

BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

UYKU APNESİ PARAMETRELERİNİN CERRAHİ TEDAVİ
ÖNCESİ VE SONRASINDA DEĞERLENDİRİLMESİ

TUNCAY BAYRAK

YÜKSEK LİSANS TEZİ

2012

**UYKU APNESİ PARAMETRELERİNİN CERRAHİ TEDAVİ
ÖNCESİ VE SONRASINDA DEĞERLENDİRİLMESİ**

**THE INVESTIGATION OF SLEEP APNEA PARAMETERS
BEFORE AND AFTER THE SURGICAL TREATMENT**

TUNCAY BAYRAK

Başkent Üniversitesi
Lisansüstü Eğitim Öğretim ve Sınav Yönetmeliğinin
BİYOMEDİKAL Mühendisliği Anabilim Dalı İçin Öngördüğü
YÜKSEK LİSANS TEZİ
olarak hazırlanmıştır.

2012

“Uyku Apnesi Parametrelerinin Cerrahi Tedavi Öncesi Ve Sonrasında Araştırılması” başlıklı bu çalışma, jürimiz tarafından, 25/01/2012 tarihinde, **BIYOMEDİKAL MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI 'nda YÜKSEK LİSANS TEZİ** olarak kabul edilmiştir.

Başkan :
Prof. Dr. Osman EROĞUL

Üye (Danışman) :
Yrd.Doç. Dr. Aykut ERDAMAR

Üye :
Doç. Dr. Ziya TELATAR

ONAY

.../02/2012

Prof. Dr. Emin AKATA
Fen Bilimleri Enstitüsü Müdürü

TEŞEKKÜR

İçinde bulunduğum çalışma grubunda yer almamı sağlayan ve yardımlarını esirgemeyip, engin bilgi ve tecrübelerini paylaşmaktan çekinmeyen Sayın Prof. Dr. Osman EROĞUL' a en derin Őukranlarımı ve teŐekkürlerimi sunarım.

ÇalıŐmalarımın tüm aŐamalarında daima destek veren, danıŐmanlıđını ve yol göstericiliğini esirgemeyen, çalıŐmamın en baŐından itibaren benimle birlikte aynı heyecanı yaŐayan değerli hocam Sayın Yrd. Doç. Dr. Aykut ERDAMAR' a en derin saygılarımla teŐekkürü bir borç bilirim.

ÇalıŐmamda hasta kayıtlarını kullanmama izin veren, Dışkapı Yıldırım Beyazıt Eğitim ve Araştırma Hastanesi Uyku Laboratuvarı 'nın kapılarını sonuna kadar aan değerli hocam Sayın Doç. Dr. Sadık ARDIÇ'a, tıbbi yorumlarda yardımını ve bilgisini esirgemeyip, sabır gösteren kıymetli hocam Dr. Hikmet FIRAT 'a, hasta kayıtlarının alınması esnasında çok yardımcı olan tüm uyku laboratuvarı çalıŐanlarına en derin saygılarımla teşekkür ederim.

Ayrıca tezim sürecinde bilgi ve tecrübelerinden yararlandığım değerli hocam Sayın AraŐ. Gör. Onur KOÇAK'a,

Çalışma sürecimin baŐından bu yana desteğini hep yanımda hissettiğim Biyomedikal Mühendisliği Bölüm BaŐkanı Sayın Prof. Dr. Hüseyin AKÇAY'a,

istatistiksel analizlerde, bilgisini çekinmeden paylaşan, sabırla yardım eden kıymetli hocam Sayın Doç. Dr. AyŐe Canan YAZICI ve Sayın Uzm. Mustafa Agah TEKİNDAL'a,

her zaman yanımda olan ve desteklerini esirgemeyen kıymetli aileme ve yakın dostlarıma en derin saygı, sevgi ve Őukranlarımı sunarım.

ÖZ

UYKU APNESİ PARAMETRELERİNİN CERRAHİ TEDAVİ ÖNCESİ VE SONRASINDA DEĞERLENDİRİLMESİ

Tuncay BAYRAK

Başkent Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü

Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalı

Bu çalışmada, uyku apnesi hastalığının en yaygın tedavilerinden biri olan uvulopalatofaringoplasti (UPPP) ameliyatının başarımının nicel mühendislik parametreleri ile araştırılması amaçlanmıştır. Bu amaç doğrultusunda 21 adet hastaya ait elektrokardiyogram (EKG) ve elektroensefalogram (EEG) kayıtları kullanılmıştır. Çalışma kapsamında her hasta için ameliyat öncesi ve sonrası toplam 1400'er epok (yaklaşık 12 saat) uyku kaydı analiz edilmiştir. EKG' de kalp atım hızı değişkenliği bilgisinden elde edilen alçak frekans -yüksek frekans bölgeleri enerji oranı (AF/YF), dakikadaki kalp atım sayısı, form faktör (FF), EEG' de delta, teta, beta, alfa aktivitesi enerjileri, ortalama güç, toplam enerji ve ortanca frekans parametreleri hesaplanmıştır.

Hekimlerle yapılan görüşmeler ışığında, hastalar, ameliyat sonrası apne-hipopne ve solunum bozukluğu indeksi azalanlar ve artanlar şeklinde sınıflandırılmıştır. Buna göre hesaplanan sayısal değerler de gruplandırılmıştır. İstatistiksel analizlerde, ön araştırmalar için Mann Whitney U testi, asıl araştırmalar için ise Wilcoxon testi uygulanmıştır. Elde edilen sonuçlar hekimlerle birlikte tıbbi açıdan yorumlanmıştır.

Sonuç olarak, delta aktivitesi ve FF parametresi ameliyat sonrası kayıtlarda anlamlı olarak değişmiştir. Bunun yanında her parametreden elde edilen sonuçlar, hastaların fizyolojik durumlarına göre yorumlanmıştır.

ANAHTAR SÖZCÜKLER: uyku apnesi, UPPP etkinliği, polisomnografi, EEG, EKG, uyku apnesi nicel değerlendirme

Danışman: Yrd. Doç. Dr. Aykut ERDAMAR, Başkent Üniversitesi, Biyomedikal Mühendisliği Bölümü

ABSTRACT

THE INVESTIGATION OF SLEEP APNEA PARAMETERS BEFORE AND AFTER THE SURGICAL TREATMENT

Tuncay BAYRAK

Baskent University Institute of Science

Department of Biomedical Engineering

In this study, the common surgical treatment of sleep apnea, uvulopalatopharyngoplasty (UPPP) operation, is evaluated by calculating of quantitative engineering parameters. In accordance of this aim, the electrocardiogram (ECG) and electroencephalogram (EEG) recordings of 21 patients were used. In the process, 1400 epochs (app. 12 hours) of before and after operation recordings were analyzed for each patient. Low-high frequency energy regions ratios (obtained from heart rate variability), beat per minute, form factor and delta, theta, beta, alpha wave energy, mean power, total energy, median frequency as ECG and EEG parameters were calculated.

In the light of discussions with physicians, the patients were classified as increased and decreased of postoperative apnea-hipopnea and respiratory disturbance index. According to this classification, Mann Whitney U and Wilcoxon tests were applied for all parameters. The obtained results were interpreted with physicians.

In conclusion, delta wave energy and form factor were changed significantly for pre and postoperative patient recordings. In addition, all parameters were interpreted for different physiological conditions of patients.

KEYWORDS: sleep apnea, quantitative evaluating of sleep apnea, UPPP efficiency, polysomnography, EEG, ECG

Advisor: Ass. Prof. Aykut ERDAMAR, Baskent University, Department of Biomedical Engineering

İÇİNDEKİLER LİSTESİ

	<u>Sayfa</u>
TEŞEKKÜR.....	i
ÖZ	ii
ABSTRACT	iii
İÇİNDEKİLER LİSTESİ	iv
ŞEKİLLER LİSTESİ.....	vi
ÇİZELGELER LİSTESİ.....	vii
SİMGELER VE KISALTMALAR LİSTESİ	viii
1 GİRİŞ	1
1.1 Amaç	2
1.2 Yöntem	2
2 KURAMSAL TEMELLER.....	4
2.1 Uyku Hakkında Genel Bilgi	4
2.2 Uyku Fizyolojisi	5
2.3 Uyku Bozuklukları ve Uyku Apnesi	9
2.3.1 Dissomnialar	9
2.3.2 Parasomnialar.....	10
2.3.3 Uyku apnesi	10
2.3.4 Uyku apnesi teşhis ve tedavi yöntemleri.....	14
2.3.5 Uvulopalatopharyngoplasty (UPPP) cerrahi yöntemi	15
3 MATERYAL VE YÖNTEM	20
3.1 EKG ve EEG Kayıtlarının Hazırlanması.....	21
3.2 Pan-Tompkins Algoritması.....	21
3.3 Teager Enerji Operatörü	23
3.4 Dalgacık Dönüşümü	24

3.5 Güç Spektral Yoğunluğu Analizi	26
3.5.1 Güç spektral yoğunluğu	26
3.5.2 Parametrik olmayan yöntemler	27
3.5.2.1 <u>Welch yöntemi</u>	28
3.5.3 Parametrik yöntemler.....	28
3.5.3.1 <u>Yule-Walker yöntemi</u>	29
3.6 R Tepelerinin tespiti ve kalp atım hızı değişimi analizi	30
3.7 Form Faktör	36
3.8 Ortanca Frekans	38
3.9 İstatistiksel Yöntem	39
3.9.1 Mann Whitney U testi	39
3.9.2 Wilcoxon T testi	42
3.9.3 Eğilim analizi	42
4 SONUÇ VE YORUM	44
KAYNAKLAR LİSTESİ	59
EKLER	64

ŞEKİLLER LİSTESİ

	<u>Sayfa</u>
Şekil 2.1	Kleitman ve Richardson'un yaptığı uyku deneyi görüntüsü4
Şekil 2.2	Nörotransmitter yolak7
Şekil 2.3.a	Sağlıklı bireyin solunum yolu 11
Şekil 2.3.b	Apne hastasının solunum yolu 11
Şekil 3.1	Sinyalin bir seviyeli bileşenlerine ayrılması25
Şekil 3.2	Dalgacık ayrıştırma ağacı25
Şekil 3.3	Parametrik yöntem yaklaşımı28
Şekil 3.4	Örnek EKG sinyali,TEO çıkışı ve R tepesi işaretleme31
Şekil 3.5	Şablon eşleştirme ile R tepelerinin tespiti32
Şekil 3.6	Dalgacık dönüşümü ile R tepelerinin tespiti33
Şekil 3.7	KAHD analizi34
Şekil 3.8	Örnek bir KAHD grafiği34
Şekil 3.9	KAHD güç spektral yoğunluğu35
Şekil 3.10	Tek bir EKG üzerinden FF hesaplama37
Şekil 3.11	Solunum sinyali ve FF histogramı38
Şekil 3.12	Ortanca frekans gösterimi39
Şekil 3.13.a	Ameliyat öncesi eğilim analizi grafiği ve denklemi43
Şekil 3.13.b	Ameliyat sonrası eğilim analizi grafiği ve denklemi43

ÇİZELGELER LİSTESİ

	<u>Sayfa</u>
Çizelge 2.1 Uyku evreleri	6
Çizelge 2.2 Hastaların özellikleri	17
Çizelge 2.3 Ameliyat öncesi ve sonrası fizyolojik parametreler	18
Çizelge 2.4 Ameliyat öncesi ve sonrası solunum bozukluğu indeksi parametreleri	19
Çizelge 3.1 Hasta demografik özellikleri	20
Çizelge 3.2 KAHD parametreleri	35
Çizelge 3.3 Veri seti	40
Çizelge 3.4 U parametresinin hesaplanması	41
Çizelge 4.1 KAHD GSY'na ait alçak ve yüksek frekans bölgeleri güç oranları (AF/YF)	45
Çizelge 4.2 Mann Whitney U test sonuçları	45
Çizelge 4.3 10'ar epok apneli ve apnesiz uyku kaydının AF/YF oranları	46
Çizelge 4.4 Apne negatif ve Apne pozitif hastalara ait FF değerleri	47
Çizelge 4.5 FF analizi İstatistiksel Test Sonuçları	47
Çizelge 4.6 21 hasta için Wilcoxon testi SPSS çıktısı	47
Çizelge 4.7 EKG parametrelerinin SPSS çıktısındaki değişimi	48
Çizelge 4.8 EEG parametrelerinin değişimi	50
Çizelge 4.9 AHI'si azalan hastalar için Wilcoxon testi	51
Çizelge 4.10 AHI'si artan hastalar için Wilcoxon testi.....	51
Çizelge 4.11 SBI'si azalanlar için Wilcoxon testi	52
Çizelge 4.12 SBI'si artanlar için Wilcoxon testi.....	52
Çizelge 4.13 Delta enerjisi artanlar için Wilcoxon testi	53
Çizelge 4.14 Delta enerjisi azalanlar için Wilcoxon testi.....	53
Çizelge 4.15 Delta uykusu artan hastalar için Wilcoxon testi	54
Çizelge 4.16 Delta uykusu azalan hastalar için Wilcoxon testi	54
Çizelge 4.17 Ortalama SPO2 < %90 süresi azalan hastalar için Wilcoxon testi...55	
Çizelge 4.18 Ortalama SPO2 < %90 süresi artan hastalar için Wilcoxon testi	56

SİMGELER VE KISALTMALAR LİSTESİ

Af	alçak frekans
Ahi	apne-hipopne indeksi
Ar	auto-regressive
Bk _ı	boy kütle indeksi
Bpap	bilevel possitive airway pressure
BPM	beat per minute
Cpap	continuous possitive airway pressure
Çaf	çok alçak frekans
Edf	european data format
Eeg	elektroensefalogram
Ekg	elektrokardiyogram
Emg	elektromiyogram
Eog	elektrookülogram
Ess	uyku süresi
Fev1	bir saniyedeki zorlu ekspiratuar hacim
FF	form faktör
Fvc	hayati kapasite
Gsy	güç spektral yoğunluğu
Kahd	kalp atım hızı değişkenliği
Laup	laser assisted uvuloplasty
Lc	locu coeruleus
Mf	median frequency
Mmf	mean of median frequency
Ms	metabolik sendrom
Mua	mikst uyku apnesi
Np	nazofarinks
Nrem	non-rapid eye movement
OI	dil kökü
Oua	obstruktif uyku apnesi
Po	orofarinks
Psg	polisomnografi
Rem	rapid eye movement
Sb _ı	solunum bozukluğu indeksi
Sdd	sürekli dalgacık dönüşümü
Sn	horlama sayısı
Spo2	oksijen satürasyonu
Sua	santral uyku apnesi
Teo	teager enerji operatörü
Uppp	uvulopalatopharyngoplasty
W	uyanıklık
Yf	yüksek frekans

1. GİRİŞ

Uykunun gizemi ve insan fizyolojisi üzerine etkisi, yıllar boyunca süren çalışmalarla anlaşılmaya çalışılmıştır. Uykunun kalitesi ve buna bağlı olarak yaşam standartları üzerindeki değişimleri toplum ve birey tarafından tartışılması gereken önemli konular arasında yer almaktadır. 20. yüzyılda uyku, beyin işlevlerinin inaktif olduğu temel dinlenme hali olarak tanımlansa da günümüzde artık bir dizi elektro-fizyolojik ve elektro-kimyasal olayların yaşandığı, gereksinim duyulan önemli bir süreç olarak tanımlanmaktadır. Uykunun bu karmaşık ve gizemli yapısı, uyku çalışmalarının önemli ve popüler araştırma konularından biri olmasını sağlamıştır.

Dünya'da ve Türkiye'de uyku bozuklukları, hastaneler veya enstitüler içerisinde bulunan uyku izleme merkezlerindeki laboratuvarlar tarafından araştırılmaktadır. Polisomnografi cihazı ile uyku laboratuvarlarında izlenen hastanın tüm gece uykusu süresince elektro-fizyolojik sinyalleri izlenmekte ve uzman hekimler tarafından yorumlanmaktadır. Uyku bozukluklarının altında yatan patolojik nedenler hekimler tarafından araştırılmaktadır. Ayrıca bu patolojik nedenlerin altında yatan fizyolojik ve elektro-fizyolojik olayların nicel mühendislik çalışmaları da yapılabilmekte ve böylece hekime yardımcı olabilecek karar destek sistemleri geliştirilebilmektedir.

Mühendislik yaklaşımları ile ortaya konulan matematiksel ölçüm ve test algoritmaları, uykunun kalitesinin artırılması ve uyku bozukluklarının tedavisinde yeni yöntemlerin geliştirilmesi için oldukça önemlidir. Buna bağlı olarak uyku fizyolojisinin anlaşılması ve altında saklı bulunan elektrokimyasal oluşumların matematiksel olarak formüle edilebilmesi, literatüre katkı sağlanması bağlamında ve uyku bozukluklarının tedavisinde önemli görülebilir.

Uyku bozukluğu toplumlarda sıklıkla görülen bir hastalıktır. Dünya nüfusunun %1-5'inin uyku bozukluğu problemleri yaşadığı tahmin edilmektedir. Türkiye'de ise yaklaşık 1,5 milyon insanın uyku bozukluğu yaşadığı bilinmektedir [1].

Uykuda ölümcül sonuçlar doğuran problemlerin başında uykuda solunum bozuklukları gelmektedir. Bunların en yaygını uyku apnesidir. Bu nedenle uyku apnesinin teşhisi ve tedavisi üzerine yapılan bilimsel çalışmalar oldukça önemlidir.

1.1 Amaç

Günümüze kadar uyku apnesinin tespiti, sınıflandırılması, kardiyovasküler sistem başta olmak üzere diğer fizyolojik mekanizmalar ile arasındaki ilişkilerin incelendiği çeşitli bilimsel çalışmalar gerçekleştirilmiştir. Bu çalışmada literatürden farklı olarak, uyku apnesi ve genel solunum bozukluğu tedavisindeki uvulopalatopharyngoplasty (UPPP) cerrahi yönteminin başarısının mühendislik yöntemleri ile nicel olarak araştırılması amaçlanmıştır.

Klinik çalışmalar sonucunda UPPP cerrahi yönteminin hasta üzerindeki etkilerinin sürekli aynı şekilde olmaması, hekimlerde yöntemin doğruluğu üzerinde şüpheler uyandırmış ve sonuç olarak bu araştırmanın ana fikrini ortaya çıkarmıştır. Hekimler tarafından, cerrahi yöntemin farklı hastalarda aynı tip hastalıkların farklı sonuçlar doğurduğu belirtilmektedir. Bu durumun hastaların fizyolojik mekanizmalarında meydana gelen farklılıklardan kaynaklandığı düşünülmektedir. Bu farklılıkların fizyolojik ölçümler ışığında ortaya konulması, yorumlanması ve cerrahi yöntem ile ilişkilendirilmesi beklenmektedir. Bunun için hastalardan elde edilen ölçümlerin mühendislik yaklaşımı çerçevesinde analiz edilmesi gerekmektedir.

1.2 Yöntem

Bu çalışmada "KURAMSAL TEMELLER" kısmında tezin ana fikrinin temelini oluşturan tanımlar yapılmıştır ve literatür araştırması özetlenmiştir. "MATERYAL VE YÖNTEM" başlığı altında, uygulanan yöntemler hakkında teorik bilgiler verilmiştir. "SONUÇ VE TARTIŞMA" kısmında ise uygulanan yöntemlerden elde edilen hesaplamaların istatistiksel analiz sonuçları verilmiştir. Bu sonuçların genel değerlendirmesi ve hekim görüşlerini içeren geniş yorumları yapılmıştır.

Çalışma kapsamında Dışkapı Yıldırım Beyazıt Eğitim ve Araştırma Hastanesi'nde uyku apnesi tanısı konmuş ve UPPP cerrahi tedavisi uygulanmış 21 adet hasta kaydı kullanılmıştır. Bu hastaların polisomnografi kayıtları UPPP cerrahisi uygulanmadan önce ve cerrahi işlemten sonra olacak şekilde kaydedilmiştir.

Alınan kayıtlar içerisinde solunum (termistor), elektrokardiyogram (EKG) ve elektroensefalogram (EEG) sinyalleri çeşitli parametreler açısından incelenmiştir. EKG parametreleri olarak alçak frekans-yüksek frekans bölgeleri enerji oranı (alçak frekans/ yüksek frekans), dakikadaki kalp atım sayısı (Beat Per Minute), form faktör (FF), değişkenleri incelenirken, EEG parametreleri olarak delta, teta, beta, alfa dalgalarına ait enerjiler, ortanca frekans, ortalama güç ve enerji değişimleri incelenmiştir. Hesaplanan bu parametrelerin ortalama ve ortanca değerleri alınarak istatistiksel analizler yapılmıştır. Bu istatistiksel sonuçlar değerlendirilerek gerekli grafik ve şekillerle desteklenmiştir.

2. KURAMSAL TEMELLER

2.1 Uyku Hakkında Genel Bilgi

Uykunun nedeni tarih boyunca merak konusu olmuştur. Hipokrat, uykunun vücudun kendisini sıcak tutma çabası için iç organlarda kanın birikmesinden kaynaklandığını ileri sürmüştür. Aristo ise alınan gıdaların vücut içinde ekzotermik bir olay sonucu uykuluğa yol açtığını söylemiştir. 20. yüzyılın başlarında ise hiponotoksin teorisi öne sürülmüştür. Bu teoriye göre kana salgılanan bir maddenin uykuya neden olduğu ifade edilmiş ve uyuyan bir köpekten alınan kan uyanık bir köpeğe enjekte edilmiştir. İşlem sonunda uyanık köpekte uykunun indüklendiği görülmüş ve uykuyu başlatan bir endojenin varlığı kabul görmüştür.

