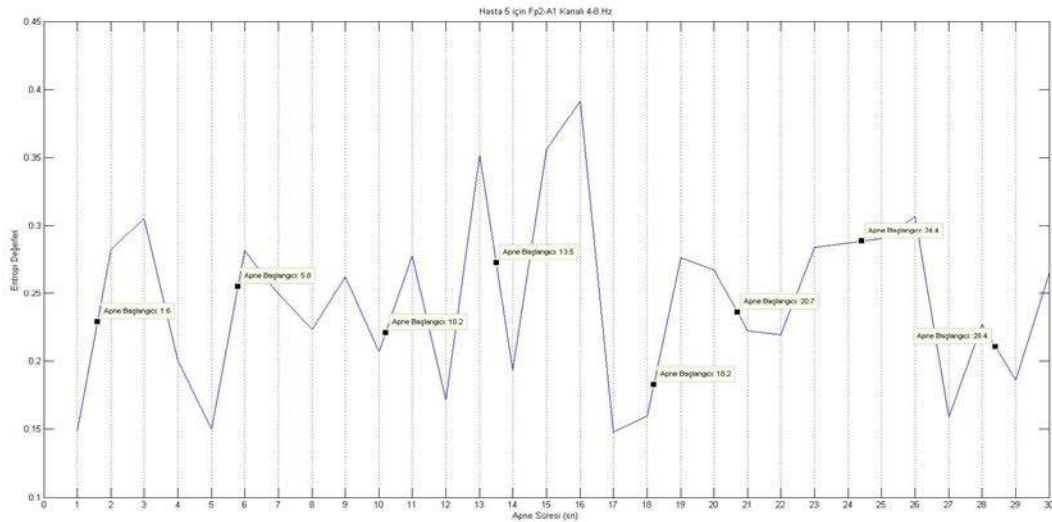
Şekil 5.23. Hasta 3 için Fp2_A1 kanalı 4-8 Hz entropisi.

Hasta 4'e ait EEG sinyalinin Fp2_A1 kanalının 4-8 Hz bandındaki spektral entropisi ve apne başlangıç zamanları Şekil 5.24'te verilmiştir. Alınan zaman aralığında hastanın apneye girdiği 21-24,8 saniyelerinde entropi değerlerinin de minimum seviyelere düştüğü görülmüştür.



Şekil 5.24. Hasta 4 için Fp2_A1 kanalı 4-8 Hz entropisi.

Hasta 5'e ait EEG sinyalinin Fp2_A1 kanalının 4-8 Hz bandındaki spektral entropisi ve apne başlangıç zamanları Şekil 5.25'te verilmiştir. Alınan zaman aralığında hastanın apneye girdiği 13,5-20,7-28,4 saniyelerinde entropi değerlerinin de minimum seviyelere düştüğü görülmüştür.



Şekil 5.25. Hasta 5 için Fp2_A1 kanalı 4-8 Hz entropisi.

Bu çalışma sonucunda elde edilen bulgular her bir hasta için ayrı ayrı tek bir çizelgede özetlenmiştir. Hasta 1 için tüm kanal ve bantların gösterimi Çizelge 5.2’de, hasta 2 için tüm kanal ve bantların gösterimi Çizelge 5.3’te, hasta 3 için tüm kanal ve bantların gösterimi Çizelge 5.4’te, hasta 4 için tüm kanal ve bantların gösterimi Çizelge 5.5’te ve hasta 5 için tüm kanal ve bantların gösterimi Çizelge 5.6’da verilmiştir.

Çizelge 5.2. Hasta 1 için apne-entropi zamanlarının analiz sonucu.

Apne Baş. (sn)	FP1-A2					FP2-A1				
	1-40 Hz	1-4 Hz	4-8 Hz	8-15 Hz	15-40 Hz	1-40 Hz	1-4 Hz	4-8 Hz	8-15 Hz	15-40 Hz
1,4		2	2			2	2	2		2
	3			3	3				3	
		4				4	4	4		
5,3			5						5	
	6				6	6	6	6		6
				7						
		8							8	
	9		9	9						
		10			10	10			10	10
11,2			11							
	12			12			12	12		
		13				13			13	13
				15	15	15			15	
	16	16	16					16		
16,8				17		17				17
			18		18		18	18	18	
		19								19
19,5	20		20	20		20	20		20	
		21			21			21		
				22			22			
		23	23							
	24			24	24	24				24
		25							25	
26	26		26	26	26	26		26		26
		27					27		27	
28,1	28		28		28					28
				29		29	29	29		
Toplam	4	4	3	6	4	7	7	6	4	4

Çizelge 5.2. (Devam) Hasta 1 için apne-entropi zamanlarının analiz sonucu.