Modern uyku araştırmaları 1930'lu yıllar ile başlamış ve EEG'nin bulunması ile hız kazanmıştır. İlk defa 1937 yılında Loomis tarafından uykunun durağan bir süreç olmadığı keşfedilmiştir ve Loomis EEG üzerinde uykunun farklı evrelerden oluştuğunu gözlemlemiştir. Ayrıca 1938 yılında 33 gün boyunca Kleitman ve Richardson tarafından bir mağarada gerçekleştirilen uyku deneyi ile ışık ve sıcaklığın uykunun üzerinde etkisi araştırılmıştır. Uyku ile ilgili en eski ve tarihi deneylerden biri olan bu çalışma uykunun gizemine olan merakın bir örneği olarak görülebilir. Şekil 2.1'de deney ortamı ve araştırmacılar görülmektedir [1].



Şekil 2.1 Kleitman ve Richardson'un yaptığı uyku deneyi görüntüsü [1]

2.2 Uyku Fizyolojisi

Uyku, bilinçlilik açısından uyanıklığın ortadan kalkmasından farklı bir bilinçlilik durumu olarak tanımlanabilir. Bu farklı bilinçlilik durumu, çok sayıda değişken parametre barındırmaktadır. Bu parametreler elektro-fizyolojik, fizyolojik ve bilişsel bileşenlerden oluşmaktadır[3]. Uyku bir adet hızlı göz hareketleri (rapid eye movement-REM) ve dört adet yavaş göz hareketleri (REM olmayan- NREM) olmak üzere beş evreden oluşmaktadır. REM evresi hızlı göz hareketlerinin olduğu ve beta aktivitesinin (14-45 Hz) görüldüğü, uykuda görülen rüyaların yaklaşık %80'ini kapsayan dönemdir. NREM dönemi uykunun yaklaşık %75-80'lik kısmını kapsamaktadır. NREM1 evresi yavaş göz hareketlerinin başlangıcı ve teta aktivitesinin (3.5-7.5 Hz) görüldüğü dönemdir. NREM2 evresinde ise göz hareketleri yoktur, nadiren rüya görülür, uyku içiği ve k-kompleks yapıları (12-14 Hz) görülür. NREM 3 evresi ise NREM2 ve NREM4 arasında bir geçiş dönemi olarak düşünülebilir ve NREM4'de de görülen delta aktiviteleri (3 Hz'den küçük dalgalar) bu evrede de görülmektedir. NREM4 artık derin uykunun baskın olduğu evredir ve diğer NREM evrelerine karşın rüyanın da görülebildiği bir dönemdir [4]. Çizelge 2.1'de belirtilen evrelerden oluşan bir uyku çevrimi 90-120 dakika olup, gece boyunca 4-6 adet uyku çevrimi meydana gelmektedir [2,4].

Sağlıklı doğan bir bebek, 24 saatin 16 saatini uykuda geçirmekte ve uykusunun %50'si REM evresinden oluşmaktadır. Yaş ilerledikçe REM uykusunda azalma görülmekte ve %25 seviyelerinde sabitlenmektedir. 20-35 yaşları arasında derin uyku artarken, 35 yaşından sonra derin uykuda azalma görülmektedir. Yaşlılarda ise gece uykusunun süresi azalmakta ve gün içerisinde uyuklama durumlarında artış görülmektedir. Çok ileri yaşlarda REM evresi %20 seviyelerine düşmekte ve erkeklerde bu durum daha belirgin görülmektedir [1].

Uykunun başlamasından 90-120 dakika sonra ilk REM evresi görülmektedir. Uyku başlangıcına karşın gecenin ilerleyen saatlerinde REM döneminde artış meydana gelmektedir. Beyin yavaş dalga aktivitesinde azalma meydana gelmektedir[5].

Derin uykunun baskın olduğu NREM3 ve NREM4 evrelerinde büyüme hormonu artışıyla birlikte protein sentezi artmakta, metabolizma yavaşlamakta, kardiyovasküler sistem ve solunum sistemindeki fizyolojik aktivitelerde genel olarak bir azalma dikkati çekmektedir. Bunlarla birlikte beyin kan dolaşımında azalma görülmektedir [5].

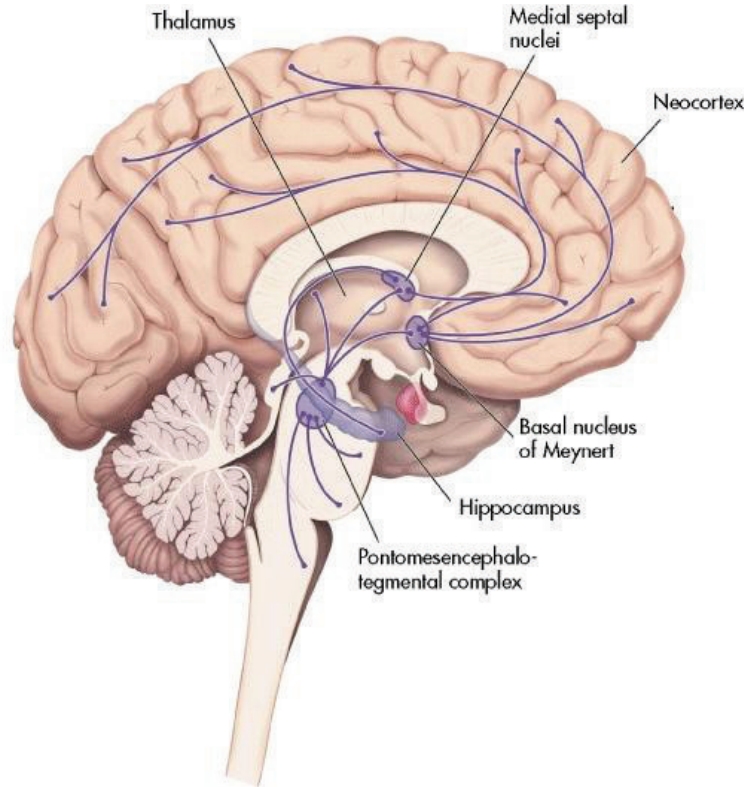
Çizelge 2.1 Uyku evreleri

DÖNEM	Görülen Dalga Formları	Diğer Kanal Özellikleri	Diğer Özellikler	Uyku içindeki süresi
Uyanıklılık (W)	EEG – alfa dalgaları (8-13 Hz)	Diğer kanallarda düzensizlikler	15 dakika içerisinde uyku durumu	
NREM - 1	Alfa dalgalarında azalma	Düşük genlikli-karışık frekanslı dalga artışı	EOG de yavaş göz hareketleri (SEM)	%3-5
NREM-2	Uyku İğcikleri (0-5 saniye süresi, 6-15 Hz, 50-100uV) ve K-kompleksler (0.5 saniyeden uzun 12-14 Hz, 100-200uV)	EMG Kas Tonusu Azalır	EOG göz hareketleri ortadan kalkar (uykunun derinleşmeye başlayacağı anlamı) Vücut ısısında düşüş	%45-60
NREM-3 ve NREM-4	Delta dalgaları <4 Hz	4.dönemde ise delta dalgaları %50den fazla oranda görülmektedir.	Derin uyku, *yavaş dalga, delta uykusu	%25-35
REM	Düşük voltaj, karışık frekans, Teta aktivitesi 4-8 Hz, Alfa 8-13 Hz, Testere dişi dalgalar	Uyanıklığa benzer tarzda aktiviteler.	Rüyaların %80 i bu evrede görülür	%20 - 30

Uykuda solunum kasları dışındaki iskelet kaslarında da aktiviteler minimize olduğu, somatik ve vejetatif sistemlerde aktivitelerin azaldığı, somatik ve visseral restorasyonun sağlandığı düşünülmektedir [5]. Bu bilgi ile derin uykunun aslında metabolizmanın dinlenmesini sağlayan bir süreç olduğu anlaşılmaktadır.

REM veya yavaş dalga uykusunun, ortadan kaldırılmasından sonraki gecede telafi edercesine daha yoğun olarak görülmesi, yavaş dalga uykusunun ve REM evresinin uyku içerisinde önemli olduğu sonucunu göstermektedir. Hatta uyku süresi kısaltıldığında bile REM ve yavaş dalga süresinin (yüzde olarak) kendini koruduğu gözlemlenmektedir [5].

Beyin sapına ulaşan belirli seviyedeki uyarıların norepinefrinerjik nöronları içeren locu coeruleus'un (LC) uyarılması ile başlayan aktivitenin, beyin ve talamus aracılığıyla korteksi uyararak uyanıklığa katkıda bulunduğu bilinmektedir. Bu uyarılmışlık ve buna bağlı uyanıklık durumu asetilkolin, histamin, dopamin gibi nörotansmitter maddeler aracılığıyla meydana gelmektedir. Uyanıklığın sağlanmasında aktif rol alan bu maddelerin inhibisyonu, nöroendokrin değişmeler ve salgılanan peptid yapısında maddelerle uykunun başladığı ve sürdüğü düşünülmektedir. Şekil 2.2'de belirtilen nörotransmitter maddelerin iletimi gösterilmiştir. Aslında uyku ve uyanıklık döngüsü homeostatik düzenlemenin bir sonucudur. Akşam saatlerinde başlayan homeostatik düzenleme isteği uyanıklıkta harcanan enerjinin tekrar kazanılması için uyku gereksinimi olarak karşımıza çıkmaktadır [5].



Şekil 2.2 Nörotransmitter yolak [46]

Uykunun kontrolünde ilk basamak endojen faktörlerine (somnogen) dayanmaktadır ve bunlardan adenozin uyku yönlendirici nöronları aktif hale getirirken, uyanıklığa yönlendiren nöronları inhibe etmektedir. Adenozin miktarı hipoglisemi, nöbet ve uyanıklık sonrası artmaktadır. İkinci basamak ise uyanıklık zamanında meydana gelir. Bu basamakta suprachiasmatic nükleus aktif rol oynamaktadır. Bu yapı, retinal ganglion hücrelerden aldığı bilgiyi ventral supraventriküler bölgede yer alan dorsomedial hipotalamusa iletirler ve böylece uyku başlatıcı bölgeler inhibe olurken uyanıklığı sağlayan bölgeler aktive olmaktadır [6].

Uykuyu temel dinlenme gereksinimi olarak belirtsek de tarih boyunca uykunun ortaya çıkış nedeninde farklı teoriler ortaya atılmıştır. Enerji korunması yaklaşımının yanı sıra uzun süre uykudan mahrum bırakılan fare deneylerinde sıcaklığın 10 derece civarında arttığı böylece uykunun vücut sıcaklığını düşüren bir aktivite olduğu öne sürülmektedir. Böylece sıcaklık düzenleyici bir rol aldığı belirtilmiştir [7].

Ayrıca uyku, duyuların düzenlenmesinde etkin olan bir süreç olarak görülmektedir. Davranışsal (konsantrasyon, farklı olgulara odaklanma gibi) problemlerin uykusuzlukla ortaya çıkması, depresif ve hipokondriyak durumların oluşabilmesi söz konusudur. Buna bağlı olarak, NREM döneminin duyuların düzenlenmesinde etkin olduğu klinik gözlemlerle belirlenmiştir. Bu gözlemlerde, depresif hastaların NREM dönemlerinin daha kısa olduğu ve bu dönemlerde limbik yapılarının kontrol altına alındığı tespit edilmiştir [7].

NREM ve REM evreleri hafıza ve öğrenme üzerinde etkili görülmektedir. Uyku esnasında korteks ile hipokampus arasındaki bilgi alışverişinin REM evresinde belirsiz bağlantıların koparıldığı ve hafıza izlerinin belirginleştiği gözlemlenmiştir. Çeşitli çalışmalar, uyku sonrası algılama yetisinin geliştiğini ifade etmektedir [7].

2.3 Uyku Bozuklukları ve Uyku Apnesi

Uykunun fizyolojisi incelendiğinde, vücut bazal metabolizması ve beyin için ne derece önemli olduğu anlaşılmaktadır. Yalnız her zaman uyku parametreleri standart düzeninde devam etmemekte ve içerdiği farklı durumlar için patolojik sonuçlar doğurabilmektedir. Uyku bozuklukları dissomnia ve parasomnia olmak üzere iki başlık altında incelenmektedir.

2.3.1 Dissominalar

İnsomnia, uykuya dalma güçlüğüdür. Psikiyatri alanındaki hekimler bu hastalığı psikolojik bir takım sorunların yan etkisi olarak görmekte ve hastayı uyku laboratuvarına yönlendirmektedir. Bazı hekimler psikolojik rahatsızlığı giderilen bir hastanın uyku probleminin kalkacağını ifade ederken, bazı hekimler ise uyku probleminin birincil olarak çözülmesinden yana olmakta ve buna bağlı olarak ruhsal probleminin de giderileceği kanısındadır. Toplumda sıklıkla görülen fakat hastaların doktora başvurmadığı bir hastalıktır [1].

Hipersomnia, aşırı uyuma ve gündüz uyuklama durumu olarak ikiye ayrılmaktadır. Genellikle diğer psikiyatrik hastalıklara eşlik eden, nadiren tek başına ortaya çıkan bir hastalıktır. Her zaman patolojik özellik taşımamakla birlikte kalıtsal özellik de taşıyabilir. İleri derecede akciğer rahatsızlıklarında, karaciğer hastalıklarında, beyin lezyonlarında ve kalp yetmezliğinde de hipersomnia görülebilmektedir. Uyku-uyanıklık döngüsündeki bozukluklar, hastaların istedikleri saatlerde ve özellikle gece saatlerinde normal uyku süreçlerini olumsuz etkilemektedir. Bu tip hasta grubu genellikle gece çalışan kişilerden oluşmaktadır. Kronik yeti yitimi veya sosyal uyum sorunu bu hastalığın sonuçlarından [1].

Solunum ile ilgili uyku bozuklukları, obstruktif (tıkayıcı) uyku apnesi sendromu ve santral alveolar hipoventilasyon bozukluklarından oluşmaktadır. Genellikle hipersomnia belirtileri arasındadır. Uyku esnasında ani ölümler görülebilmektedir. Farmakolojik bir tedavisi yoktur. Nazal cerrahi, trakeostomi ve uvuloplasti gibi cerrahi tedavi yöntemleri uygulanmaktadır [1].

2.3.2 Parasomnialar

Uyku sırasında normalde herkes korkutucu rüyalar görebilmektedir. Bu durum genellikle kişiyi uykudan uyandırmaz. Fakat rüya sıkıntı bozukluğu, uykunun ileriki REM evrelerinde görülen ve kişiyi uyandırabilen bir durumdur. Kişinin normal hayatta çevre ile uyumunu bozar niteliktedir ve tekrarlanma durumu söz konusudur [1].

Uyku karabasanları, şiddetli korkutucu, panikletici bir durum yaratan genellikle uykunun ileriki NREM dönemlerde ortaya çıkan bir bozukluktur. Çocuklarda nispeten daha yaygın olmakla beraber kişinin kafasını karıştıran, rüya ile gerçeğin birbirine karışmasına neden olan geçici olarak yer bilgisini unutturan bir hastalıktır. Özel bir tedavi yöntemi yoktur [1].

Uyurgezerlik, uykuya daldıktan hemen sonra görülen ilgi çekici bir hastalıktır. Uykunun 1/3'lük döneminde NREM evresinde ortaya çıkar. Sıklıkla 10'lu yaşlara kadar görülebilmektedir. Kişi uykuya daldıktan sonra kalkarak yürüme, giyinme, tuvalete gitme, araba kullanma gibi hareketler yapmaktadır [1].

İlave olarak uykuya ilişkin epileptik nöbetler, anormal yutkunma sendromu, hemoliz, astım, kardiyovasküler bozukluklar da uyku ile ilgili hastalıklara örnek verilebilir [1].

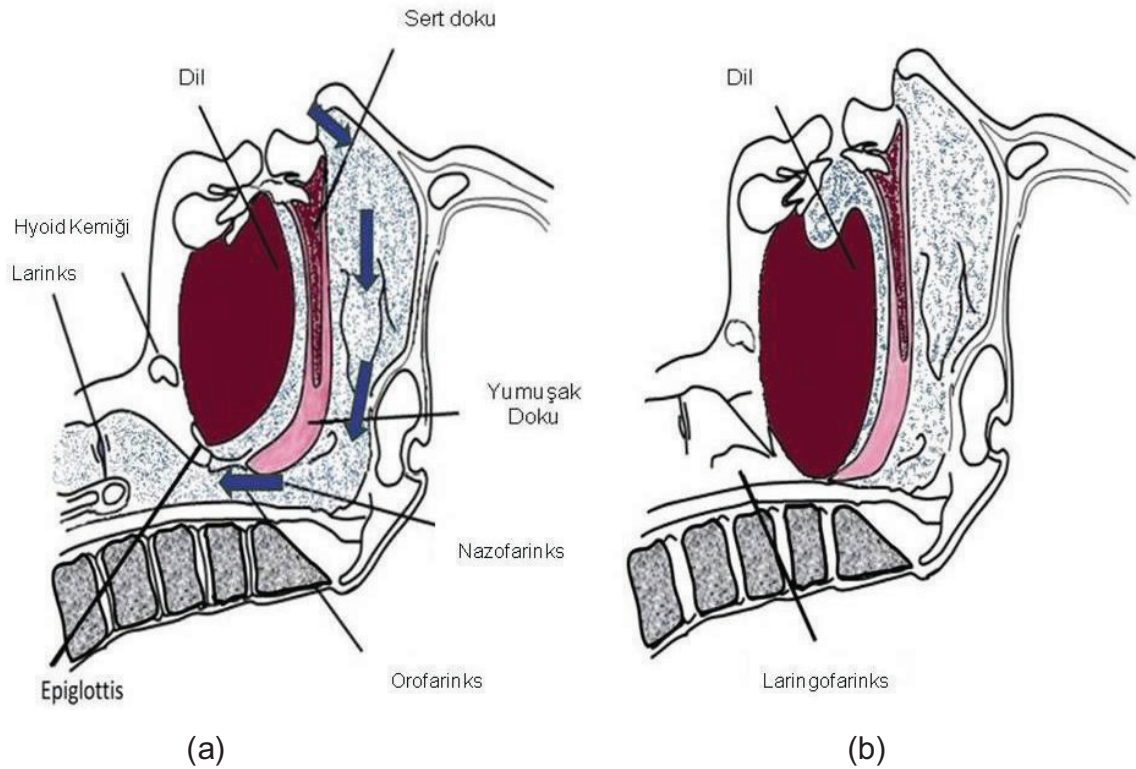
2.3.3 Uyku apnesi

Uyku apnesi, uykuda solunum bozukluklarının en önemlerinden biri olup, uyku esnasında solunumun en az 10 saniye boyunca durması olarak tanımlanmaktadır [8]. Apne literatürde ve klinik çalışmalarda solunum genliğinin %20 seviyelerine, hipopne ise %50 seviyelerine düşmesi ve kanın oksijen satürasyonunun %4 oranında azalması şeklinde tanımlanmaktadır. Solunum çabası sürerken ağızda ve burunda hava akımının olmaması obstruktif uyku apnesi (OUA), solunum çabası olmaksızın ağız ve burunda hava akımının olmaması santral uyku apnesi (SUA), başlangıçta merkezi uyku apnesi olarak görülüp sonrasında ise tıkayıcı olarak devam eden durum ise mikst uyku apnesi (MUA) olarak tanımlanmaktadır.

Şekil 2.3.a'da sağlıklı bireye ve Şekil 2.3.b'de apne hastasına ait solunum yolu anatomik görüntüsü yer almaktadır [15]. Sağlıklı bireye ait solunum yolunda herhangi bir tıkanıklık olmamasına rağmen apne tanılı hastaya ait şekilde dilin gerisinde kalan yumuşak doku kısmında meydana gelen sarkmanın solunum yolunu tıkadığı ve apneye neden olduğu görülmektedir [5].

Uykuda görülen toplam apne ve hipopne sayılarının saat cinsinden uyku süresine bölünmesi ile apne-hipopne indeksi (AHİ) elde edilir. AHİ 5-15 arası ise hafif, 16-30 arası orta ve 30'dan yukarı için ağır uyku apnesi olarak tanımlanmaktadır [5]. AHİ sayısına solunumsal aurosal gibi diğer solunuma bağlı fizyolojik olayların dâhil edilmesi ile solunum bozukluğu indeksi (SBI) elde edilir.

Tıkanıcı uyku apnesi toplumda en çok görülen apne çeşididir. OUA'de diyaframda ve interkostal kaslarda aktivite söz konusu iken solunum yolunda hava akışı durmuştur. Tıkanmayı gidermek için göğüs ve karın bölgesinde yoğun bir kas aktivitesi dikkati çekmektedir [5].



Şekil 2.3. a) Sağlıklı bireyin solunum yolu, b) Apne hastasının solunum yolu [15]

OUA hipertansiyon, insülin direnci, felç, aritmi, ateroskleroz ve depresyonun dahil olduğu bir çok kardiyovasküler, nörolojik, endokrinolojik hastalığın gelişmesinde ve ilerlemesinde önemli etkenler arasında yer almaktadır. OUA altında yatan patofizyolojik mekanizmalar, apne sonucu gelişen hipoksemi, artmış sempatik aktivite, oksidatif stres, inflamasyon ve endotel disfonksiyon gösterilebilir. OUA sendromuna ait patofizyolojik mekanizmalar; sempatik hiperaktivasyon, endotel disfonksiyonu, artmış oksidatif stres, artmış sistematik inflamasyon, hiperkoagulopati, hiperleptinemi şeklinde sıralanabilir [9].