Apne Baş. (sn)	O1-A2					Cz-A1				
	1-40 Hz	1-4 Hz	4-8 Hz	8-15 Hz	15-40 Hz	1-40 Hz	1-4 Hz	4-8 Hz	8-15 Hz	15-40 Hz
1,4		2	2				2			2
					3	3			3	
5,3	5		5	5				5		5
		6				6	6		6	
	7			7	7					7
		8	8							
	9				9		9	9	9	
		10	10	10						
11,2					11	11				11
	12			12				12	12	
			13							13
		14					14			
			15			15			15	
	16	16		16			16			
16,8			17		17	17		17	17	
		18								18
							19		19	
19,5	20		20	20	20	20		20		
		21								21
	22			22	22			22		
		23					23		23	
	24		24	24	24	24				24
		25							25	
26							26	26		
	27		27	27	27					
28,1							28	28		28
	29	29		29		29			29	
Toplam	4	3	4	4	4	5	4	4	4	4

Hasta 1 için Çizelge 5.2 incelendiğinde en uygun kanalın Fp2_A1, bant aralığının ise 1-4 Hz olduğu görülmüştür.

Çizelge 5.3. Hasta 2 için apne-entropi zamanlarının analiz sonucu.

Apne Baş. (sn)	FP1-A2					FP2-A1				
	1-40 Hz	1-4 Hz	4-8 Hz	8-15 Hz	15-40 Hz	1-40 Hz	1-4 Hz	4-8 Hz	8-15 Hz	15-40 Hz
		2								
2,5	3					3	3	3		3
4,3			4		4					
	5	5							5	
					6	6				6
6,6		7						7	7	
	8		8	8	8		8			
8,6		9								
				10	10					10
		11	11				11	11		
	12				12	12				12
12,6				13					13	
		14						14		14
14,8	15		15		15	15	15			
		16								16
17			17	17				17	17	
	18				18					
19,2		19	19			19	19	19		
	20				20					20
		21	21						21	
21,8				22		22	22			
	23				23			23		23
		24		24					24	
24,9	25		25		25	25	25			
		26						26		
									27	
27,7	28			28	28	28	28			28
		29	29							
Toplam	9	4	5	4	7	7	7	6	5	6

Çizelge 5.3. (Devam) Hasta 2 için apne-entropi zamanlarının analiz sonucu.

Apne Baş. (sn)	O1-A2					Cz-A1				
	1-40 Hz	1-4 Hz	4-8 Hz	8-15 Hz	15-40 Hz	1-40 Hz	1-4 Hz	4-8 Hz	8-15 Hz	15-40 Hz
		2					2			
2,5	3			3	3	3			3	3
4,3										
		5						5		
			6	6						
6,6		7			7		7			
	8			8		8			8	8
8,6					9		9			
	10	10		10					10	
			11			11	11	11		
				12					12	
12,6	13	13			13					13
						14	14			
14,8	15			15	15					
		16	16			16	16	16	16	
17										17
	18		18		18	18			18	
19,2		19		19			19	19		
	20				20	20				20
		21	21				21	21		
21,8				22					22	22
	23	23				23	23			
					23					
24,9		25	25	25		25			25	25
							26	26		
		27							27	
27,7	28		28	28	28	28		28		28
		29					29			
Toplam	8	3	6	6	8	7	2	5	5	8

Hasta 2 için Çizelge 5.3 incelendiğinde O1_A2 ve Cz_A1 kanalları için 15-40 Hz bandının aynı sonuçlar verdiği görülmüştür.

Çizelge 5.4. Hasta 3 için apne-entropi zamanlarının analiz sonucu.