Normal uyku sırasında sempatik aktivite azalmakla beraber derin uyku durumunda kalp atım hızında, kas tonusunda, kan basıncında, kalp atım hacminde (stroke volume), kardiyak çıkışında ve sistemik vasküler dirençte bir azalma görülmektedir. Herhangi bir müdahalede bulunulmamış uyku apnesi hastalarında ise sempatik aktivitede anormal bir artma ve buna bağlı olarak kan basıncında artış meydana gelmektedir [10].

Uyku apnesi solunum açısından incelendiğinde basit bir mekanik problemmiş gibi görünmesine karşın altında yatan biyokimyasal olaylar ve ilişkilendirildiği hastalıklar ciddi boyutlara ulaşmıştır. Uyku sırasında görülen oksijen desatürasyonlarının ciddiyeti ve süresine bağlı olarak koroner problem olaylarında artış gözlemlenebilmektedir. Fibrinojen, plazminojen aktifleyicisinin inhibisyonu ve fibrinolitik aktivitede azalma endotel fonksiyonlarının bozulmasına ve ateroskleroza neden olmaktadır [11].

Metabolik sendrom (MS) insülin direnci, obezite ve kardiyovasküler morbidite ve mortalitenin belirgin artış gösterdiği; ateroskleroz, akut koroner sendrom ve ani ölüm ile seyreden sistemik hastalıkların birbirine eklendiği genel popülasyonda yaygın olarak görülen bir hastalıktır. MS sıklığı Türk popülasyonunda %30-40 olarak görülmüştür. Metabolik sendrom ve OUA birbiriyle iç içe giren, karmaşık fizyopatolojik olayların etkileşimi ile birbirini tamamlayan bazen tek bir hastalıkmiş gibi kabul görmektedir. Kanbay vd.'nin çalışmasında OUA hastalarının MS sıklığı %39,7 olarak saptanmış ve ayrıca OUA derecesinin artması ile MS sıklığının da arttığı gözlemlenmiştir [11].

Uyku apnesi hastalarında gece meydana gelen ve gündüz devam eden sempatik aktivite artışı mevcuttur. Kario'nun belirttiği üzere, uyku apnesi ile hipertansiyon arasında obezite ve yaş faktörlerinden bağımsız bir ilişki söz konusudur [12]. Apne sonrası ortaya çıkan uyanma (aurosas olayı) ve kortikal merkezlerde solunumun tekrar sağlanması sempatik aktivite artışına ve vagal tonusun azalmasına neden olur. Böylece apne sonrası dönemde kalp atım hızında belirgin bir artış olmaktadır. Becker vd., OUA' de en sık rastlanan aritmilerin sinüzodial bradikardi, sinüzodial duraklama, kalp hızının sıklık değişimi olduğunu bildirmiştir [13]. OUA sendromunun insülin direncine yol açtığı ve OUA şiddetinin artması ile diyabetik hastalarda şeker regülasyonunun sağlanmasında problemler çıkmaktadır [14]. Ayrıca konjestif kalp yetmezliği hastalarının %11-32 'lik kısmını OUA sendromu taşımaktadır. Ejeksiyon fraksiyonu %30'dan az olan ardışık 81 kalp yetmezliği hastasının %51'inde ciddi derecede uyku solunum bozukluğu görülmüştür [9].

Günümüzde uyku araştırmalarının büyük çoğunluğunu, uyku esnasında meydana gelen fizyolojik bozukluklar ve bunlar içinde uykuda solunum bozuklukları oluşturmaktadır. Uyku apnesi hastalığı, derin uyku olarak tanımlanan ve delta aktivitesinin baskın olduğu NREM3 ve NREM4 evrelerinde azalma veya tamamen ortadan kalkması şeklinde görülmektedir. Solunum bozukluğu esnasında kemoreseptörler tarafından merkezi sinir sistemi yöneticisi olan beyin uyarılmakta ve cevap olarak beyinden uyanma komutu (aurosas) gönderilmektedir. Bu durumun tüm gece boyunca tekrarlanması ve sürekli uykunun bölünmesi kişide olumsuz etkiler meydana getirmektedir.

Toplumda 40 yaş ve üstü yetişkin nüfusun %3'ü üst solunum yolu düzensizliklerinin neden olduğu çeşitli uyku bozukluklarından muzdariptir. Uykuda solunum bozukluğu göstergesi olan horlama sorununun erişkin erkeklerin %25'ini etkilediği düşünülmektedir [23].

Uykuda solunum olaylarına bağlı olarak kalbin çalışma şeklinde meydana gelen değişimler, uyku çalışmalarında EKG sinyallerinin incelenmesine temel oluşturmaktadır.

2.3.4 Uyku apnesi teşhis ve tedavi yöntemleri

Uyku apnesi, uyku bozukluğu şikâyeti ile başvuran hastaların uyku laboratuvarında bir veya iki gece gözlemlenmesi ile tespit edilen hastalıklardan sadece biridir. Uyku apnesini önemli kılan temel neden, toplumda görülme sıklığı ve ciddi sağlık problemlerine neden olabilmesidir.

Uyku çalışmalarında kullanılan temel yöntem polisomnografik (PSG) kayıt alma işlemidir. PSG yöntemi uyku apnesinin tespitinde altın standart olarak kabul edilmektedir. PSG cihazı 12-30 kanal arasında çeşitli elektro-fizyolojik sinyallerin alındığı bir kayıt sistemidir. PSG kaydında temel olarak, aşağıdaki fizyolojik sinyaller yer almaktadır.

- EEG
- EKG
- Elektromiyogram (EMG, kasların elektriksel aktivitesinin ölçülmesi)
- Elektrokülogram (EOG, göz kasının elektriksel aktivitesinin ölçülmesi)
- Solunum genliği (Termistör sensörünün kullanımı söz konusudur)
- Toraks ve abdominal genlik değişimi (solunum çabasını ifade eder)
- Horlama sesi
- Oksijen satürasyonu (SPO2)
- Vücut pozisyonu

Uyku laboratuvarlarında PSG ile yapılan çalışmalarda, hekim EEG sinyallerini yeterince yorumlayamamaktadır. Sadece k-kompleks, uyku içiği gibi spesifik dalgaları görebilmektedir. Merkezi sinir sisteminin en önemli elektro-fizyolojik sinyali olan EEG'nin makro ve mikro bağlamda yorumlanması, hastanın özellikle tedavi öncesi ve sonrasındaki EEG değişiminin incelenmesi önemlidir. Hekimlerin PSG kayıtlarında nörofizyolojik sinyallerin yorumlanmasında yetersiz kalmaları, mühendislik araştırmalarının bu sinyallere doğru yönelmesinin temel nedenidir [16].

Nörofizyolojik sinyallerin doğru yorumlanabildiği ve ticari kullanımını söz konusu olduğu durumda, kullanımı zahmetli ve maliyetli olan PSG cihazına alternatif olarak görülebilir.

Uyku apnesinin tedavisinde CPAP (sürekli pozitif hava yolu basıncı), BPAP (iki yönlü pozitif hava yolu basıncı), intraoral cihazlar, ilaçlar ve çeşitli cerrahi yöntemler kullanılmaktadır. Uyku apnesi tedavisinde en çok kullanılan yöntem CPAP terapi cihazıdır. Hastanın konforu için maske seçimi önemlidir. CPAP kullanımı ile ilgili maske uyumu, titrasyon ve ilave nemlendirici ünitesi önemli parametrelerdir. CPAP terapisi, uzman hemşire veya teknisyenden devam edilmemesi yönünde uyarı gelmedikçe ve titrasyon ile ilgili sorun yaşanmadıkça bırakılmamalıdır [17]. Uyku apnesinin bir başka yolu da yaşam biçiminin değiştirilmesidir. Gece uykusunun daha düzenli ve konforlu olması açısından seçilen yatak, özel yastıklar ve doğru beslenme gibi faktörler göz önünde bulundurulmalıdır.

Cerrahi yöntemler olarak sıklıkla uvulopalatofaringoplasti (UPPP) ve trakeostomi yöntemleri uygulanmaktadır. Bunun yanında lazer destekli uvuloplasti (LAUP), uvulopalatal flap gibi UPPP modifikasyonu cerrahi yöntemler de mevcuttur. Diğer uygulanan yöntemler ise nasal septum, çene kemiği (mandibular) ve suprahoid kas cerrahisi olarak sıralanabilir [17].

Ağız içi apareyler 1980 yılının başlarında Kuzey Amerika'da araştırılmaya başlanmıştır. Bu dönemde damak kaldırıncılar, dili ileride tutan aygıtlar ve mandibulayı öne alan araçlar ön plandadır. 1902 yılına kadar dental apareyler araştırma konusu olmuştur. Günümüzde apne tedavisinde alternatif bir yöntem olarak ilgi görmektedir [23].

2.3.5 Uvulopalatopharyngoplasty (UPPP) cerrahi yöntemi

Uvula uzantısının oluşturduğu yumuşak dokunun sarkması ile solunum yolunda tıkanıklık meydana gelmekte ve bu durum uyku apnesini ortaya çıkarmaktadır.

UPPP cerrahi operasyonu her iki tonsilin alınması, tonsil çukurunun üst bölümündeki yağ dokunun alınması, yumuşak dokunun alınması, yağ dokusunun submukozal kısmının ayrılıp çıkarılması, tonsil çukurunun kapatılması, işlemlerini içermektedir [19].

UPPP işlemi yaklaşık bir saat sürmektedir. Genel anestezi uygulanan hastalar ameliyat sonrası yaklaşık 2 hafta süren ağrılı bir süreç yaşamaktadırlar. Bu süreç yaşlı hastalarda daha belirgin görülmektedir. UPPP apne hastalığını gidermede etkin olmasıyla birlikte, ameliyat sonrası belirli bir süreyle CPAP kullanımı da tedavide önemli katkı sağlamaktadır. UPPP için alternatif olarak kilo verme ve CPAP kullanımı da söz konusudur [18].

Bütün cerrahi yöntemlerde risk söz konusudur. Özellikle ameliyat esnasında ve sonrasında meydana gelen kanama durumu ciddi riskler oluşturmaktadır. UPPP'de kanama olayı ameliyat sonrası 5-10 dakika içerisinde meydana gelebilmekte ve bu sorunun giderilmesi için ilave bir cerrahi müdahale gerekebilmektedir [18].

Ameliyat sonrası aspirin gibi kan viskozitesini arttıran ilaçlardan uzak durulmalı ve ağırlık kaldırma gibi egzersizlerden kaçınılmalıdır. Ameliyat sonrası 3 hafta boyunca uçakla seyahat edilmemeli ve benzer basınç farkına sebep olan ortamlardan kaçınılmalıdır. Kanama riskini minimize etmek ve ağrıyı azaltmak için bol sıvı tüketilmelidir. Beslenmede hafif diyet önerilmektedir [18].

Apne hastaları için kesin bir cerrahi prosedürü belirlenmemektedir. Çünkü apne hastanın ağırlığı, boy, boyun çevresi, vücut biçimi, yaş, cinsiyet, iskelet biçimsizliği, yumuşak doku anatomisi ve genel sağlık durumu gibi parametrelerle ilişkilidir. Apneye neden olan fizyo-patolojik durum kesin bir şekilde belirlenemediğinden, bazı kliniklerde UPPP dahilindeki prosedürler tek tek uygulanarak, sorunun giderilip giderilmediği kontrol edilmektedir. Böylece gereksiz cerrahi müdahalelerin önüne geçilmektedir. Bu nedenle, cerrahi tedavi diğer tedavi yöntemleri yetersiz kaldığı durumda son çare olarak uygulanmaktadır [20].

Literatürde uyku apnesi üzerine çok çeşitli çalışmalar yer almaktadır. Bu bölümde, uyku apnesi ile EKG ve EEG fizyolojik sinyalleri arasındaki ilişkiye yönelik yapılan çalışmalar özetlenmiştir. Çizelge 2.2'deki BKI boy-kütle indeksini, FEV1 bir saniyedeki zorlu ekspiratuar hacmi, FVC hayati kapasiteyi, SN horlama sayısını, ESS sayısı uyku süresini ifade etmektedir.

Çizelge 2.2 Hastaların özellikleri

Parametre	Ortanca değeri
BKI (kg/m ²)	27,6 (25,0-30,1)
Yaş	47,0 (44,0-51,0)
PaO ₂ (mmHg)	84,0 (81,0-88,0)
PaCO ₂ (mmHg)	37,0 (35,0-40,0)
FEV1 (% pred)	103,0 (101,0-108,0)
FVC (% pred)	103,0 (98,0-108,0)
SN sayısı	4 (4-4)
ESS değeri	11,5 (7,0-17,0)

AHI'si 20'den küçük olan hastalar için genel başarısı yaklaşık %40 olan UPPP cerrahi yönteminin hangi tür hastalara fayda vereceği önceden tahmin edilememektedir. Bunun yanında, uzun dönem yan etki ve faydaları henüz tam olarak anlaşılammıştır. Guang vd. tarafından UPPP'nin uzun ve kısa dönemdeki etkilerinin incelenmesine yönelik bir klinik çalışma yapılmıştır. Bu çalışmaya göre UPPP sonrası 5 yıllık süreç kısa dönem, daha uzun süreler ise uzun dönem olarak kabul edilmiştir. Çalışma, yaşları 31 ile 67 arasında değişen 15 kişilik bir hasta grubu üzerinde gerçekleştirilmiştir. Cerrahi operasyon öncesi boy kitle indeksi 20.2 ile 30.1 kg/m² arasında olan grubun operasyon sonrası değerleri 22.8-32.8 kg/m² seviyesine yükselmiştir. Ameliyat sonrası SBI değerlerinde %50'lik azalma olan hasta grubunda, ameliyat başarımı %66.7'den (kısa dönem) %33.3 'e (uzun dönem) düşmüştür [21].

Bir başka çalışmada ise Çizelge 2.2'de ifade edilen özelliklere sahip hasta grubu incelenmiştir. UPPP ameliyatından 114 gün sonrası hastaların tüm gece uyku kayıtları incelenmiştir [21].

EEG (c3a2, c4a1), EOG, EMG, bacak ve çene kasları, kalp atım hızı, torakoabdominal sinyal, oksijen satürasyonu, oronasal hava akışı, üst solunum yolu basıncı ölçümleri alınmıştır. Polisomnografi kayıtlarında uyku evrelerine göre skorlama (apne, hipopne, arousal v.b.) işlemi yapılmıştır [21].

Söz konusu çalışmada, Çizelge 2.3'te gösterilen parametrelerin UPPP cerrahi yöntemi öncesi ve sonrası ölçümleri bulunmaktadır. Çizelge incelendiğinde UPPP cerrahi yönteminin horlama sayısı ve uyku süresine etkisinin diğerlerinden istatistiksel bağlamda daha baskın olduğu görülmektedir. Çizelge 2.4 incelendiğinde UPPP öncesi ve sonrasındaki değişimlerden SBI'nın ameliyat başarımını ifade etmekte yetersiz olduğu görülmektedir. Çünkü SBI anlamlı bir değişim göstermemektedir. Yapılan çalışmalar, SBI ile kan oksijen satürasyonu gibi ölçümlerin uyku apnesi karakteristiğini, nörofizyolojik nedenleri ve ameliyat başarımını ifade etmede yeterli görülmediğini göstermiştir. Bunun yanında EKG ve EEG gibi elektro-fizyolojik ölçümlerin daha spesifik göstergeler olabileceği yorumlanmıştır [21]. İfade edilen bu kuramsal temellerin ışığında toplum ve birey açısından önemli etkileri olan uyku apnesi hastalığının en yaygın tedavisi UPPP yönteminin başarımlı testi önemli görülmektedir.

Çizelge 2.3 Ameliyat öncesi ve sonrası fizyolojik parametreler

Parametre	Ameliyat öncesi	Ameliyat sonrası	P değeri
VKI (kg/m ²)	27,6 (25,1-30,1)	27,5 (25,3±30,0)	-
PaO ₂ (mmHg)	84,0 (81,0-88,0)	85,0 (81,0±90,0)	-
PaCO ₂ (mmHg)	37,0 (35,0-40,0)	37,5 (37,0±41,0)	-
SN sayısı	4 (4-4)	1 (0±2)	0,007
ESS değeri	11,5 (7,0-17,0)	5,0 (3,0±8,0)	0,005
TST (dakika)	338,0 (300-375,5)	349,0 (326,0±376,5)	-
Wake (dakika)	154,7 (117,5-203,0)	115,2 (103,0±133,0)	-
NREM (dakika)	312,7 (251,0-317,0)	300,5 (279,0±317,5)	-
REM (dakika)	54,7 (36,0-67,5)	63,0 (50,0±84,0)	-
Uyku yeterliliği (%)	67,8 (57,8±75,1)	73,7 (70,8±75,9)	-
ARI (sayı/saat) (n=5)	24,6 (19,1±42,1)	24,2 (21,5±29,8)	-
RDI (sayı/saat)	19,8 (16,9±27,5)	17,5 (8,2±44,5)	-
Ortalama doyum (%)	93,0 (91,0±95,0)	94,0 (93,0±94,0)	0,001
Horlama süresi (dakika)	109,2 (88,3±246,9)	32,8 (18,1±86,7)	-

Çizelge 2.4 Ameliyat öncesi ve sonrası solunum bozukluğu indeksi parametreleri

Hasta	Ameliyat öncesi				Ameliyat sonrası			
	NP (%)	PO (%)	OL (%)	SBI	NP (%)	PO (%)	OL (%)	SBI
VW	87	13		16,6	100			21,5
RA		100		20,9				0,5
NO	24	76		29,8	95	5		44,5
TH	7,3	91,7	1,0	66,8	9,8	61,8	28,4	66,1
JA		93	7	18,5	5,7	51,4	42,8	47,1
VE	16,7	83,3		27,5	25	25	50	21,0
OP		100		16,9				0,6
MO		86,8	13,2	18,7	54,8	45,2		8,2
DE	10,9	89,1		27,5			100	11,5
PI		40,9	59,1	14,0			100	14,0

*NP: Nazofarinks, PO: Orofarinks, OL: Dil kökü, SBI: Solunum bozukluğu indeksi

3. MATERYAL VE YÖNTEM

"Uyku Apnesi Parametrelerinin Cerrahi Tedavi Öncesi Ve Sonrasında Değerlendirilmesi" yüksek lisans tezi kapsamında kullanılan EEG ve EKG hasta kayıtları Dışkapı Yıldırım Beyazıt Eğitim Araştırma Hastanesi uyku laboratuvarından temin edilmiştir. EEG kayıtları 256 Hz, EKG kayıtları 512 Hz örnekleme frekansına ve 16 bit çözünürlüğe sahiptir. Kayıtları kullanılan hastaların demografik özellikleri Çizelge 3.1'de görülmektedir. Çalışmada kullanılmak üzere 45±16 yaş grubu hastalara ait 21 adet kayıt ele alınmıştır.

Çizelge 3.1 Hasta demografik özellikleri

Hasta No	Yaş	BKI	UPPP öncesi- AHI	UPPP öncesi- SBI	UPPP sonrası- AHI	UPPP sonrası- SBI
1 erkek	30	33,0	13,7	13,9	29,9	30,2
2 erkek	41	29,3	27,2	27,4	19,7	20,8
3 erkek	57	26,8	13,8	13,8	21,1	33,8
4 kadın	57	33,2	25,2	25,2	18,4	19,8
5 kadın	56	31,2	10,6	11,8	11,1	11,3
6 erkek	51	26,3	13,8	13,8	42,9	42,9
7 erkek	37	28,3	1,8	1,8	2,8	4,1
8 erkek	44	30,8	7,2	7,4	5,7	11,9
9 erkek	40	25,0	16,4	17,7	6,9	8,9
10 erkek	41	30,0	12,2	20,0	5,3	14,2
11 erkek	39	25,0	22,6	22,7	7,1	10,4
12 erkek	37	27,3	19,3	19,3	8,5	8,7
13 erkek	58	26,4	10,2	13,4	25,6	28,0
14 erkek	44	25,9	33,8	33,8	20,3	28,7
15 erkek	36	28,4	30,9	30,9	33,2	33,3
16 erkek	51	27,7	8,2	9,5	6,8	7,1
17 erkek	33	27,3	12,3	13,2	9,7	12,2
18 erkek	51	24,1	13,0	13,6	6,9	6,9
19 erkek	45	29,6	34,1	34,1	6,5	6,5
20 erkek	36	39,2	4,5	8	6,4	7,3
21 erkek	59	25,7	10,8	11,2	15,4	25,6
Ortalama	45,10	28,99	16,24	17,23	14,80	17,69

*SBI: Solunum Bozukluğu İndeksi AHI: Apne-Hipopne İndeksi BKİ: Boy Kütle İndeksi

3.1 EKG ve EEG Kayıtlarının Hazırlanması

Polisomnografi cihazından alınan EKG ve EEG kayıtları "edf (european data format)" formatındadır. Kayıtlar matlab ortamında analiz edilebilmesi için sırasıyla ascii (American Standard Code for Information Interchange) ve mat-file formatlarına dönüştürülmüştür.