Apne Baş. (sn)	FP1-A2					FP2-A1				
	1-40 Hz	1-4 Hz	4-8 Hz	8-15 Hz	15-40 Hz	1-40 Hz	1-4 Hz	4-8 Hz	8-15 Hz	15-40 Hz
				2				2		
3,1	3		3		3				3	3
		4		4				4		
							5		5	
5,8	6		6	6	6					
						7		7		7
	8			8			8		8	
8,8		9	9							
					10	10		10	10	10
	11		11							
11,7						12	12			
	13	13		13	13			13	13	
14,4			14							14
		15				15				
	16			16	16		16	16		
			17			17			17	17
18							18	18		
		19								19
	20			20	20		20			
20,9		21	21			21		21	21	21
				22			22			
					23			23		
	24	24							24	24
24,6						25	25			
	26	26	26	26					26	
					27	27	27	27		
28,3	28		28							
		29				29		29		29
Toplam	2	7	4	5	3	6	5	6	1	6

Çizelge 5.4. (Devam) Hasta 3 için apne-entropi zamanlarının analiz sonucu.

Apne Baş. (sn)	O1-A2					Cz-A1				
	1-40 Hz	1-4 Hz	4-8 Hz	8-15 Hz	15-40 Hz	1-40 Hz	1-4 Hz	4-8 Hz	8-15 Hz	15-40 Hz
										2
3,1	3		3	3	3	3		3	3	
		4					4			
	5			5	5					5
5,8			6					6	6	
	7			7		7				7
		8			8		8			
8,8				9				9		
		10	10				10			10
	11			11	11			11		
11,7						12			12	12
		13	13				13			
14,4	14			14	14			14		
		15								
	16			16	16	16			16	16
		17	17					17		
18	18			18						
							19		19	
	20				20	20				20
20,9				21			21	21		
		22	22			22				
					23					23
			24	24					24	
24,6	25				25	25		25		
			26				26			
		27			27			27	27	27
28,3			28							
		29					29	29		
Toplam	2	6	4	3	2	5	4	5	3	2

Hasta 3 için Çizelge 5.4 incelendiğinde en uygun kanal olarak Fp1_A2 kanalı, bant aralığı için 1-4 Hz bandının daha iyi sonuçlar verdiği görülmüştür.

Çizelge 5.5. Hasta 4 için apne-entropi zamanlarının analiz sonucu.

Apne Baş. (sn)	FP1-A2					FP2-A1				
	1-40 Hz	1-4 Hz	4-8 Hz	8-15 Hz	15-40 Hz	1-40 Hz	1-4 Hz	4-8 Hz	8-15 Hz	15-40 Hz
	2			2						
		3			3	3	3	3	3	
4,2	4		4	4						4
		5					5		5	
						6		6		6
		7					7			
				8	8	8			8	8
9,2	9		9				9	9		
					10	10				10
		11							11	
	12			12		12	12	12		
12,8			13							13
	14	14			14	14	14		14	
			15	15				15		
		16					16			
16,5	17		17			17			17	17
				18	18			18		
			19				19			
	20	20		20	20	20		20	20	
21										21
	22		22	22			22			
								23	23	
	24				24	24				24
24,8			25	25			25			
		26				26		26	26	
	27				27					
						28	28			28
29,1	29			29	29					
Toplam	3	2	4	5	4	2	3	2	2	4

Çizelge 5.5. (Devam) Hasta 4 için apne-entropi zamanlarının analiz sonucu.

Apne Baş. (sn)	O1-A2					Cz-A1				
	1-40 Hz	1-4 Hz	4-8 Hz	8-15 Hz	15-40 Hz	1-40 Hz	1-4 Hz	4-8 Hz	8-15 Hz	15-40 Hz
								2	2	
	3		3				3			3
4,2					4	4		4	4	
				5			5			5
	6				6			6		
			7						7	7
		8				8	8			
9,2	9			9	9			9		9
			10						10	
		11								11
				12		12			12	
12,8	13		13		13		13	13		
				14		14				14
		15	15				15		15	
	16				16	16				16
16,5			17				17			
		18		18				18	18	
										19
	20				20	20	20	20		
21		21							21	21
					22		22			
	23		23	23		23		23	23	23
		24					24			
24,8	25		25	25	25	25		25	25	25
	27	27		27			27	27		
						28			28	28
29,1								29		
Toplam	3	2	5	4	3	2	4	5	3	3

Hasta 4 için Çizelge 5.5 incelendiğinde Fp1_A2 kanalın 8-15 Hz, O1_A2 kanalının 4-8 Hz ve Cz_A1 kanalının 4-8 Hz bandının aynı sonuçlar verdiği görülmüştür.