PSG cihazı ile sinyallerin elde edilmesi sırasında elektrotların ters bağlanması, hastanın uyku esnasında sinyallerde gürültü yaratan hareketleri ve diğer çevresel faktörlerden kaynaklanan gürültüler EEG ve EKG sinyallerini etkilemektedir. Gürültü içeren sinyaller, analiz edilebilmesi için gürültülerinden arındırılmıştır. EKG sinyallerinde R dalgası tespiti önemli olduğu için QRS kompleksini daha belirgin yapmak ve diğer gürültüleri yok etmek için 5-30 Hz arasını geçiren beşinci derece butterworth bant geçiren filtre uygulanmıştır. Bunun dışında alçak geçiren filtre olarak zaman bölgesi filtreler kullanılmıştır.

R dalgası tespitinde kullanılan en eski yöntem Pan-Tompkins algoritmasıdır. Bu çalışmada R dalgası tespitinde, Pan-Tompkins algoritması, teager enerji operatörü, ayırık dalgacık dönüşümü ve şablon eşleştirme yöntemleri kullanılmıştır.

3.2 Pan-Tompkins Algoritması

Pan-Tompkins algoritması içerisinde bir çok işlem basamağını barındırmaktadır. Bu algoritma, R dalgası tespitinde kullanılan en eski yöntemlerden biridir. Bu algoritmada öncelikle ham EKG sinyali yüksek ve alçak geçiren filtrelerin kaskat bağlantısı ile oluşturulan bir bant geçiren filtreden geçirilmektedir. Böylece sinyal üzerindeki gürültüler ve R dalgası tespitinde sorun çıkarabilecek sinyal kısımları çıkarılmaktadır. Daha sonra süzgeçlenmiş EKG sinyalinin türevi alınmaktadır. Türev operatöründen geçirilen sinyalin karesi ve hareketli pencere ile integrali alınarak negatif kısımları yok edilmektedir. R dalgası QRS kompleksi içerisinde yüksek eğime sahip bir forma sahiptir ve bu nedenle türev operatörü, QRS kompleksinin eğimi ile ilgili bilgi vermektedir. İntegral işlemi ise QRS kompleksi genişliği ve eğimi ile karakterizedir.

Bant geçiren filtre 5-11 Hz arasını geçirmekte ve böylece 50 Hz şebeke gürültüsünü, kas gürültülerini ve T dalgası etkisinin yok edilmesini sağlamaktadır. Kullanılan alçak geçiren filtre transfer fonksiyonu eşitlik 3.1'de gösterilmektedir. Kesim frekansı 11 Hz olan alçak geçiren filtre fark denklemi ise eşitlik 3.2'de yer almaktadır.

$$H(z) = \frac{(1 - z^{-6})^2}{(1 - z^{-1})^2} \quad (3.1)$$

$$y(nT) = 2y(nT - T) - y(nT - 2T) + x(nT) - 2x(nT - 6T) + x(nT - 12T) \quad (3.2)$$

Algoritmada 5 Hz kesim frekansına sahip yüksek geçiren filtre kullanılmaktadır ve eşitlik 3.3'te transfer fonksiyonu yer almaktadır. Eşitlik 3.4'de ise fark denklemi gösterilmektedir.

$$H(z) = \frac{(-1 + 32z^{-16} + z^{-32})}{(1 + z^{-1})} \quad (3.3)$$

$$y(nT) = 32x(nT - 16T) - [y(nT - T)] + x(nT) - x(nT - 32T) \quad (3.4)$$

Türev operatörüne ait transfer fonksiyonu eşitlik 3.5'te ifade edilmektedir. Fark denklemi ise eşitlik 3.6'da gösterilmektedir.

$$H(z) = \frac{1}{8T} (-z^{-2} - 2z^{-1} + 2z^1 + z^2) \quad (3.5)$$

$$y(nT) = \frac{1}{8T} [-x(nT - 2T) - 2x(nT - T) + 2x(nT + T) + x(nT + 2T)] \quad (3.6)$$

Türev işlemi sonrası sinyalin karesi alınmaktadır ve eşitlik 3.7'deki transfer fonksiyonu gösterilen hareketli pencere integral işleminden geçirilmektedir.

$$y(nT) = (1/N)[x(nT - (N-1)T) + (x(nT - (N-2)T)) + \dots + x(nT)] \quad (3.7)$$

Sayısal olarak gerçekleştirilen Pan Tompkins algoritması analog olarak gelişmiş mikroişlemciler ile gerçekleştirilebilmektedir. Sinyal üzerinde uygulanan alçak geçiren filtre 6, yüksek geçiren filtre 16, türev operatörü 2 örnek gecikme meydana getirmektedir [24].

Pan-Tompkins yöntemi bu çalışma kapsamında denenmiştir fakat sinyal üzerindeki çeşitli gürültülerin etkisiyle yanlış R tespiti veya tespit edememe durumlarından dolayı tercih edilmemiştir.

3.3 Teager Enerji Operatörü

Teager enerji operatörü (TEO), sualtı teknolojilerinden modülasyon tekniklerine kadar birçok alanda kullanılan bir yöntemdir [28]. Ayrıca TEO bir boyutlu ve iki boyutlu sinyal işlemede, doğrusal olmayan taşıyıcı operatör olarak tanımlanan ve haberleşmede genlik modülasyon sinyallerinin zarfının bulunmasında uygulanan bir yöntem olarak karşımıza çıkmaktadır [29].

Ayrıca literatürde TEO' nun biyomedikal amaçlı uygulamaları da mevcuttur. R dalgası tespitinde kullanıldığı gibi [8,9] kalp atım hızı değişkenliği üzerinde de uygulamaları mevcuttur.

Teager enerji operatörü, kesikli ve sürekli zaman sinyallerde sıklıkla kullanılan ve sinyal içerisinde hızlı değişimleri daha belirgin hale getiren bir operatördür. Eşitlik 3.8 ve eşitlik 3.9'da TEO' nun sırasıyla sürekli ve kesikli zaman gösterimleri yer almaktadır.

$$\Psi[x(t)] \triangleq \left(\frac{dx(t)}{dt} \right)^2 - x(t) \frac{d^2x(t)}{dt^2} \quad (3.8)$$

$$\Psi[x(n)] = x^2(n) - x(n+1)x(n-1) \quad (3.9)$$

Örneğin, bir çalışmada, kalp atım hızı değişkenliğinin konjesyona bağlı kalp yetmezliğinde önemli bir parametre olmasından dolayı, TEO tabanlı doğrusal olmayan dağılım yöntemlerinin kullanıldığı ve bu sayede konjestif kalp yetmezi hastaları ile normal bireylerin birbirinden ayrılabilirdiği bildirilmiştir [32].

3.4 Dalgacık Dönüşümü

Dalgacık dönüşümü gürültülere karşı daha az hassasiyet gösteren ve durağan olmayan sinyallerde uygulanabilen bir yöntemdir. Örneğin Fourier dönüşümü sinyalin frekansı hakkında bilgi vermektedir. İçerisinde farklı frekans bileşenleri barındıran bir sinyalin hangi zaman aralığında bu frekansı içerdiği bilgisi Fourier dönüşümü ile ifade edilememektedir. Buna karşın dalgacık dönüşümü frekans bilgisi yanında zaman bilgisi de vermektedir [30]. Dalgacık ifadesi ilk defa 1909 yılında Alfred Haar tarafından ortaya atılmıştır [33].

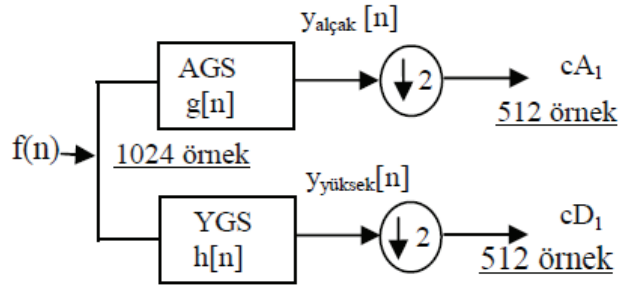
Dalgacık dönüşümü literatürde farklı amaçlarda kullanılmıştır. EKG üzerinde QRS tespit etme işlemi [35], tıkaçıcı uyku apnesi ve merkezi uyku apnesinin sınıflandırılması [36], EKG üzerindeki alçak frekans gürültülerin yok edilmesi [37] gibi çalışmalarda kullanılmıştır.

Sürekli dalgacık dönüşümü (SDD) ve ayrık dalgacık dönüşümü yöntemleri araştırmalarda sıkça kullanılmaktadır. Ayrık dalgacık dönüşümü eşitlik 3.10'daki sürekli dalgacık dönüşümünün fazla işlem yükü getirmesinden dolayı geliştirilmiştir.

$$SDD(a,b) = \int_{-\infty}^{\infty} x(t)\psi_{a,b}(t)dt \quad (3.10)$$

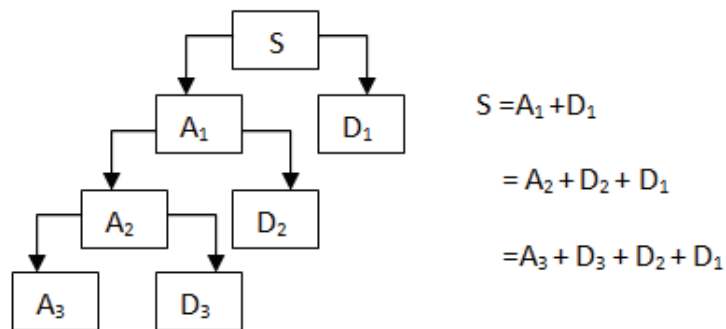
Sürekli dalgacık dönüşümü $x(t)$ gibi bir sinyalin $\psi(t)$ dalgacık fonksiyonunun ölçeklendirilmesi ve kaydırılmış hali ile çarpılıp tüm sinyal boyunca toplanması ile elde edilmektedir [34].

Ayrık dalgacık dönüşümü, sürekli dalgacık dönüşümündeki ölçekleme ve öteleme işleminin ikinin üsleri şeklinde uygulanması ile farklılık göstermektedir [34]. Aslında dalgacık dönüşümü sinyalin sayısal filtreler kullanarak zaman ve konum bilgilerini içeren bileşenlerine ayrıştırılmasından başka bir şey değildir. Dalgacık dönüşümü sinyallerin bileşenlerine ayrılması temeline dayanmaktadır ve sinyal istenilen seviyede alt bantlarına ayrıştırılmaktadır. Şekil 3.1'de örnek bir $f(n)$ sinyalinin bir seviyeli alt bantlarına ayrıştırılma biçimi yer almaktadır.



Şekil 3.1 Sinyalin bir seviyeli bileşenlerine ayrılması

Örnek bir $f(n)$ sinyaline uygulanan alçak geçiren ve yüksek geçiren filtreler ile cA_1 ve cD_1 çıkışları elde edilmektedir. Burada cA_1 yüksek ölçekli alçak frekanslı bileşenleri, cD_1 ise düşük ölçekli yüksek frekans bileşenleri ifade etmektedir. Başlangıçta sinyalin 1024 örnek olduğu kabul edilirse yukarı örnekleme ile 2048 örnek elde edilir. Bu durumu önlemek için iki ile aşağı örnekleme (down sampling) yapılır ve 512 örneklilik katsayılar elde edilir. Aşağı örnekleme ile ölçek iki katına çıkmaktadır ve çözünürlük yarıya inmektedir. 1024 örneklilik bir sinyal en fazla 10. seviyeye kadar ayrıştırılabilmektedir ($2^{10}=1024$). Temel bir dalgacık dönüştürme ağacı Şekil 3.2'de yer almaktadır.



Şekil 3.2 Dalgacık ayrıştırma ağacı

Dalgacık dönüşümünde dalgacık seçimi önemlidir. Genellikle belirgin bir kural yoktur. Analiz edilecek sinyale en çok benzeyen dalgacık tercih edilmektedir. Bu da her zaman en doğru sonucu vermeyebilir. Bu nedenle dalgacıkların tümünün denenmesi önerilmektedir [34].

3.5 Güç Spektral Yoğunluğu Analizi

Güç spektral analizinin temeli durağan rastgele bir sistemin sonlu uzunluktaki bir sinyalin frekans bandı üzerindeki güç dağılımını tahmin etme işlemlerine dayanmaktadır. Elektromanyetik, haberleşme, tıp, ekonomi, meteoroloji, astronomi, radar ve sonar sistemlerinde güç spektral analiz işlemleri sıklıkla kullanılmaktadır.

Spektral analiz işlemlerinde iki temel yaklaşım söz konusudur. Bunlar parametrik ve parametrik olmayan yöntemler olarak adlandırılmaktadır. Parametrik olmayan yöntemler güç spektral yoğunluğunun temel tanımlarını kullanan ve sinyal üzerinde varsayım ortaya koymayan yaklaşımlardır. Buna karşın, parametrik yöntemler sinyal için varsayılan bir model ortaya koyup, bu model için parametreler oluşturmaktadır. Eğer sinyal önerilen model için gereken özellikleri sağlıyorsa parametrik yöntemler daha iyi performans gösterirler. Eğer böyle bir uyum söz konusu değilse parametrik olmayan yöntemler tercih edilmelidir. Parametrik yöntemler uzun dönem kayıtlarında tercih edilmemektedir.

3.5.1 Güç spektral yoğunluğu

Güç spektral yoğunluğu (GSY), sinyalin frekans bandı üzerindeki güç dağılımı olarak düşünülebilir. Bir sinyalin gücü karesi alınarak hesaplanmaktadır. Fourier dönüşümü olmayan bir sinyalin güç spektral yoğunluğu sinyalin oto ilinti ($R(t)$) fonksiyonunun Fourier dönüşümü alınarak hesaplanmaktadır. Eşitlik 3.11'de güç spektral yoğunluk denklemi bulunmaktadır.

$$S(f) = \int_{-\infty}^{\infty} R(\tau) e^{-2\pi i f \tau} d\tau = F(R(\tau)) \quad (3.11)$$

Güç spektral yoğunluğunun spektral analiz yöntemleri ile ilintisi açısından tanımlamaları yapılmıştır. Güç spektral yoğunluğu, kovaryans dizisinin ($r(k)$) kısa zamanlı Fourier dönüşümü olarak tanımlanmaktadır ($\phi(w)$).

$$\phi(w) = \sum_{k=-\infty}^{\infty} r(k) e^{jwk} \quad (3.12)$$

GSY'nin ikinci tanımı, birinci tanımın varsayım altındaki ifadesi olarak gösterilmektedir ve eşitlik 3.13'de tanımlanmaktadır.

$$\phi(w) = \lim_{N \rightarrow \infty} E \left\{ \frac{1}{N} \left| \sum_{n=1}^N x(n) e^{-jwn} \right|^2 \right\} \quad (3.13)$$

3.5.2 Parametrik olmayan yöntemler

Parametrik olmayan GSY bulma yöntemleri korrelogram ve periodogram olarak ikiye ayrılmaktadır. Korelogram GSY'nin birinci tanımından, periodogram ise ikinci tanımından türetilmektedir. Eğer sinyal genişliği yeterli düzeyde ise bu yöntemle yüksek çözünürlükte spektral analiz yapabilmektedir. Bu yöntemlerin varyansları oldukça yüksektir ve sinyal uzunluklarının artmasından etkilenmemektedir. Bu durum parametrik olmayan GSY bulma yöntemlerinin daha zayıf karakteristik göstermesine sebep olmaktadır. Bunların en bilinenleri, BlackmanTukey, Barlett ve Welch yöntemleridir.

Periodogram, GSY'nin ikinci tanımına dayanmaktadır. Olasılığın azalması ve sonsuz toplamların bir noktadan kesilmesi ile ifade edilmektedir ve eşitlik 3.14'de gösterilmektedir.

$$\hat{\phi}_p(w) = \sum_{n=1}^N x(n) e^{jwk} \quad (3.14)$$

Korrelogram, GSY'nin birinci tanımına dayanmaktadır ve eşitlik 3.15'te gösterilmektedir. Burada $\hat{r}(k)$ otovaryans dizisi çıkarımını ifade etmektedir.

$$\hat{\phi}_c(w) = \sum_{k=-(N-1)}^{N-1} \hat{r}(k)e^{-jwk} \quad (3.15)$$

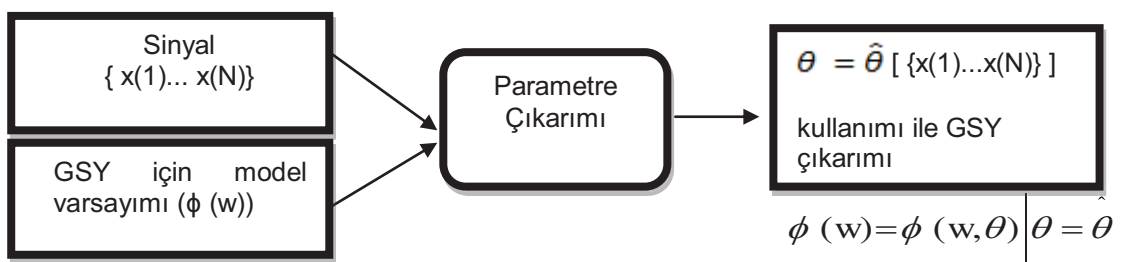
3.5.2.1 Welch yöntemi

Bu yöntemi anlayabilmek için öncelikle temelinde yer alan Barlett yöntemi ifade edilmelidir. Barlett yöntemi, ortalama periodogram alma yöntemi olarak tanımlanmaktadır. Standart periodogramlara karşın, Barlett yönteminde çözünürlüğü düşürülerek periodogramın varyansını azaltılmaktadır. Fizik, mühendislik ve matematikte çok kullanılan bu yöntem ile bindirme(overlap) işlemi olmaksızın "n" uzunluğundaki birden fazla sinyal penceresinin güç spektrumu alınır. Tüm sinyal üzerinde aynı frekansa karşılık gelen güç bileşenlerinin ortalamaları alınarak spektral yoğunluk çıkarımı yapılır. Her bir pencerenin kesik zamanlı Fourier dönüşümü alınır.

Welch yöntemi ise Barlett yönteminin geliştirilmesi ile ortaya konmuştur. Burada ise pencerelemenin yanında, her pencere üzerinde belirli oranda bindirme işlemi yapılır. Bu bindirme işlemi pencere fonksiyonunun sinyalin merkezinden kenarlarına doğru ilerledikçe meydana getirdiği kayıpların giderilmesi için yapılmaktadır [25].

3.5.3 Parametrik yöntemler

Büyük sinyal uzunluklarında parametrik olmayan yöntemler iyi performans sağlarken, sinyal uzunluğu sınırlandırıldığında aynı performans sağlanmamaktadır.



Şekil 3.3 Parametrik yöntem yaklaşımı

Parametrik yöntemler otoregresyon temeline dayandığından otoregresif bir model seçimi ve sinyal morfolojisinin bu modele uygunluğu analiz edilmelidir. Otoregresif güç spektrumunun (AR) temel avantajı sinyal hakkında ön bilgi gerektirmeden karakteristiğini ifade eden spektruma erişilebilmesidir. AR modellemede sinyal dizisi $s(n)$, birim varyansa sahip birim gürültü ile sürülen tam kutup filtrenin çıkışı olarak düşünülmektedir. Böylece $s(n)$ kendinden önceki verilerin ve önceki verilerden bağımsız kabul edilen beyaz gürültü bileşenlerinin ($e(n)$) bir fonksiyonu olarak ifade edilir. Sinyal eşitlik 3.16'daki gibi ifade edilir.

$$s(n) = \sum_{k=1}^p a(k)s(n-k) + e(k) \quad (3.16)$$

Eğer "p" modelleme derecesi olarak alınır, AR güç spektrumu eşitlik 3.17'deki gibi olur.

$$P(f) = \frac{\sigma^2}{\left| 1 + \sum_{k=1}^p a(k)e^{-j2\pi fK} \right|^2} \quad (3.17)$$

Burada σ^2 ifadesi beyaz gürültü varyansı olup sabit bir değerdir. AR spektrum kestirimi özilinti (autocorrelation) veya ortak değişinti (covariance) matrislerinin çözümlerine dayanmaktadır [26].

3.5.3.1 Yule- Walker yöntemi

Bu güç spektral analiz yöntemi AR modelleme temeline dayalı bir yaklaşım olarak bilinmektedir. Bu yöntemde AR parametreleri, sinyalin özilinti fonksiyonu çıkarımından elde edilir ve ileri yönde çıkarım hatasının minimize edilmesi ile çözüme gidilir. Buna bağlı olarak ortaya çıkan çözüm matrisi eşitlik 3.18'de yer almaktadır [27].

$$\begin{bmatrix} r(1) & r(2)^* & \dots & r(p)^* \\ r(2) & r(1) & \dots & r(p-1)^* \\ \vdots & \ddots & \ddots & \vdots \\ r(p) & \dots & r(2) & r(1) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} r(1) \\ r(2) \\ \vdots \\ r(p) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -r(2) \\ -r(3) \\ \vdots \\ -r(p+1) \end{bmatrix} \quad (3.18)$$

AR tabanlı Yule Walker yöntemi ile GSY analizi için öncelikle otokovaryans hesabı yapılmaktadır. Bunun için eşitlik 3.19'daki denklem kullanılmaktadır. Denklemde y sinyal örnekleri, N örnek sayısı cinsinden sinyal uzunluğu, k ise oto-kovaryans indeks olarak tanımlanmaktadır.

$$r(k) = \frac{1}{N-k} \sum_{t=k+1}^N y(t)y^*(t-k) \quad 0 \leq k \leq N-1 \quad (3.19)$$

Yule Walker yönteminde, GSY eşitlik 3.18'den türetilen AR parametrelerinin eşitlik 3.20'deki denklemde kullanılması ile elde edilmektedir. Denklemde f_s örnekleme frekans, f ise fiziksel frekans olarak tanımlanmaktadır [41].

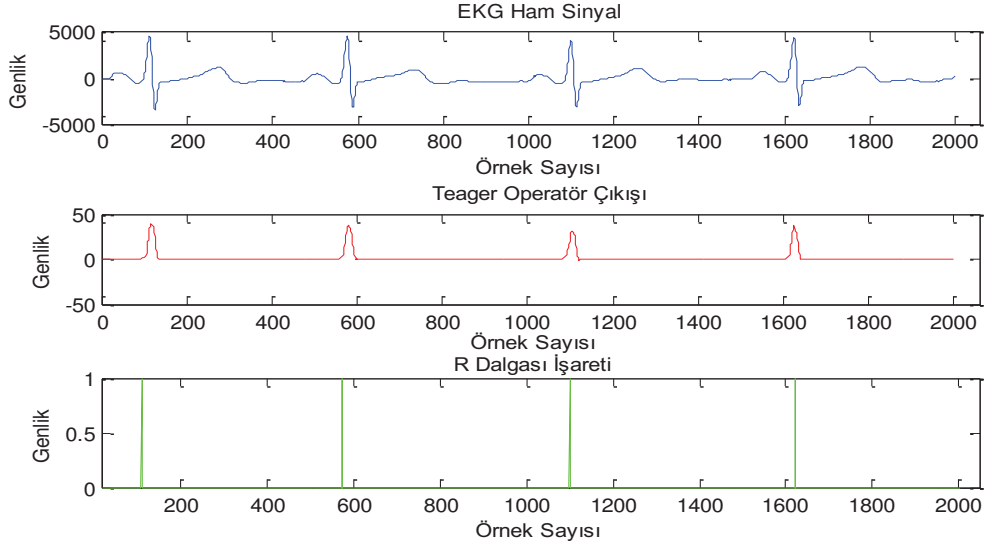
$$P_{AR}(f) = \frac{1}{f_s} \frac{\varepsilon_p}{\left| 1 + \sum_{k=1}^p a_p(k) e^{-2\pi j k f / f_s} \right|^2} \quad (3.20)$$

Bu çalışmada KAHD sinyali GSY analizi öncesi alçak geçiren interpolasyon yöntemi kullanılarak 2 Hz ile yeniden örneklenmiştir ve sinyalden ortalama değeri çıkarılmıştır.

3.6 R Tepelerinin tespiti ve kalp atım hızı değişimi analizi

R tepelerinin belirlenmesi için öncelikle hastadan alınan EKG sinyallerine ön işlemler uygulanmaktadır. Hasta EKG kaydının kalitesine göre değişiklik gösteren bu ön uygulamalar alçak ve yüksek frekans gürültülerinin yok edilmesi, ters polarize EKG'nin doğru polarize haline dönüştürülmesi şeklinde olabilmektedir.

EKG sinyalleri 30 saniyelik bölütler halinde incelenmektedir. R tepesi tespitinde teager enerji operatörü, dalgacık dönüşümü ve şablon eşleştirme yöntemleri denenmiştir. Şekil 3.4'de üstte dört adet örnek EKG dalgası, ortada teager enerji operatörünün EKG üzerinde yaptığı değişim ve altta ise işaretlenmiş R tepeleri yer almaktadır. R tepelerinin bulunmasında, EKG'nin TEO çıkışına genlik için eşik değeri karşılaştırma işlemi yapılmıştır.

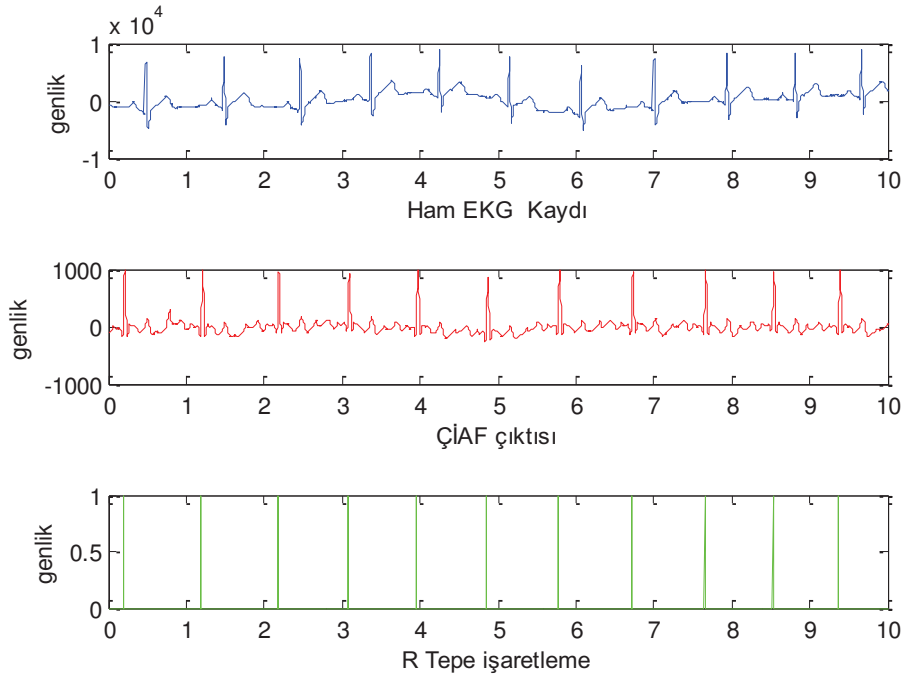


Şekil 3.4 Örnek EKG sinyali, TEO çıkışı ve R tepesi işaretlemesi

R tespitinde, adaptif bir eşik değer bulma algoritması oluşturulmaya çalışılmıştır. Böylece birbirinden farklı genliğe sahip tüm EKG verileri için sistemin otomatik bir eşik değer belirlemesi amaçlanmıştır. Bunun için tasarlanan algorithmada, TEO çıkışının ilk örnekleme frekansının 5 katı uzunluğundaki penceresi alınmakta, alınan kısmın maksimum değerinin %60'ı ilk eşik değeri olarak belirlenmektedir. Sinyal üzerinde ilerlerken yeni bulunan ardışık her beş R tepesinin ortalamasının %60'ı yeni eşik değeri olarak alınmaktadır. Böylece belirlenen her yeni eşik değeri, kayıt boyunca sinyal genliğinde meydana gelen değişime göre tespit edilmiş olacaktır. Yalnız bu yöntemin de başarısız olduğu noktalar olabilmektedir. R tepe değerinin aniden çok fazla düşmesi veya artması (en az 10 kat) ve daha sonra tekrar önceki seviyeye geri dönmesi, eşik değerinin belirlenmesinde sorun yaratmaktadır. Sonuç olarak TEO, R dalgalarındaki ani değişimlerin olmadığı durumlarda kullanışlı olduğu düşünülebilir.

Çalışma süreci içerisinde adaptif eşik değeri belirleme algoritmasının yetersiz kalmasından dolayı, R tepesi bulma işleminde TEO uygulaması dışındaki yöntemler araştırılmıştır. Bunun için dalgacık dönüşümü ve şablon eşleştirme yöntemleri incelenmiştir.

Şablon eşleştirme yönteminin temelinde eşitlik 3.21'de gösterilen normalize edilmiş çapraz ilinti analiz fonksiyonu yer almaktadır [30]. Eşitlikte tas seçilen QRS şablonunu, ekg_i i. ekg penceresini, ekg ise tüm ekg kaydını ifade etmektedir. Bu yöntemde her hasta için örnek bir EKG dalgası şablon olarak seçilmiştir. Daha sonra formül gereği bu şablon tüm EKG kaydı üzerinde gezdirilmiş ve benzer olan noktalar işaretlenmiştir. Burada da eşik değer karşılaştırma işlemi uygulanmaktadır. Ancak TEO uygulamasındaki gibi birden fazla yerel maksimum ve minimum değerleri olmadığından basit bir karşılaştırma işlemi yeterli gelmektedir. Şekil 3.5'te üstte 10 saniyelik ham EKG kaydı ortada çapraz ilinti analiz fonksiyonu çıkışı (şablon eşleştirme) ve altta ise işaretlenmiş R tepeleri yer almaktadır.



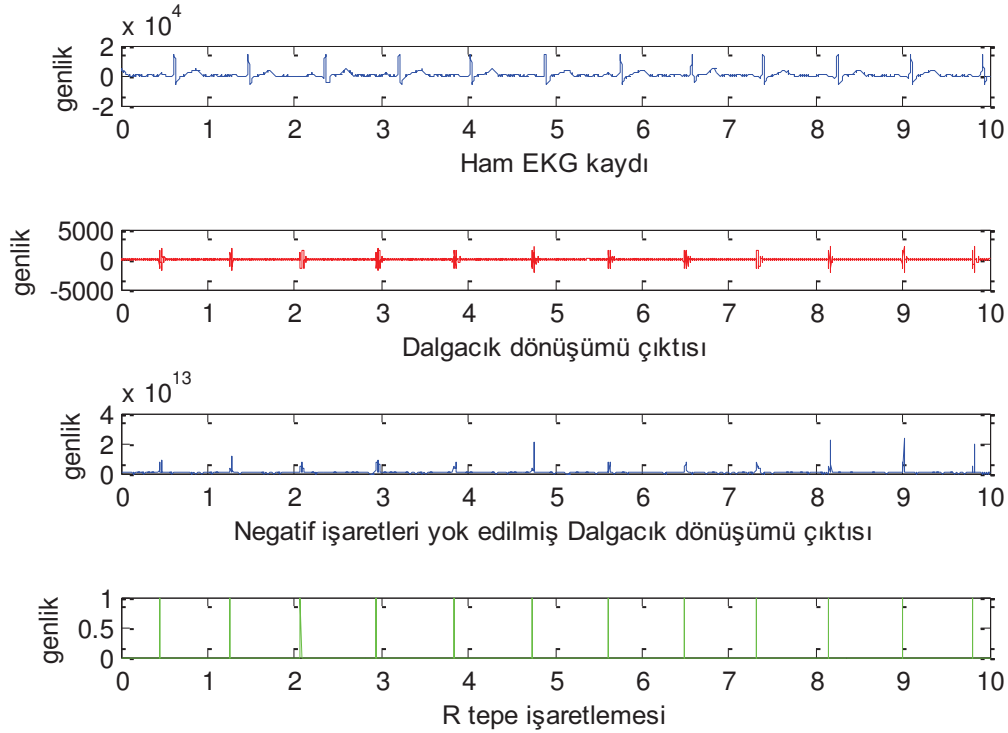
Şekil 3.5 Şablon eşleştirme ile R tepelerinin tespiti

Şablon eşleştirme yönteminin sorun çıkardığı tek nokta, hastanın EKG kaydı QRS kompleksinin seçilen EKG dalgasından bir takım gürültülerden dolayı farklı olması durumudur. Bu durumda, EKG dalga formunun bozulması ve QRS dalga formunun ancak gözle seçilebilmesi söz konusudur.

$$\text{Çapraz İlinti Analiz Fonksiyonu} = \frac{\sum_{i=0}^{N-1} (tas_i - \overline{tas}) * (ekg_i - \overline{ekg})}{\sqrt{\sum_{i=0}^{N-1} (tas_i - \overline{tas})^2 * \sum_{i=0}^{N-1} (ekg_i - \overline{ekg})^2}} \quad (3.21)$$

Şu ana kadar olan yöntemler zaman düzlemi temeline dayalı algoritmalar ve R tespitinde frekans düzlemine dayalı diğer yöntemler de araştırılmıştır. Dalgacık dönüşümü frekans tabanlı olarak çalışan ve çalışma kapsamında uygulanmış bir başka yöntemdir.

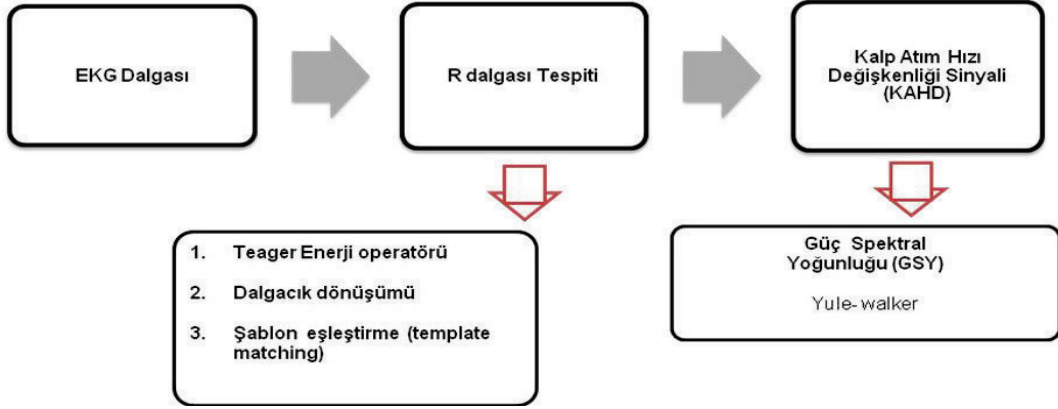
R tepesi belirlemede dalgacık dönüşümü yönteminde HAAR dalgacığı kullanılmıştır. Sinyal 3 seviyeye kadar ayrıştırılmıştır ve 2. seviyenin birinci paketindeki sinyal alınmıştır. Dalgacık dönüşümü algoritma çıkışında pozitif ve negatif değerler bir arada bulunmaktadır. Şekil 3.6'da yukarıdan aşağıya sırayla ham EKG kaydı, dalgacık dönüşümü algoritması çıkışı, dalgacık dönüşümünden elde edilen sinyalin 4. kuvveti alınmış şekli (negatif bileşenler yok edilmiş ve daha belirgin hale getirilmiş) ve işaretlenen R tepeleri gösterilmektedir.



Şekil 3.6 Dalgacık dönüşümü ile R tepelerinin tespiti

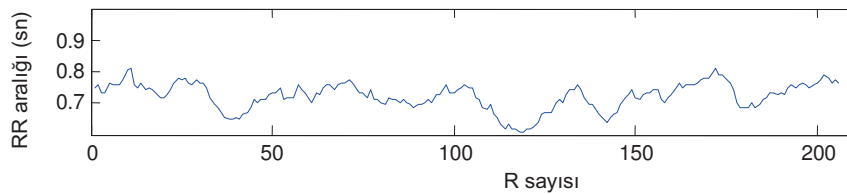
Bu yöntemde de eşik değeri karşılaştırması yapılmaktadır. Dalgacık dönüşümü algoritma çıkışının 4. kuvveti alındıktan sonra ortaya çıkan sinyalin ilk 512 örnekleme (örnekleme frekansı) penceresindeki maksimum değerin %30'u eşik değeri olarak belirlenmiştir. Dalgacık dönüşümü, alçak frekans gürültüleri (baseline drift) içeren EKG kayıtlarında bile R tepelerini yüksek performanslı olarak tespit etmektedir.

Kalp atım hızı değişimi (KAHD) kişinin EKG kaydından elde edilen ve R dalgası tespit işleminin ardından hesaplanan bir parametredir. Bu çalışmada KAHD elde edilmesi ve spektral analizi için Şekil 3.7'deki yöntem izlenmiştir. Kalp atım hızı değişkenliği grafiği, R tepeleri arasındaki zaman farkının toplam R sayısına göre çizimi ile elde edilir.



Şekil 3.7 KAHD analizi

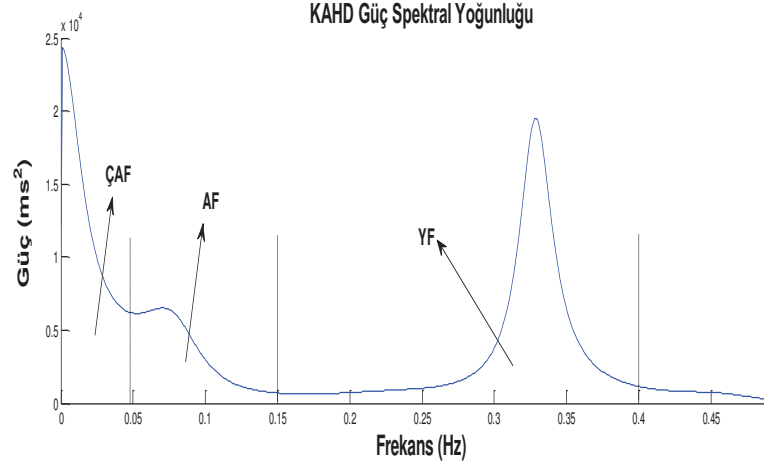
Yatay ekseninde zaman veya R dalgası sayısı ile dikey ekseninde RR aralık süresi eksen özelliklerini içeren KAHD, üzerinde solunum bozukluklarının kardiyovasküler sistem üzerine etkisinin araştırıldığı bir parametredir. Şekil 3.8'de 10 epok EKG kaydına ait KAHD grafiği yer almaktadır.



Şekil 3.8 Örnek bir KAHD grafiği

KAHD grafiği hastanın EKG kaydı hakkında bir takım bilgiler vermektedir. KAHD altında fizyolojik olayların saklı olduğu bir dizi parametre içermektedir. Literatürde genellikle, KAHD üzerinden zaman ve frekans düzlemi parametrelerinin incelendiği görülmektedir. Çizelge 3.2'de KAHD parametreleri gösterilmektedir. Frekans düzlemi parametreleri KAHD'nin güç spektral yoğunluğundan elde edilmektedir.

Güç spektral yoğunluğu analizi için ise "MATERYAL VE YÖNTEM" bölümünde anlatılan parametrik ve parametrik olmayan yöntemler kullanılmaktadır. Çalışma kapsamında parametrik olan Yule Walker yöntemi kullanılmıştır. Şekil 3.9'da Yule Walker yöntemi kullanılarak elde edilen örnek bir KAHD'ye ait güç spektral yoğunluğu grafiği yer almaktadır.



Şekil 3.9 KAHD güç spektral yoğunluğu

Çizelge 3.2 KAHD parametreleri

Zaman Düzlemi Öznitelikleri			
SDNN	KAHD standart sapması		uzun dönem
SDANN	KAHD 5 dk bölüm ortalamalarının standart sapmaları		uzun dönem
SDNN index	KAHD 5 dklık bölümlerin standart sapmalarının ortalaması		uzun dönem
r-MSSD	Bitişik R dalgalarının farklarının kareleri toplamının ortalamasının karekökü		uzun dönem
NN50 sayısı	Aralarında 50 ms'den fazla zaman farkının olduğu R dalgası çiftinin sayısı		uzun dönem
pNN50	NN50 sayısının toplam R dalgası sayısına oranı		uzun dönem
Frekans Düzlemi Öznitelikleri			
ÇAF	Çok alçak frekans	0.015- 0.04 Hz	kısa dönem
AF	Alçak frekans	0.04-0.15 Hz	kısa dönem
YF	Yüksek frekans	0.15- 0.4 Hz	kısa dönem
AF/YF			kısa dönem

KAHD güç spektral yoğunluğunda alçak ve yüksek frekans bileşenleri kişinin solunum değişkenliği ile ilintilidir. Yani KAHD spektral analizinde kişinin solunum düzeninin kardiyovasküler sisteme etkisinin incelenmesinde yararlı olmaktadır. Literatüre bakıldığında alçak ve yüksek frekans bileşenlerinin enerjisinin yanında bu oranların dikkate alındığı gözlemlenmektedir. Son zamanlarda yapılan çalışmalarda, sempatik ve parasempatik aktivite arasındaki ilişkiye bağlı olarak, otonom sinir sistemi aktivitesinin belirlenmesinde kullanılan nicel yöntemlerden biri olan KAHD analizleri yer almaktadır. Aynı zamanda, uyku fizyolojisinin incelenmesinde KAHD'nin kullanıldığı görülmektedir. Belirtilen frekans bölgelerinin alanı yani enerjisi en küçük yamuklar toplamı yöntemiyle hesaplanmıştır.

3.7 Form Faktör

EEG sinyalleri, makro ve mikro boyutta incelenmektedir. EEG sinyalleri hem genel yapıları üzerinden hem de spesifik özellikler üzerinden araştırılmaktadır. Form faktör (FF), ilk defa Hjorth [38] tarafından 1970 yılında EEG gibi durağan olmayan sinyal formları için kullanılan bir parametredir.