Çizelge 5.6. Hasta 5 için apne-entropi zamanlarının analiz sonucu.

Apne Baş. (sn)	FP1-A2					FP2-A1				
	1-40 Hz	1-4 Hz	4-8 Hz	8-15 Hz	15-40 Hz	1-40 Hz	1-4 Hz	4-8 Hz	8-15 Hz	15-40 Hz
1,6		2								
	3		3	3	3					3
		4				4			4	
	5				5		5	5		
5,8		6	6						6	
				7		7	7			7
	8				8			8		
		9					9		9	
10,2			10			10		10		10
	11			11	11				11	
		12						12		
13,5	13				13	13	13			13
				14				14	14	
		15	15							
							16			16
	17				17			17		
18,2			18	18		18				18
					19		19		19	
	20	20	20			20				
20,7					21					
			22	22			22	22		
		23				23			23	23
24,4	24			24	24					
						25			25	
		26		26						26
							27	27	27	
28,4	28			28	28	28				28
		29	29				29	29	29	
Toplam	1	5	4	4	3	1	3	3	6	2

Çizelge 5.6. (Devam) Hasta 5 için apne-entropi zamanlarının analiz sonucu.

Apne Baş. (sn)	O1-A2					Cz-A1				
	1-40 Hz	1-4 Hz	4-8 Hz	8-15 Hz	15-40 Hz	1-40 Hz	1-4 Hz	4-8 Hz	8-15 Hz	15-40 Hz
1,6		2					2	2		
	3			3					3	
		4			4					4
				5						
5,8								6		
	7		7		7	7	7			
				8				8	8	
		9								
10,2	10		10			10				10
				11	11		11	11		
		12								
13,5	13			13	13	13				13
									14	
		15	15				15	15		
	17			17	17					17
18,2		18	18			18			18	
	19			19	19		19	19		
						20				20
20,7		21	21							
	22			22	22				22	
		23					23	23		
24,4	24			24	24	24			24	24
		25	25							
				26			26			
		27	27							
28,4	28			28	28	28				28
		29	29				29	29	29	
Toplam	3	5	5	2	3	1	8	6	4	0

Hasta 5 için Çizelge 5.6 incelendiğinde en uygun kanal olarak Cz_A1 kanalı, bant aralığı olarak 1-4 Hz bandının daha iyi sonuçlar verdiği görülmüştür.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Apne hastalığının teşhisi ve tedavisi hastaların kaliteli uyku alması için önemlidir. Apneye giren hastalara oksijen verilerek tıkanan nefes borusu açılmakta ve hasta uykusuna devam etmektedir. Bu tez çalışmasında apne anındaki EEG sinyalleri kullanılarak verilerin analizi amaçlanmıştır. Apne anındaki EEG sinyallerinin analizi için PSG'den alınan EEG kayıtları içerisindeki Fp1-A2, Fp2-A1, Cz-A1, O1-A2 elektrotundan 200 Hz örnekleme frekansı ile alınan sinyaller kullanılmıştır. Elde edilen sinyal 180 sn'lik dilimlere ayrılmış ve her bir dilim için 30 sn'lik kısımlarının güç spektrumları FFT ile elde edilmiştir. Daha sonra FFT dönüşümünden elde edilen güç spektrum değerleri kullanılarak spektral entropi değerleri hesaplanmıştır. Her bir örnekleme frekans aralığındaki spektral entropi değişimleri incelendiğinde hastanın apneye girdiği andaki spektral entropi değerlerinin minimum seviyelere ulaştığı görülmüştür. Elde edilen bu veriler şekilsel olarak tez çalışmasının bulgular bölümünde ifade edilmiştir.

Bu çalışmada, 12 hastanın PSG kayıtlarından elde edilen EEG sinyalleri incelenmiştir. Bu sinyallerden 5 hastanın sonuçları tezde kullanılmıştır. Her bir hastanın apneye girmesiyle birlikte EEG sinyallerinden elde edilen spektral entropinin minimum değere ulaştığı gözlenmiştir. Bu durumun apnenin ön belirtisi için bir parametre olarak kullanılabileceği tespit edilmiştir.