Form faktör üç temel parametre içermektedir. *Aktivite* (σ_x^2), sinyalin varyansıdır. *Değişkenlik* (μ_x), sinyalin birinci türevinin varyansının, sinyalin varyansına oranının kareköküdür (Eşitlik 3.22). *Karmaşıklık* ise form faktör olarak (FF) adlandırılır ve sinyalin birinci türevinin değişkenliğinin, sinyalin değişkenliğine oranıdır (Eşitlik 3.23) [38].

$$\mu_x = \left(\frac{\sigma_x^2}{\sigma_x^2} \right)^{\frac{1}{2}} \quad (3.22)$$

$$FF = \left(\frac{\mu_x}{\mu_x} \right) \quad (3.23)$$

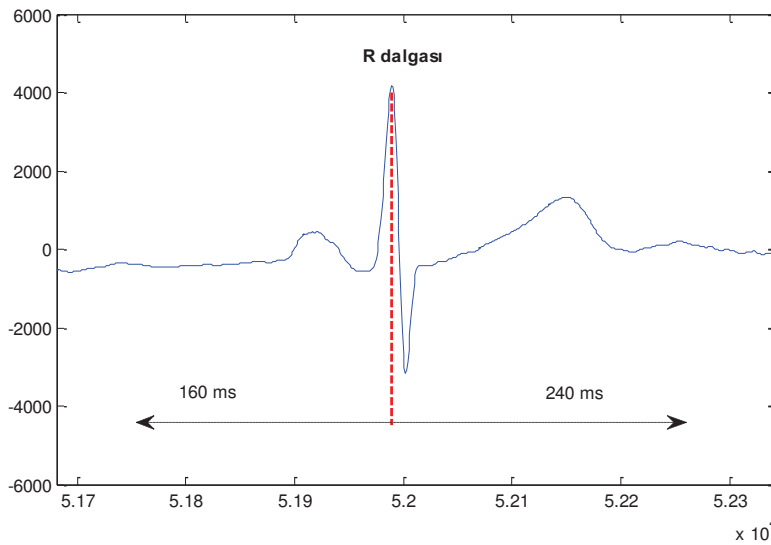
Bir çalışmada uyku ve uyanıklık durumlarında EEG sinyallerinin form faktör parametrelerinin (aktivite, değişkenlik ve karmaşıklık) belirgin değişiklikler gösterdiğini ve aslında sinyalin polinomial katsayılarının bir oto-korelasyon fonksiyonuymuş gibi davrandığı belirtilmiştir [39].

Bu parametrelerin uykunun farklı evreleri için tanımlayıcı olduğu ve altında yatan fizyolojik durumlar hakkında bilgi içerdiği düşünülmektedir. Ayrıca EEG sinyallerinin genellikle ihmal edilen frekans dağılımlarının güç spektrumları ile ilgili bilgi içerdiği ifade edilmektedir [39].

Form faktör analizi yakın tarihte uyku apnesi çalışmalarında da kullanılmıştır. Uyku apnesinin tespitinde kullanılmak üzere EKG sinyalleri üzerinde uygulanmıştır [30]. EKG sinyallerinin kardiyovasküler dolaşım ve kalp atımı ile doğrudan ilişkisi bilinmektedir. EKG sinyalinin morfolojik yapısının kalbin atım ve kanın oksijen saturasyonuna bağlı olarak değişebildiği ve oksijen desaturasyonunun nedenlerinden biri olan uyku apnesinin bu yapıyı etkilediği düşünülmektedir [8].

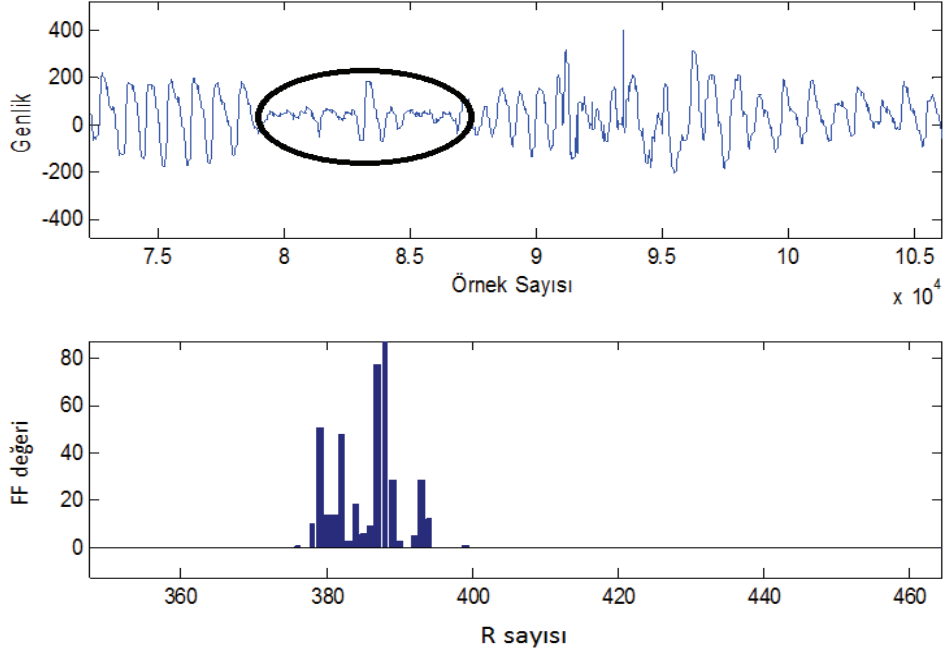
Tüm belirtilen yaklaşımlar ışığında bu çalışmada hastanın ameliyat öncesi ve sonrası EKG sinyallerinin birer epok bölütleri üzerinden FF analizi yapılmıştır. Bunun için öncelikle R dalgası tespiti uygulanmıştır. Tespit edilen her R dalgasının 160 ms öncesi ve 240 ms sonrası alınarak FF parametresi hesaplanmıştır [40].

Örnekleme frekansı 512 Hz olduğundan, her bir R dalgasının 82 örnek öncesinden ve 123 örnek sonrasına kadar olan kısımları analiz edilmiştir. Şekil 3.10'da tek bir EKG dalgası için FF hesaplama biçimi gösterilmiştir.



Şekil 3.10 Tek bir EKG üzerinden FF hesaplama

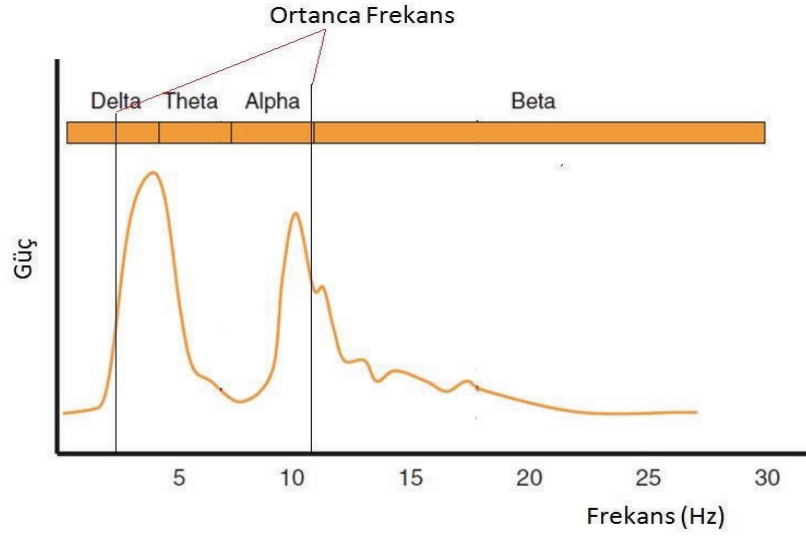
Örnek bir hasta için apnenin yer aldığı solunum sinyali ve ona karşılık gelen EKG kaydı kısmı üzerinden hesaplanan FF değerleri Şekil 3.11'de gösterilmektedir.



Şekil 3.11 Solunum sinyali (üst) ve FF histogramı (alt)

3.8 Ortanca Frekans

Ortanca frekans klasik EEG öznitelikleri arasında sayılan ve bir çok çalışmada kullanılan bir parametredir. Uykunun evrelerinde ve uyanıklıkta EEG frekans dağılımının değiştiği bilinmektedir. Bununla birlikte tepe frekansı, ortanca frekans ve spektral kenar frekansı gibi parametreler kişinin fizyolojik durumu ile ilgili bilgiler vermektedir. Ortanca frekans, bir sinyalin güç spektrumunu oluşturan frekans bileşenlerinden spektrum eğrisi altındaki alanı tam ortadan bölen frekans değeridir. Ortanca frekans EEG için uyanık bireylerde 12 Hz iken, uyuyan bireylerde ise 2-3 Hz arasında değişim göstermektedir. Şekil 3.12'de ortanca frekansın EEG güç spektrumu üzerindeki örnek gösterimi görülmektedir [42].



Şekil 3.12 Ortanca frekans gösterimi

$$MF = \frac{\sum_{i=1}^n (f_i * P_i)}{\sum_{i=1}^n P_i} \quad (3.24)$$

Ortanca frekans sinyalin frekans spektrumu elde edildikten sonra eşitlik 3.24'deki denklem ile hesaplanmaktadır. Burada MF ortanca frekans, f_i sinyalin i. frekans bileşeni, P_i i.frekans bileşenine karşılık gelen güç bileşeni olarak tanımlanmaktadır [43].

3.9 İstatistiksel Yöntem

Çalışma kapsamında istatistiksel analiz işlemleri SPSS (Statistical Package for the Social Sciences) ve MiniTab istatistiksel analiz programları kullanılarak gerçekleştirilmiştir.

3.9.1 Mann Whitney U testi

Yapılan hesaplamaların istatistiksel açıdan anlamlı olarak ifade edilmesi, çalışmaların literatüre olan katkısını anlatmada önemlidir. İki örnek grubu standart sapmalarına ve ortalamalarına bakılarak birbirinden ayrılabilir.

Bu ayırma işleminin yapılabilmesi için veri setinin normal dağılım gösterip göstermediği araştırılmalıdır. Normal dağılım gösteren veri setine parametrik testler, normal dağılım göstermeyen veri setine ise parametrik olmayan testler uygulanmaktadır.

Parametrik olmayan testlerin temeli Gustav Deuchler tarafından 1914 yılında ortaya konulmuştur. 1945 yılında Frank Wilcoxon tarafından Deuchler'in çalışmasından bağımsız olarak eşit sayıda eleman içeren iki grup için tanımlanmıştır. Mann Whitney U testi, 1947 yılında Henry Mann ile öğrencisi Donald Ransom Whitney son olarak farklı sayıda iki eleman içeren iki veri grubu (deney ve kontrol grubu) arasındaki farkı belirlemek için geliştirilmiştir ve test bugünkü şeklini almıştır (http://en.wikipedia.org/wiki/Mann-Whitney_U_test). Mann Whitney U testi parametrik testlerden bağımsız örneklem t testinin parametrik olmayan şeklidir.

Bu test için her iki grup elemanları sıralanmakta ve diğer elemanların en küçük elemandan uzaklıklarına bakılmaktadır. Her iki grup için bu değişim yönleri sıralanmaktadır. Örneğin; grup D (deney) ve grup K (kontrol) olmak üzere 2 veri grubu düşünelim. Çizelge 3.3'te bu gruplara ait eleman değerleri yer almaktadır.

Çizelge 3.3 Veri seti

Grup D	12	17	9	21	
Grup K	8	18	26	15	23

Mann whitney U testinde her iki örnek grubu için U değeri hesaplanmaktadır. Bunun için öncelikle her bir elemanın kendi grubundaki en küçük değere olan uzaklığı derecelendirilmektedir.

U ve U' parametreleri Mann Whitney U testi için hesaplanması gereken değişkenlerdir. U ve U' değişkenleri U_1 ve U_2 değişkenlerinden elde edilmektedir. U_1 ve U_2 değişkenlerinin hesaplandığı denklemler eşitlik 3.25 ve 3.26'da yer almaktadır. U_1 ve U_2 değerlerinden en küçüğü U parametresi, en büyüğü ise U' parametresidir.

Çizelge 3.4 U parametresinin hesaplanması

Değer	Grup	Değişim derecesi	D<K	K<D
8	K	1	0	
9	D	2		1
12	D	3		1
15	K	4	2	
17	D	5		2
18	K	6	3	
21	D	7		3
23	K	8	4	
26	K	9	4	
			13	7

$$U_1 = n_1 n_2 + \frac{n_1(n_1+1)}{2} - R_1 \quad (3.25)$$

$$U_2 = n_1 n_2 + \frac{n_2(n_2+1)}{2} - R_2 \quad (3.26)$$

Yukarıdaki örnek veri setine göre;

$$U_1 = 4(5) + \frac{4(4+1)}{2} - 17 = 13, \quad U_2 = 4(5) + \frac{5(5+1)}{2} - 28 = 7$$

olarak hesaplanmaktadır ve U parametresi 13, U' parametresi 7 olarak bulunmaktadır. Veri grupları arasındaki farkı ortaya koymak için kritik değer (α) temel alınarak karar verilmektedir. Mann Whitney U testinde U parametresi sistemin karışıklığıyla doğru orantılı olarak artmaktadır. En ideal ve sorunsuz ayırım U=0 durumunda gerçekleşmektedir [44].

3.9.2 Wilcoxon T testi

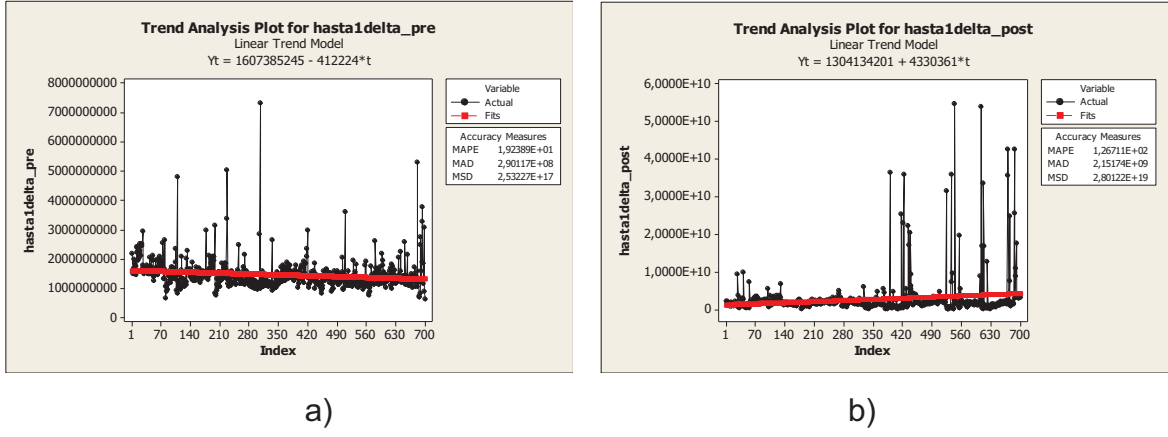
Wilcoxon testi, parametrik yöntem olan eşleştirilmiş t testinin parametrik olmayan şeklidir. Bu test, eşleştirilmiş gruplara ilişkin farklılıkların boyutlarını dikkate alarak iki değişkene ait dağılımın aynı olup olmadığını test etmek amacıyla geliştirilmiş bir analiz yöntemidir (http://www.istatistikanaliz.com/wilcoxon_testi.asp). Bu yöntemde, veri setindeki örnekler küçükten büyüğe doğru sıralanmaktadır. Veri setinin ortanca değerleri alınarak her örneğin hangi yönde değişim gösterdiği hesaplanmaktadır. İki örnek grubunun ortanca değerlerinin karşılaştırılması temeline dayanmaktadır.

Wilcoxon testinin uygulanması için örnek gruplarının normal dağılım göstermemesinin yanında aynı biçimde dağılımları gerekmektedir. Ancak bu özel koşul pratikte göz ardı edilmektedir. Bunun yanında Wilcoxon testi, iki örnek grubunun dağılım şekillerini de karşılaştırabilmektedir [44].

3.9.3 Eğilim analizi

Zaman serisi aynı olayın bir zaman süresi içerisinde peş peşe gözlemlerinden meydana gelen seriye denilmektedir Zaman serileri ekonomi, tıp, sosyoloji, meteoroloji v.b. konularda kullanılabilir. Bir zaman serisi, yapısal etkenler (Trend-T), mevsimlik dalgalanmalar (M), konjoktürel amiller (K) ve tesadüfi etkenler (R) faktörlerinin değişimine bağlı olarak gerçekleşmektedir. Zaman serisinde olayın bağlı olduğu temel ve bünyevi sebepler olaya muayyen bir yön vermektedir. İşte buna yapısal etken denir. Eğilim denklemi belirleme işlemi, zaman serilerinin analizinin en önemli işlemidir. Eğilim yön ve şiddet açısından sürekli aynı kalmaz ve doğrusal olduğu gibi eğrisel de değişebilmektedir. Eğilim hesabı için bir çok yöntem vardır, fakat bunlardan en çok kullanılanı en küçük kareler yöntemidir. Belirli bir süre boyunca, alınan ölçümler veya hesaplamalardaki değişimin bir doğru denklemi ile ifade edilmesi gerekmektedir. Bu denklemde başlangıç anı ilk değer ve bitiş anı son değer olarak alınmaktadır. Zaman serisindeki değerlere göre eğim hesaplanmakta ve denklem türetilmektedir.

Eğilim doğrusunun çizimi için iki nokta belirlenmektedir ve noktalar birleştirilmektedir. Şekil 3.13'te örnek bir eğilim analizi grafiği ve denklemini yer almaktadır [45].



Şekil 3.13 a) Ameliyat öncesi eğilim analizi grafiği ve denklemini b) Ameliyat sonrası eğilim analizi grafiği ve denklemini

Çalışmada tüm hastalarda her parametre için ameliyat öncesi ve sonrası eğilim analizi uygulanmıştır. Eğilim analizi hastalara ait seçilen parametrelerin uyku süresince nasıl değiştiğini görmemizde ve yorumlamamızda kolaylık sağlamaktadır. Şekil 3.13'teki gibi her parametrenin tüm gece boyunca değişimi görselleştirilmiş ve tahmini denklem ile ifade edilmiştir. Ek-3'te EKG ve EEG parametrelerinin tüm hastalardaki eğilim denklemleri çizelgeler ile gösterilmiştir.

4. SONUÇ ve YORUM

Bu çalışma kapsamında, "MATERYAL ve YÖNTEMLER" başlığı altında demografik özellikleri verilen 21 hastaya ait ameliyat öncesi ve sonrası 1400'er epok EKG ve EEG kaydı incelenmiştir. EKG ile ilgili AF/YF, ortalama kalp atım hızı, form faktör parametreleri analiz edilmiştir. EEG ile ilgili delta, teta, beta, alfa aktivite enerjileri, ortanca frekans, toplam enerji ve ortalama enerji parametreleri incelenmiştir. EK-1'de hasta kayıtlarından elde edilen bu parametrelerin değerleri çizelge olarak verilmiştir.

EKG sinyalleri 30 saniyelik bölütler halinde incelenmiştir. R tepesi tespitinde teager enerji operatörü, dalgacık dönüşümü ve şablon eşleştirme yöntemleri uygulanmıştır.

Ortanca frekans dışındaki diğer parametrelerin literatürde referans alınabilecek belirli bir değeri yoktur. Çünkü kardiyovasküler sistem ve diğer fizyolojik mekanizmalar her insanda farklı özellikler göstermektedir. Kişiden kişiye farklılık gösteren bu parametreler için belirli bir değeri normal kabul etmek doğru değildir. İzlenebilecek en iyi yol, her hasta için tüm gece boyunca, parametrelerin nasıl değiştiği, tedavinin etkili olup olmadığı ve hangi fizyolojik nedenlere bağlı olduğunu yorumlamak ve analizi yapılan hasta grubu içinde ortak tespitlerde bulunabilmektir. EK-2'de çalışma kapsamında incelenen hastalara ait klinik ölçümlerinin özeti yer almaktadır.

Çalışma kapsamında, seçilen parametrelere ilişkin ön araştırmalar gerçekleştirilmiştir. Öncelikle, iki adet santral uyku apnesi hastası, iki adet tıkaçıcı uyku apnesi hastası ve iki adet apne negatif birey olmak üzere toplam 6 bireyden 100'er epok EKG uyku kaydı analiz edilmiştir. Çizelge 4.1'de 10'ar epok (5 dakika) bölütler şeklinde EKG kaydı incelenerek elde edilen AF/YF oranları gösterilmektedir.

Çizelge 4.1 KAHD GSY'na ait alçak ve yüksek frekans bölgeleri güç oranları (AF/YF)

HASTA	(1)10 epok	(2) 10 epok	(3) 10 epok	(4) 10 epok	(5) 10 epok	(6) 10 epok	(7) 10 epok	(8) 10 epok	(9) 10 epok	(10)10 epok	AF/YF Ort.
AN1	0.73	0.49	0.3	0.81	0.3	0.73	0.67 1	0.7	0.21	0.89	0.58
AN2	0.4	0.64	1.12 6	0.45	0.66	0.82	0.9	0.86	0.23	1.52	0.76
OUA 1	0.87	0.97	1.45	1.15	1.46	1.28	1.42	1.81	1.03	2.6	1.4
OUA 2	1.1	3.4	1.1	5.3	1.58	3.5	1.1	1.87	5	2.5	2.7
SUA 1	2.03	5.21	0.52 0	1.21	0.59	0.74	2.14 9	0.35	0.71	2.747	1.63
SUA 2	3.09	1.13	0.73	1.06	1.62	1.15	3.12	0.49	1.22	1.33	1.5

*AN: apne negatif

Çizelge 4.1'de görüldüğü üzere apne pozitif hastaların AF/YF oranları daha yüksektir. Bunun nedeni olarak apnenin doğası gereği solunum frekansında meydana getirdiği azalmadır. Ortaya çıkan bu farkın istatistiksel bir anlamı olması için veriler analiz edilmiştir. Elde edilen sonuçlar normal dağılım göstermediğinden parametrik değildir. Bu nedenle, parametrik olmayan bir analiz yöntemi olan Mann Whitney U testi uygulanmıştır. Çizelge 4.2'deki test sonuçlarına bakıldığında apne pozitif ve apne negatif hastaların AF/YF değerleri birbirinden istatistiksel olarak farklı çıkmıştır. Bunun yanında OUA tanılı ile SUA tanılı hastaların da AF/YF değerleri birbirinden istatistiksel olarak farklıdır.