Ayrıca, kullanılan kanallardan Fp2_A1 kanalından alınan verilerin diğer kanallara göre daha iyi sonuç verdiği; kullanılan bant aralıklarında ise 4-8 Hz bandının diğer bantlara göre daha iyi sonuçlar verdiği tespit edilmiştir.

KAYNAKLAR DİZİNİ

- Al-Kadi, M. I., Mamun, B. I. R. ve Mohd, A. M. A. (2013). Evolution of electroencephalogram signal analysis techniques during anesthesia. *Sensors* 13(5): 6605-6635.
- Aydemir, Ö. ve Kayıkçıoğlu, T. (2009). Akademik Bilişim'09-XI. Akademik Bilişim Konferansı Bildirileri, Türkiye.
- Bartolo, A., Clymer, B. D., Burgess, R. C., Turnbull, J. P., Golish, J. A., Perry, M. C. (2001). An arrhythmia detector and heart rate estimator for overnight polysomnography studies. *IEEE transactions on biomedical engineering*, Cilt 48, no. 5, s. 513-521.
- Bayrak, T., Koçak, O., Erdamar, A. (2011). Uyku Bozukluklarının Araştırılmasında Biyomedikal Mühendislik Yaklaşımları, TMMOB EMO Ankara Şubesi Haber Bülteni.
- Boostani R., Moradi, M. H. (2003). Evaluation of the Forearm EMG Signal Features for the Control of a Prosthetic Hand. *Physiological Measurement*, Cilt 24, s. 309-319.
- Demir, A., Ursavaş A., Aslan, A. T., Gülbay, B., Çiftçi, B., Çuhadaroğlu, Ç., Keyf, F., Fırat, H., Yılmaz, M., Gerek, M., Köktürk, O., İtil, O., Karakoç, Ö., Başoğlu, Ö. K., Ersu, R., Ardiç, S., Öktem, S., Güven, S. F., Çiftçi, T. U. (2012). Türk Toraks Derneği Obstrüktif Uyku Apne Sendromu Tanı Ve Tedavi Uzlaş Raporu, Rapor Editörü: Tansu Ulukavak Çiftçi.
- Elez, F., Ömür, M. (2008). Obstrüktif uyku apnesi sendromu. *Türk Aile Hekimleri Dergisi*, 12 (2): 65-69.
- Ertürk, S. (2005). *Sayısal işaret işleme*. Birsen Yayınevi Ltd. Şti., İstanbul, 85-97, 111-133, 145-153.
- Esteller, R., Echauz, J., Tchong, T., Litt, B. ve Pless, B. (2001). Line length: an efficient feature for seizure onset detection. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, İstanbul, 1707-1710.
- Frank H., Iyer, V. G. ve Surwillo, W. W. (1989). Brain Electrical Activity: An Introduction to EEG Recording. *Clinical Electroencephalography and Topographic Brain Mapping*, Springer New York, 1-10.
- Gardner, A. B., Krieger, A. E., Vachtsevanos, G. ve Litt, B. (2006). One-Class Novelty Detection for Seizure Analysis from Intracranial EEG. *Journal of Machine Learning Research*, Cilt 7, s. 1025-1044.
- Gray, N. (2003). *Abcs of ADCs*. National Semiconductor Corporation.
- Golrou, A., Maghooli, K., Amiri, A. M., Mankodiya, K., Ghaemi, K. (2015, Aralık). Automatic sleep apnea detection using fuzzy logic. *Signal Processing in Medicine and Biology Symposium (SPMB) 2015 IEEE*, s. 1-5.
- Gotman, J. (2009). *Digital EEG From Basics to Advanced Analysis*. McGill University, Montreal Neurological Institute.

KAYNAKLAR DİZİNİ (devam)

- Guijarro-Berdiñas, B., Hernández-Pereira, E., Peteiro-Barral, D. (2012). A mixture of experts for classifying sleep apneas. *Expert Systems with Applications*, 39, 7084-7092.
- Held, C. M., Heiss, J. E., Estévez, P. A., Perez, C. A., Garrido, M., Algarín, C., Peirano, P. (2006). Extracting fuzzy rules from polysomnographic recordings for infant sleep classification. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Cilt 53, no. 10, s. 1954-1962.
- Hjorth, B. (1975). Time domain descriptors and their relation to a particular model for generation of EEG activity. *CEAN – Computerized EEG analysis*, Stuttgart, 3-8.
- Kaiser, J. F. (1990). On a simple algorithm to calculate the ‘energy’ of a signal. *International Conference on Acoustics, Speech and Signal Processing (ICASSP'90)*, USA, 1: 381-384.
- Koley, B., Dey, D. (2013). Classification of Sleep Apnea using Cross Wavelet Transform, *IEEE 1st International Conference on Condition Assessment Techniques in Electrical Systems*.
- Malmivuo, P., Malmivuo, J. ve Plonsey, R. (1995). *Bioelectromagnetism: principles and applications of bioelectric and biomagnetic fields*. USA, OxfordUniversity Press.
- Mons Üniversitesi, (2008). <http://www.tcts.fpms.ac.be/~devuyst/Databases/DatabaseApnea/>
- Nagel, J. H. (2000). *Biopotential amplifiers*. The Biomedical Engineering Handbook.
- Niedermeyer, E. ve Da Silva, F. H. L. (2004). *Electroencephalography: Basic Principles, Clinical Applications and Related Fields*. 5th edition, Lippincott Williams and Wilkins, ABD.
- Papila, İ., Acioğlu, E. (2005). Obstrüktif Uyku Apne Sendromu. *Klinik gelişim*, 18(1):42–50.
- Petrosian, A. (1995). Kolmogorov complexity of finite sequences and recognition of different preictal EEG patterns. *IEEE Symposium on Computer-Based Medical Systems*, Texas, 212-217.
- Sabeti, M., Katebi, S. ve Boostani, R. (2009). Entropy and complexity measures for EEG signal classification of schizophrenic and control participants. *Artificial Intelligence in Medicine*, 47: 263-274.
- Semmlow, J. (2004). *Biosignal and biomedical image processing MATLAB based applications*. (1st ed.), New York: Marcel Decker, 150-165.
- Sezgin, N., Tagluk, M. E. (2013). Diagnosing apnea using extreme learning machine with bicoherence features of snore signals. *AWERProcedia Information Technology & Computer Science*, Cilt 03, 841-846, 3rd World Conference on Information Technology (WCIT-2012).
- Shannon, C. E. (1948). Communication theory of secrecy systems. *Bell system technical journal*, 28(4):656-715.

KAYNAKLAR DİZİNİ (devam)

Şenyurt, Ö. (2006). Elektrik Tesislerinde Hızlı Fourier Dönüşümü İle Harmonik Analizinin Yapılması, Yüksek Lisans Tezi, Gazi Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Ankara.

Teplan, M. (2006). Fundamentals of EEG measurement. *Measurement science review*, 2(2):1-11.

Tosun, M., Erginli, M., Kasım, Ö., Uğraş, B., Tanrıverdi, Ş., Kavak, T. (2018). EEG Verileri Kullanılarak Fiziksel El Hareketleri ve Bu Hareketlerin Hayalinin Yapay Sinir Ağları İle Sınıflandırılması. *Sakarya University Journal of Computer and Information Sciences*, 1(2), 1-9.

Türk, Ö., Özerdem, M. S., Akpolat, N. (2015). Gözler açık/kapalı durumunda EEG bantlarındaki frekans değişiminin Güç Spektral Yoğunluğu ile belirlenmesi. *Mühendislik Dergisi*, 6(2), 131-138.

Quyen, M. L. V., Martinerie, J., Baulac, M. ve Varela, F. (1999). Anticipating epileptic seizures in real time by a non-linear analysis of similarity between EEG recordings. *Neuroreport*, 10: 2149-215.

Wu, J., Ifeachor, E. C., Allen, E. M., Wimalaratna, S. K., Huson, N. R. (1997). Intelligent artefact identification in electroencephalography signal processing. *IEEE Proceedings of Science, Measurement and Technology*, 144, 5, 193-201.

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Soyadı, adı : YÖRÜK Alican
Doğum tarihi ve yeri : 21.05.1991-Bursa
e-mail : Alican_yoruk1@hotmail.com.

Eğitim

Derece	Eğitim Birimi	Mezuniyet Tarihi
Lisans	DPÜ Tek. Eğt. Fak. Elektronik ve Bilgisayar Öğrt.	2014
Lise	Bursa Ali Osman Sönmez Anadolu Teknik Lisesi	2009

Yabancı Dil

İngilizce Orta Seviye