Çizelge 4.2 Mann Whitney U test sonuçları

		Epok Sayısı	P değeri
Normal	OUA	200 - 200	P=0.000 (<0.05)
Normal	SUA	200 - 200	P=0.004 (<0.05)
OUA	SUA	200 - 200	P=0.001 (<0.05)

Ayrıca OUA tanısı konulan bir hastanın 100 epok apneli, 100 epok apnesiz EKG kaydının AF/YF oranları arasında da bir fark olup olmadığı görülmeye çalışılmıştır. Çizelge 4.3'deki veriler üzerinde varyans ve ortalama değer analizleri yapıldığında bu veri gruplarının birbirinden farklı olduğu görülmüştür.

Çizelge 4.3 10'ar epok apneli ve apnesiz uyku kaydının AF/YF oranları

Apne pozitif										Ortalama
5.8	3.7	5.8	11.3	8.2	9.1	6.5	8.8	6.7	5.7	7.15
Apne negatif										Ortalama
1.1	3.4	1.1	1.6	3.5	1.1	1.9	5	2.5	2.9	2.41

Apnenin gerçekleşmesi sonucunda baskılanan solunum nedeniyle KAHD'nin yüksek frekans bileşenleri azalmaktadır. Bu sonuç fizyolojik açıdan beklenmesi gereken durumun ispatıdır. AF/YF oranı aynı zamanda sempatovagal denge ile ilişkilidir. Bazı çalışmalarda da, AF/YF oranının sempatik sistemin etkilerinin anlaşılması açısından belirleyici olduğu ifade edilmiştir. Sonuçlar incelendiğinde, solunuma bağlı olarak AF/YF oranının apne ile doğrudan ilişkisi olduğu görülmüştür.

EKG üzerinden incelenen diğer bir parametre ise form faktördür. Form faktör değerinin solunum ve dolayısıyla kardiyovasküler sistemle doğrudan ilişkisi olduğu geçmiş çalışmalarda ortaya konmuştur. Gerçekleştirilen bir ön çalışmada, ikişer adet apne negatif, tıkaçıcı uyku apnesi ve merkezi uyku apnesi tanılı hastalara ait 100'er epok EKG kaydı üzerinden hesaplanan FF değerleri Çizelge 4.4'de gösterilmektedir. FF değerleri, 10'ar epok bölümler halinde ayrılan EKG kaydından hesaplanmıştır. Hesaplanan değerler normal dağılım sergilemediğinden, istatistiksel olarak ayrımın yapılabilmesi için parametrik olmayan Mann Whitney U testi uygulanmıştır. Çizelge 4.5'te yer alan analiz sonuçlarına göre apne negatif ve apne pozitif bireyler birbirinden istatistiksel olarak ayrılmıştır. Fakat tıkaçıcı uyku apnesi ile merkezi uyku apnesi hastalarının birbirinden istatistiksel olarak ayrılmamıştır.

Çalışma kapsamında incelenen 21 hastanın 9'unda ameliyat sonrası AHI değerlerinde artış varken, 12'sinde ise ameliyat sonrası AHI değerlerinde azalma görülmüştür. Uygulanan istatistiksel analizler öncelikle tüm hastalar üzerinden gerçekleştirilmiştir. Her parametrenin tüm uyku gecesi üzerinden ortalaması alınarak, her hasta için tek bir değer olacak şekilde istatistiksel test uygulanmıştır.

Normal dağılım göstermediği için parametrik olmayan Wilcoxon testi uygulanmıştır. Çizelge 4.6'da uygulanan Wilcoxon testinin SPSS çıktısı görülmektedir. Analiz sonucunda delta aktivitesi enerjisi ve ortanca frekans parametresinin istatistiksel olarak anlamlı olduğu sonucuna ulaşılmıştır.

Çizelge 4.4 Apne negatif ve Apne pozitif hastalara ait FF değerleri

HASTA	(1)10 epok	(2)10 epok	(3)10 epok	(4)10 epok	(5)10 epok	(6)10 epok	(7)10 epok	(8)10 epok	(9)10 epok	(10) 10 epok
AN1	0,0017	0,0013	0,0023	0,0071	0,0030	0,0020	0,0046	0,0118	0,0102	0,0128
AN2	0,0032	0,0037	0,0121	0,0093	0,0109	0,0021	0,0101	0,0106	0,0189	0,0172
OUA1	0,3142	0,3083	0,1863	0,0879	0,3575	0,4298	0,2698	0,2358	0,2973	0,3915
OUA2	0,0442	0,4039	52,8000	0,1198	4,4777	12,0400	17,6600	9,2700	,3717	3,9000
SUA1	0,1637	0,2315	0,3979	0,1274	0,0469	0,0837	0,3076	0,5083	0,4806	0,0115
SUA2	1,4052	0,7705	20,8000	1,5573	10,9192	1,8747	1,6601	5,8101	2,0152	1,1382

*AN: apne negatif

Çizelge 4.5 FF analizi İstatistiksel Test Sonuçları

	P Değeri (%95)
Apne negatif- OUA	0.000 (<0.05)
Apne negatif- SUA	0.000 (<0.05)
OUA-SUA	0.808 (>0.05)

Çizelge 4.6 21 hasta için Wilcoxon testi SPSS çıktısı

	postBPMmean - preBPMmean	postLFHFmean - preLFHFmean	postFFmean - preFFmean	postMFFmean - preMFFmean	postMFmean - preMFmean		
Z	-,226(a)	-,574(b)	-1,130(a)	-,886(a)	-2,203(b)		
Asymp. Sig. (2-tailed)	,821	,566	,259	,375	,028*		
	postDelta mean - preDelta mean	postTetamean - preTetamean	postBetamean - preBetamean	postAlfamean - preAlfamean	postMFmean - preMFmean	postMeanPow Mean - preMeanPow Mean	postEnerji mean - preEnerji mean
Z	-1,792(a)	-1,045(b)	-,523(a)	-,226(a)	-,075(b)	-,784(a)	-,635(a)
Asymp. Sig. (2-tailed)	,043*	,296	,601	,821	,940	,433	,526

*p<0,05 BPM: ortalama kalp atım hızı LFHF: AF/YF MFF: ortalama ortanca frekans

Çizelge 4.7'de yukarıdaki parametrelerin kaç hastada nasıl değiştiği özetlenmiştir. AF/YF oranı, 12 hastada ameliyat sonrası artmış ve 9 hastada azalmıştır. Ortalama kalp atım hızı 11 hastada artmış ve 10 hastada azalmıştır. FF parametresi ise 12 hastada azalmış ve 9 hastada artmıştır. Ortanca frekans parametresi 13 hastada artmış, 7 hastada azalmış ve 1 hastada değişmemiştir. Bu sonuçlara göre ortanca frekans parametresi analiz yapılan hasta grubu için anlamlı olarak değişmiştir.

Çizelge 4.7 EKG parametrelerinin SPSS çıktısındaki değişimi

		N	Mean Rank	Sum of Ranks
postBPMmean - preBPMmean	Negative Ranks	11(a)	11,09	122,00
	Positive Ranks	10(b)	10,90	109,00
	Ties	0(c)		
	Total	21		
postLFHFmean - preLFHFmean	Negative Ranks	10(d)	9,90	99,00
	Positive Ranks	11(e)	12,00	132,00
	Ties	0(f)		
	Total	21		
postFFmean - preFFmean	Negative Ranks	12(g)	12,33	148,00
	Positive Ranks	9(h)	9,22	83,00
	Ties	0(i)		
	Total	21		
postMFFmean - preMFFmean	Negative Ranks	13(j)	10,85	141,00
	Positive Ranks	8(k)	11,25	90,00
	Ties	0(l)		
	Total	21		
postMFmean - preMFmean	Negative Ranks	7(m)	6,57	46,00
	Positive Ranks	13(n)	12,62	164,00
	Ties	1(o)		
	Total	21		

Aynı şekilde Çizelge 4.8'de EEG parametrelerinin de değişim yönleri görülmektedir. Delta aktivitesi enerjisi 14 hastada azalmış, 6 hastada artmış ve 1 hastada değişmemiştir. Teta aktivitesi enerjisi 8 hastada azalmış, 12 hastada artmış ve 1 hastada değişmemiştir. Beta aktivitesi değişimi 9 hastada azalmış, 11 hastada artmış ve 1 hastada değişmemiştir. Alfa aktivitesi değişimi 10 hastada azalmış ve 11 hastada artmıştır. Ortanca frekans 10 hastada azalmış, 10 hastada artmış ve 1 hastada değişmemiştir. Ortalama EEG enerjisi 13 hastada azalmış, 7 hastada artmış ve 1 hastada değişmemiştir. Toplam EEG enerjisi ise 12 hastada azalmış, 8 hastada artmış ve 1 hastada değişmemiştir. Delta aktivitesi enerjisi 21 hasta için anlamlı olarak değişmiştir.

Hekimler tarafından, AHI parametresindeki ameliyat sonrası artışın, hastanın fizyolojik olarak daha kötüye gittiğinin, azalmanın ise hastanın ameliyat sonrası daha iyi olduğunun göstergesi olarak yorumlanmaktadır. Bu nedenle hasta grubu, ameliyat sonrası AHI değerleri artan ve azalan şeklinde ikiye ayrılmıştır. Hastaların bu şekilde gruplandırılması sonuçlar üzerinde yorum yapılmasını kolaylaştırmıştır.

Fizyoloji temeline dayanan çalışmalarda istatistiksel analiz yöntemlerine karar vermek zordur. Başkent Üniversitesi Biyoistatistik Bölümü öğretim elemanları ile yapılan araştırmalar ve görüşmeler sonucu, Wilcoxon ve eğilim analizleri bu çalışmaya en uygun test olarak belirlenmiştir. Wilcoxon ile yapılan testlerde kullanılan veriler her bir parametre ve hasta için tek bir değer ile ifade edildiğinden, hastaya ait tüm gece uykusunu tanımlamada yetersiz görülmektedir. Çünkü yaklaşık 6-7 saatlik uyku uyuyan bir hastanın tüm gece uykusu için sabit bir fizyolojik durumdan söz etmek mümkün değildir.

Uyku boyunca fizyolojik parametreler değişim göstermektedir (kardiyovasküler değişimlere bağlı EKG, REM ve NREM dönemlerine ilişkin EEG aktiviteleri v.s.). Bunun yanında çevresel etmenler ve laboratuvar teknisyeninin çalışma şekli hastadan alınan elektro-fizyolojik sinyalleri etkilemektedir.

Çizelge 4.8 EEG parametrelerinin değişimi

		N	Mean Rank	Sum of Ranks
postDeltamean preDeltamean	- Negative Ranks	14(a)	10,93	153,00
	Positive Ranks	6(b)	9,50	57,00
	Ties	1(c)		
	Total	21		
postTetamean preTetamean	- Negative Ranks	8(d)	9,63	77,00
	Positive Ranks	12(e)	11,08	133,00
	Ties	1(f)		
	Total	21		
postBetamean preBetamean	- Negative Ranks	9(g)	13,22	119,00
	Positive Ranks	11(h)	8,27	91,00
	Ties	1(i)		
	Total	21		
postAlfamean preAlfamean	- Negative Ranks	10(j)	12,20	122,00
	Positive Ranks	11(k)	9,91	109,00
	Ties	0(l)		
	Total	21		
postMFmean preMFmean	- Negative Ranks	10(m)	10,30	103,00
	Positive Ranks	10(n)	10,70	107,00
	Ties	1(o)		
	Total	21		
postMeanPowMean preMeanPowMean	- Negative Ranks	13(p)	9,69	126,00
	Positive Ranks	7(q)	12,00	84,00
	Ties	1(r)		
	Total	21		
postEnerjimean preEnerjimean	- Negative Ranks	12(s)	10,17	122,00
	Positive Ranks	8(t)	11,00	88,00
	Ties	1(u)		
	Total	21		

Diğer bir istatistiksel yöntem olan eğilim analizi, seçilen parametrelerin hastanın tüm gece uykusu boyunca nasıl değiştiğini ifade edebilen bir yöntem olarak değerlendirilmiştir. Bu nedenle her hasta için eğilim analizi işlemi uygulanmıştır. Daha sonraki analizlerde, delta aktivitesi, teta aktivitesi, AF/YF, FF ve ortanca frekans parametreleri üzerine yoğunlaşmıştır.

Ameliyat sonrası AHI değerleri azalan hasta kayıtları için yapılan analizlerde AF/YF, ortanca frekans, FF ve delta aktivitesinde istatistiksel olarak anlamlı değişim gözlemlenmemiştir (Bkz. Çizelge 4.9).

Çizelge 4.9 AHI'si azalan hastalar için Wilcoxon testi

	deltadifsonra - deltadifonce	MFdifsonra - MFdifonce	FFdifsonra - FFdifonce	LFHFDifsonra - LFHFDifonce	tetadifsonra - tetadifonce
Z	-,356 ^a	-1,334 ^b	-1,245 ^a	-,356 ^b	-,267 ^b
Asymp. Sig. (2-tailed)	,722	,182	,213	,722	,790

Aynı şekilde AHI değerleri artan hastalar için yapılan testte ise yine hiç bir parametre anlamlı sonuç vermemiştir. Bunun üzerine AHI parametresi yerine SBI parametresi araştırılmıştır. Hastalar SBI'sı artan ve azalanlar şeklinde gruplandırılmıştır. SBI'sı azalanlar için aynı parametrelere ait verilere Wilcoxon testi uygulanmıştır. FF parametresi istatistiksel olarak anlamlı değişim göstermiştir (Bkz. Çizelge 4.11).

Çizelge 4.10 AHI'si artan hastalar için Wilcoxon testi

	deltadifsonra - deltadifonce	MFdifsonra - MFdifonce	FFdifsonra - FFdifonce	LFHFDifsonra - LFHFDifonce	tetadifsonr a - tetadifonc e
Z	-,561 ^a	-,153 ^a	-,459 ^a	-1,784 ^a	-,153 ^b
Asymp. Sig. (2-tailed)	,575	,878	,646	,074	,878

21 hastanın 10'unda SBI parametresi ameliyat sonrası azalmıştır. FF parametresi 9 hasta ameliyat sonrası EKG kaydında azalırken 1 hasta için artmıştır. SBI parametresi artanların 8'inde FF ortalama değerleri artmış ve 3'ünde azalmıştır. SBI'sı artan hastalar için FF parametresi istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır (Bknz. Çizelge 4.12).

Çizelge 4.11 SBI'si azalanlar için Wilcoxon testi

	deltadifsonra - deltadifonce	MFdifsonra - MFdifonce	FFdifsonra - FFdifonce	LFHFDifsonra - LFHFDifonce	tetadifsonr a - tetadifonc e
Z	-,459 ^a	-,968 ^a	-2,599 ^b	-,357 ^a	-,561 ^a
Asymp. Sig. (2- tailed)	,646	,333	,009	,721	,575

Çizelge 4.12 SBI'si artanlar için Wilcoxon testi

	deltadifsonra - deltadifonce	MFdifsonra - MFdifonce	FFdifsonra - FFdifonce	LFHFDifsonra - LFHFDifonce	tetadifsonra - tetadifonce
Z	-,267 ^a	-,622 ^b	-1,067 ^b	-1,867 ^b	-,445 ^a
Asymp. Sig. (2- tailed)	,790	,534	,286	,062	,657

Hastaların 14'ünde azalan 6'sında artan delta aktivite enerjisi hasta dosyalarında hekim tarafından skorlanan NREM3 ve NREM4 yüzde değerleri ile uyuşmamaktadır. Ameliyat sonrasında, derin uyku olarak tanımlanan NREM3 ve NREM4 evreleri azalan hastalarda delta aktivitesi artmıştır. Bu durumun altında yatan sebep NREM3 ve NREM4 evrelerinin skorlanma yöntemidir. K- kompleks ve uyku içiği spesifik dalga formlarının görüldüğü evreler yüksek delta aktivitesi içerse de NREM2 olarak tanımlanmaktadır. Buna karşılık, çalışma kapsamında bütün evrelerde görülen delta aktivitelerinin enerjisi hesaplanmaktadır. Hekimlerle yapılan görüşmelerde bu durum, delta uykusunun hastanın uyku kalitesinin bir göstergesi olduğu ve uygulanan yöntemin daha objektif bir yaklaşım olabileceği şeklinde yorumlanmıştır. Bu bilgiler ışığında hastalar ameliyat sonrası delta aktivitesi artan ve azalan olmak üzere ikiye ayrılmıştır. Elde edilen gruplara ait sonuçlar üzerinde Wilcoxon testi uygulanmıştır. Delta aktivitesi ameliyat sonrası artan hastalar için uyku kalitesi artmış, azalanlar için uyku kalitesi azalmış olarak kabul edilmiştir.

Çizelge 4.13 Delta enerjisi artanlar için Wilcoxon testi

	MFdifsonra - MFdifonce	FFdifsonra - FFdifonce	LFHFDifsonra - LFHFDifonce	tetadifsonra - tetadifonce
Z	-1,363 ^a	-,105 ^b	-,734 ^b	-,943 ^a
Asymp. Sig. (2-tailed)	,173	,917	,463	,345

Çizelge 4.13 incelendiğinde ameliyat sonrası delta uykusu artan hastalar için hiç bir parametrenin anlamlı olarak değişmediği gözlemlenmiştir. Delta aktivitesi ameliyat sonrası azalan hastalarda ise AF/YF parametresinin anlamlı olarak değiştiği gözlemlenmiştir (Bknz. Çizelge 4.14). Delta uykusu ameliyat sonrası azalmış hastalarda AF/YF parametresinin arttığı görülmüştür. AF/YF oranının artması solunum güçlüğü ile karakterizedir. Uykuda solunum güçlüğü çeken hastalarda uyku kalitesinin düştüğü düşünülürse, AF/YF oranının artması beklenen bir sonuçtur.

Çizelge 4.14 Delta enerjisi azalanlar için Wilcoxon testi

	MFdifsonra - MFdifonce	FFdifsonra - FFdifonce	LFHFDifsonra - LFHFDifonce	tetadifsonra - tetadifonce
Z	-,094 ^a	-1,287 ^b	-2,103 ^a	-1,036 ^b
Asymp. Sig. (2-tailed)	,925	,198	,035	,300

Parametrelerin ortalama değerleri üzerinden uygulanan Wilcoxon testlerinde AHI ve SBI gruplandırmalarında istatistiksel olarak anlamlı sonuçlar elde edilmemiştir. Yalnız delta uykusu artan hastalar için beta ve alfa aktiviteleri, delta uykusu azalanlar için ise sadece beta aktivitesi anlamlı olarak değişmiştir (Bkz. Çizelge 4.15 ve Çizelge 4.16). Delta uykusu artan hastalarda alfa ve beta aktiviteleri istatistiksel olarak negatif yönde değişmiştir. Delta uykusu azalan hastalarda beta aktivitesinin arttığı gözlemlenmiştir.

Çizelge 4.15 Delta uykusu artan hastalar için Wilcoxon testi

	postTetamean - preTetamean	postBetamean - preBetamean	postAlfamean - preAlfamean	postMFmean - preMFmean	postMeanPowMean - preMeanPowMean	postEnerjimean - preEnerjimean
Z	-1,782 ^a	-2,201 ^a	-1,992 ^a	-,734 ^a	-,943 ^a	-1,153 ^a
Asymp. Sig. (2-tailed)	,075	,028	,046	,463	,345	,249

Çizelge 4.16 Delta uykusu azalan hastalar için Wilcoxon testi

	postTetamean - preTetamean	postBetamean - preBetamean	postAlfamean - preAlfamean	postMFmean - preMFmean	postMeanPowMean - preMeanPowMean	postEnerjimean - preEnerjimean
Z	-,031 ^b	-1,977 ^a	-1,287 ^a	-,282 ^a	-1,664 ^a	-1,664 ^a
Asymp. Sig. (2-tailed)	,975	,048	,198	,778	,096	,096

Yüzeysel uykuda (NREM1 ve NREM2) apne daha sık görülmektedir. Apne hastalarında derin uyku olarak tabir edilen NREM3 ve NREM4 daha az görülmektedir. Bu tip hastalarda EEG genliği azalmış ve frekans bandı deltadan uzaklaşmıştır.

Bazı hastalar ameliyat öncesinde genellikle sağ veya sol tarafında yatarken, ameliyat sonrasında genellikle sırtüstü yatmıştır. Bunun nedeni ilk gece etkisinden dolayı, hastanın tedirgin bir gece geçirmesi şeklinde yorumlanmaktadır. Hasta ameliyat sonrası daha uzun süre sırtüstü yattığından dolayı AHI veya SBI parametrelerinde artış görülebilmektedir. Bu durum EKG parametrelerine de yansımaktadır. Delta uykusu artmış hastalarda bu durumdan dolayı EKG parametreleri ters yönde değişebilmektedir. Pozisyonel hastalarda hekimlerin yanılma durumu veya ameliyat başarısızlığı daha sıklıkla görülmektedir.

REM evrelerinde apne daha derin seyretmektedir ve bu nedenle merkezi sinir sistemi hastayı REM evresinden NREM1 ve NREM2'ye yönlendirmektedir. Yüzeysel uykuda apne ve hipopne sayıları daha fazladır. Bu nedenle AHI değerleri artan hastalardan bazılarında delta ve teta aktivitelerinde artış görülmüştür.

Hekimler tarafından uyku apnesi hastalarında dikkat edilen bir diğer parametre %90 altı ortalama oksijen satürasyon süresidir. Bu sürenin artması hastanın kandaki oksijen satürasyonunun azaldığı anlamına gelmektedir. Hastaların 13'ünde %90 altı oksijen satürasyon süresinde artış ve 6'sında azalma görülmüştür. Diğer hastalarda ise değişim gözlemlenmemiştir. Bu şekilde hastalar yeniden gruplandırılmıştır. Uygulanan test sonucunda, %90 altı ortalama oksijen satürasyon süresi azalan hastalar için FF parametresi anlamlı olarak değişmiştir (Bkz. Çizelge 4.17). 6 hastanın 5'inde FF değerleri negatif yönde, 1'inde ise pozitif yönde değişmiştir. FF parametresi daha önceki yapılan çalışmalarda apneye bağlı olarak artış gösteren bir parametre olduğundan, %90 altı ortalama oksijen satürasyon süreleri düşen ve dolayısıyla kanın oksijenlenme derecesi artan hastaların çoğunluğunda azalması beklenen bir sonuçtur.

Çizelge 4.17 Ortalama SPO2 < %90 süresi azalan hastalar için Wilcoxon testi

	deltadifsonra - deltadifonce	MFdifsonra - MFdifonce	FFdifsonra - FFdifonce	LFHFDifsonr a - LFHFDifonc e	tetadifsonra - tetadifonce
Z	-,105 ^a	-,943 ^a	-1,992 ^b	-,734 ^a	-,314 ^a
Asymp. Sig. (2-tailed)	,917	,345	,046	,463	,753

%90 'ın altı ortalama oksijen satürasyon süresi artanlar için ise yapılan istatistiksel testte teta aktivitesinin anlamlı olarak değiştiği belirlenmiştir. 13 hastanın 9'unda pozitif, 3'ünde negatif yönde değişmiş ve 1 hastada değişim göstermemiştir. Teta aktivitesinin azaldığı hastalarda, %90 altı ortalama oksijen satürasyon sürelerindeki değişimin diğerler hastalara kıyasla çok daha düşük olduğu görülmüştür.

Çizelge 4.18 Ortalama SPO2 < %90 süresi artan hastalar için Wilcoxon testi

	postDelta amean - preDelta mean	postTeta mean - preTeta mean	postBeta mean - preBeta mean	postAlfa mean - preAlfa mean	postMF mean - preMF mean	postMeanPow Mean - preMeanPow Mean	postEnerji mean - preEnerji mean
Z	-1,098 ^a	-2,118 ^b	,000 ^c	-,245 ^b	-1,020 ^a	-,314 ^b	-,549 ^b
Asymp. Sig. (2- tailed)	,272	,034	1,000	,807	,308	,754	,583

Elde edilen sonuçlar ve yapılan istatistiksel analizlerin ışığında, çalışmada karşılaşılan temel problem, hastaların ameliyat öncesi ve sonrasındaki fizyolojik durumlarında meydana gelen değişimlerdir. Hastanın uyku öncesi taşıdığı psikolojik sorunlar, ameliyat sonrası genel fiziksel özelliklerinde değişimler, sonradan ortaya çıkan ve tanısı henüz konmuş-konmamış hastalıklar, uyku laboratuvarındaki fiziksel şartlar ve personelin genel davranışları, ölçülen elektro-fizyolojik sinyalleri değiştirebilir. Böyle bir durumda, ameliyat öncesi ve sonrası karşılaştırma işlemlerinin sağlıklı bir şekilde yapılmasını engelleyebilir.

Ameliyat öncesi sadece hipopnesi olan bazı hastaların, ameliyat sonrasında AHI değerleri azalmıştır. Yalnız ameliyat sonrası hastaların hipopneden ayrı olarak apneye de girdiği görülmüştür. Hasta solunum çabası göstermesine rağmen solunum yolu hava akımının olmaması toraks üzerinde negatif bir basınç meydana getirmektedir. Bu nedenle hastanın kardiyovasküler dengelerinde değişimler görülmektedir. Bu değişimler, üzerinde çalışılan EKG parametrelerine etki etmektedir. FF, EKG'nin morfolojisine bağlı olarak değiştiğinden, kalbin atrial ve ventriküler kasılmasındaki elektriksel polarizasyondan etkilenmektedir.

Cerrahi yöntemler, devam eden bir fizyolojik sürece dışarıdan yapılan müdahaleleri içerdiğinden, her koşulda homeostasiyi bozmaktadır. Bu durum, ameliyat sonrası uyku kalitesi artmış hastalar için bile ölçümlerde sapmalar meydana getirebilir.

Bazı hastalarda ameliyat sonrası AHI değerlerinde artış görülmektedir. Fakat bu hastalar, delta aktivitesinde meydana gelen artıştan dolayı daha kaliteli uyku uyuduklarını ve kendilerini daha rahat ve zinde hissettiklerini ifade etmektedir. Bu durum, EEG parametrelerinin merkezi sinir sistemiyle doğrudan ilişkili olması ve hasta psikolojisini yansıtması şeklinde yorumlanabilir.

Ortanca frekans parametresinin bazı hastalar üzerinde yorumlanması zordur. Çünkü hiç bir hastada EEG ortanca frekans parametresi belirgin olarak normal seviyede görülememiştir. Hastaların ameliyat sonrasında, apneleri ve hipopneleri tamamen yok olmamaktadır. Özellikle REM ve NREM evrelerindeki apne sürelerinde artış görülebilmektedir. Bunun yanında bazı hastalarda, ameliyat öncesi çok düşük olan ortanca frekans, ameliyat sonrası çok fazla artmaktadır. Fakat bu değerler olması gereken seviyenin üstünde seyretmektedir. Bu nedenle, kesin bir yorum yapılamamaktadır.

AF/YF parametresi apnenin olduğu anda artarken, solunum yetersizliğinden dolayı çalışan vücudun kompanzasyon mekanizması ile apneden sonra azalmaktadır. Apne sürelerine karşı apne sonrası kompanzasyon süreleri daha fazla olduğundan tüm gece boyunca ortalama AF/YF oranındaki artış görülmektedir. Hastaların 11'inde ortalama AF/YF parametresinin arttığı görülmüştür. Bunların altısında AHI değerleri ameliyat sonrası artmıştır. Yani cerrahi yöntem AHI açısından fayda getirmemiştir. Bu hastaların ise 5'inde ameliyat sonrası REM evresi artmıştır. REM evresi artan hastaların REM AHI değerleri diğerlerine kıyasla daha azdır. Bu durum, fizyolojik mekanizmaların hastayı AHI değeri fazla olan REM evrelerinden uzaklaştırma çabası şeklinde yorumlanabilir. REM evresinde, sempatik aktivitenin artması nedeniyle kalp atım hızına bağlı olarak, AF/YF oranında meydana gelen azalma, sonuçlarda sapma meydana getirebilir.

AHI değerlerine göre ameliyat sonrası daha da kötüye giden hastaların 4'ünde FF parametresi azalırken diğer 5 hastada artmıştır. Yalnız FF parametresi azalan bu 4 hastanın REM evreleri ameliyat sonrası artmıştır. Diğer 5 hastanın ise REM evreleri ameliyat sonrası azalmıştır.

Bu durum aslında FF parametresinin azaldığı hastaların daha fazla REM evresine girdiğini (%15-25) göstermektedir. Bu hastaların REM AHI değerleri ameliyat sonrası azalmıştır ve apnenin varlığı ile artış gösteren FF parametresinin azalması olağan görülmektedir.

REM evresindeki artışın aynı zamanda sempatik aktivitenin de artması anlamına gelmesi, FF parametresinin kalbin çalışmasına bağlı olarak sapma göstermesinde temel bir neden olarak yorumlanabilir.

Sonuç olarak bu çalışmada, OUA tanısı konmuş 21 hastaya ait tüm gece PSG kaydı analiz edilmiştir. Bu analizler, UPPP cerrahi yöntemi öncesi ve sonrasında hastadan alınan kayıtlar üzerinden gerçekleştirilmiştir. UPPP cerrahi yönteminin klinik açıdan başarılı olup olmadığı nicel olarak değerlendirilmeye çalışılmıştır. Elde edilen sonuçlar göstermiştir ki, UPPP yöntemi oldukça sık kullanılan bir yöntem olmasına rağmen her OUA hastası için kesin bir tedavi yöntemi olduğuna dair bir bilgiye ulaşılamamıştır. Aynı şikayetlerle doktora başvuran hastaların farklı fizyolojik alt yapı ve farklı hastalık geçmişlerine sahip olmaları nedeniyle, UPPP yönteminin aynı ölçüde yarar sağlamadığı gözlemlenmiştir. Bu çalışmada, hastaların birbirinden fizyolojik olarak her zaman farklı olması ve UPPP yönteminin çok sayıda fizyolojik sistemi etkilemesi nedeniyle, tedavi başarısının kesin yargılarla ifade edilemeyeceği fikri ön plana çıkmaktadır.

KAYNAKLAR LİSTESİ

- [1] Tural Ü., Uyku ve Bozuklukları, Kocaeli Üniversitesi tıp fakültesi Anabilimdalı 5.dönem ders notları, İzmit, Türkiye
- [2] Rechtschaffen, A., Kales, A., İnsanda Uyku Evrelerinin Standart Terminoloji, Yöntem ve Skorlama El Kitabı, Matsa Basımevi, 2000
- [3] Loomis A.L., Harvey E.N., Hobart G.A., Cerebral states during sleep, as studied by human brain potentials, J.Exp. Psychol.,21:127-144,1937
- [4] Kazbunda R., Sleep Stages & Apnea Estimation using Electrocardiogram Signal, Final Thesis, Czech Technical University, October 2006
- [5] Aydın, H., Özgen, F., Yetkin, S. ve Sütçigil, L., Uyku ve Uykuda Solunum Bozuklukları, GATA Basımevi, 2005
- [6] Khealani B.A., Neurobiology of sleep, Journal of neurological sciences, Vol. 1, No. 3, October-December 2006
- [7] Susmakova K., Human sleep and EEG, Measurement Science Review, Vol. 4, No. 2, 2004
- [8] Erdamar A., Uyku apnesinin öngörülmesi ve dil kasının uyarılması için model geliştirilmesi, Hacettepe Üniversitesi Doktora Tezi, 2007
- [9] Özol D., Karamanlı H., Obstruktif uyku apnesinin kardiyak ve sistemik hastalıklar ilişkisi, Yeni Tıp Dergisi, 27, 7-9, 2010
- [10] Dodson K.J., Cardiovascular effects of sleep apnea, The Journal for Nurse Practitioners (JNP), s. 439-444, June 2008

- [11] Kanbay A., Ciftci T.U., Kokturk O., Could obstructive sleep apnea sendrome be a component of metabolic syndrome?, Turk J. Med Sci, Vol. 39, 161-6, 2009
- [12] Kario K., Obstructive sleep apnea syndrome and hypertensions ambulatory blood pressure, Hypeterns Res, Vol. 32, 428-3, 2009
- [13] Becker H., Brandenburg U., Peter J.H.,Wichert P., Reversal of sinus arrest and atrioventricular conduction block in patients with sleep apnea during nasal continuous possitive airway pressure, Am. J. Respir. Crit. Care Med., 151, 215-8, 1995
- [14] Punjabi N.M., Shabar E., Redline S., Gottlieb D.J., Givelber R., Sleep disordered breathing, glucoe intolerance, and insulin resistance : the Sleep Hearth Health Study, Am J. Epidemiol., Vol. 15, No. 160, s. 521-30, 2004
- [15] Levitzky M.G., Using the pathophysiology of obstructive sleep apnea to teach cardiopulmonary integration, Adv. Physiol. Educ., Vol. 32, s. 196-202, 2008
- [16] Douglas N.J., Thomas S., Jan M.A., Clinical value of polysomnography, Lancet, Vol. 339, s. 347-50, 1992
- [17] British Thotacic Society, A national clinical guideline: Management of obstructive sleep apnea/hypopnea syndrome in adults,Scottish Intercollegiate Guidelines Network, ISBN 1 899893334, June 2003
- [18] Uvulopalatopharyngoplasty (UPPP), Northern Illinois ENT Specialists, 2535 Bethany Rd. (815) 758-8106
- [19] Li H.Y., Wang P.C., Lee L.A., Chen N. H., Fang T.J., Prediction of uvulopalatopharyngoplasty outcome: anatomy-based staging system versus severity- based staging system, Sleep, Vol. 29, No.12, 2006

- [20] Waite P.D., A review of the pathophysiology and surgical management- Obstructive sleep apnea, Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology, Vol. 85, No. 4, 1998
- [21] Lu S.J., Chang S.Y., Shiao G.M., Comparison between shor term and long term post operative evaluation of sleep apnoea after uvulopalatopharyngoplasty, The journal of Laryngology and Otology, Vol. 109, s. 308-312, 1995
- [22] Boudewyns A.N., De Backer W.A., Van de Heyning P.H., Pattern of upper airway obstruction during sleep before and after uvulopalatopharyngoplasty in patients with obstructive sleep apnea, Sleep Medicine, Vol. 2, s.309-315, 2001
- [23] Kurtulmuş H., Çöttert S., User A., Bilgen C., Horlama ve uyku apnesinde tanı ve tedavi, Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, Vol. 28, s.19-31, 2007
- [24] Pan J., Tompkins W.J., A real time QRS detection algorithm, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol. BME-32, No. 3, s.230-236, 1985
- [25] Özdemir E., Super resolution spectral estimation methods for buired and through the wall object detection, Master thesis Middle East Technical University, 2005
- [26] Ergen B., Kalp seslerinin güç ve yüksek derece spektrum kestirim teknikleri ile doğrusallık analizi, Fırat Üniversitesi Mühendislik Bilimleri Dergisi, Vol. 23, No. 1, s. 53-60,2011
- [27] Garg G., Behl S., Singh V., Assessment of Non-parametric and parametric PSD estimation methods for automated epileptic seziure detection, journal of computing, V. 3, No. 5, 2011, ISSN 2151-9617
- [28] J.F.Kaiser, "Teager enerji operatörlerinin bazı kullanışlı özellikleri", ICASSP-93, IEEE Uluslararası Konferansı, Vol. 3, s. 149-152, ISSN 1520-6149, 1993.

- [29] Hamila R., Astola J., Cheikh F. A., Gabbouj M., Renfors M., Teager Energy and the Ambiguity Function, Vol. 47, No. 1, s. 260-262, 1999
- [30] Rangayyan M.R., Biomedical signal analysis, pp. 262-263, 2002
- [31] Duman, F., Erdamar, A., Eroglu, O., Telatar, Z., & Yetkin, S. (2009). Efficient sleep spindle detection algorithm with decision tree. Expert Systems with Applications, 36, 9980-9985.
- [32] Kamath C., A new approach to detect congestive heart failure using Teager energy nonlinear scatter plot of R-R interval series, Medical engineering and physics, 2011, 1350-4533
- [33] Akıncı, T.Ç., Dalgacık Analizinin EKG Sinyallerine Uygulanması ve Sinyal Sıkıştırma, Marmara Üniversitesi Teknik Eğitim Fakültesi, Elektrik Eğitimi Bölümü, İstanbul
- [34] Cengiz T., Sezgin H., EKG sinyallerinde gürültü gidermede ayrık dalgacık dönüşümünde farklı ana dalgacıkların ve ayrıştırma seviyelerinin karşılaştırılması, 13. Elektrik-Elektronik-Bilgisayar ve Biyomedikal Mühendisliği Ulusal Kongresi, ODTÜ Kültür Kongre Merkezi, 2009
- [35] Kadambe S., Murray R., Bartels-Boudreaux G.F., Wavelet transform- based QRS complex detector, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol.46, No.7, 1999
- [36] Gubbi J., Khandoker A., Planiswami M., Classification of obstructive and central sleep apnea using wavelet packet analysis of ECG signals, Computers in Cardiology, Vol.36, p.733-736, 2009, ISSN 0276-6574
- [37] Tinati M.A., Mozaffary B., A wavelet packets approach to electrocardiograph baseline drift cancellation, International Journal of Biomedical Imaging, Vol.2006, p. 1-9, 2006

- [38] Hjorth B., "EEG Analysis Based on Time Domain Properties." Electroencephalography and Clinical Neurophysiology, Vol. 29, No.3, s.306-&, 1970
- [39] Hjorth B., "Physical Significance of Time Domain Descriptors in EEG Analysis." Electroencephalography and Clinical Neurophysiology, Vol.34, No.3, p.321-325, 1973
- [40] Rangayyan R.M., Biomedical Signal Analysis: A Case-Study Approach, IEEE Press, ISBN 0-471-20811-6, 2002
- [41] Yazgi S., Yutkunmanın Kalp Hızı Değişkenliği Analizlerine Etkisi, Başkent Üniversitesi Yüksek Lisans Tezi, 2010
- [42] Tonner P.H., Bein B., Classic electroencephalographic parameters: median frequency, spectral edge frequency etc, Best Practice & Research Anaesthesiology, Vol.20, No.1, pp.147-159, 2006
- [43] Dzwonczyk R., Brown C.G., Werman H. A., The median frequency of the ECG during ventricular fibrillation: Its use in an algorithm for estimating the duration of cardiac arrest, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol.37, No.6, pp.640-646, 1990
- [44] Marson S.M., Social Statistics Lecture Notes, Chapter 25. Nonparametric tests, 2012
- [45] Çil B., İstatistik, Detay Yayıncılık, Yayın No 13, 3. Baskı, ISBN 975-8326-13-9, 2002
- [46] Szabo S.T., Gould T.D., Manji H.K., Chapter 1. Neurotransmitters, Receptors, Signal Transduction, and Second Messengers in Psychiatric Disorders, Part I Principles of Psychopharmacology Principles of Psychopharmacology (edited by Robert C. Malenka, M.D., Ph.D.), The American Psychiatric Publishing Textbook of Psychopharmacology, 4th Edition, 2000

EK-1 HESAPLANAN EEG VE EKG PARAMETRELERİNE AİT SAYISAL VERİLER

HESAPLANAN EEG PARAMETRELERİNE AİT SAYISAL VERİLER

Hasta No	preDelta mean	preTetamean	preBetamean	preAlfamean	preMFmean	preMPmean	preEGYmean	postDelta mean	postTetamean	postBetamean	postAlfamean	postMFmean	postMPmean	postEGYmean
1	1462900860	15631768,86	1061082,547	4478306,913	0,98632506	149978,4454	1,04604E+11	2821925826	22385097,49	1478876,39	6030121,124	0,886851529	453526,5036	1,88164E+11
2	2111326201	10863066,93	836353,2255	3843354,271	0,160637636	425283,8875	1,44072E+11	1885491936	13645126,85	1242617,784	4807337,437	0,678777424	409194,5768	1,19835E+11
3	8122953422	23625850,07	1842458,107	10060129,86	0,053708955	2861952,977	5,70518E+11	763838095	20809673,36	1669360,332	9410520,34	0,034532149	2814533,397	5,36236E+11
4	2248686380	13629914,3	1200636,542	4901948,194	0,232525945	415115,1492	1,53156E+11	1839255835	19210175,12	941148,61	5630217,964	0,266958694	267874,9641	1,29619E+11
5	6940035486	25712241,3	1753491,713	7470983,502	0,078050286	1958505,69	5,11145E+11	1664259044	24532049,93	1162476,108	6793263,843	0,360293226	176550,1874	1,1926E+11
6	1992633567	9963948,588	906750,2018	3716825,933	0,970834284	324449,9637	1,33569E+11	1522850299	9225797,569	745584,9183	3247959,373	0,163603895	249954,4747	1,08931E+11
7	7213206765	34242063,81	1484855,362	8984678,01	0,044897228	2775771,339	5,23216E+11	1874782854	15786547,61	1223980,356	6144973,529	0,257018631	258744,7103	1,2828E+11
8	18889683944	22162100,33	1839796,932	10472020,14	0,036535874	5215281,728	1,18589E+12	1345375188	17353054,2	1962180,48	8380353,476	0,89010595	154312,4046	99452871195
9	981704170,5	39518154,65	1379828,45	9115919,383	1,551113422	78184,23086	67812830564	981704170,5	39518154,65	1379828,45	1379828,45	1,551113422	78184,23086	67812830564
10	3665728193	11767118,74	1357893,92	5042408,689	0,093517094	949185,6294	2,55637E+11	843603821,4	13482776,84	1396879,321	5558582,226	0,976537071	93565,31214	57862084581
11	1619895573	12535697,71	1038979,861	4327813,907	0,408226033	277411,9307	1,13686E+11	1823863643	15465865,91	1281911,705	5286525,858	0,816776842	257990,9627	1,28872E+11
12	6674100556	16268386,54	1446342,009	5162316,782	0,046541085	2153789,391	4,94228E+11	2983680705	13008359,73	1467950,854	4323468,775	0,137821814	650890,064	2,12459E+11
13	2622229641	31437283,13	3316215,239	18253862,46	3,783291987	543165,1962	1,89745E+11	2273273236	34729067,37	2712688,128	15612651,15	0,791138201	352230,8001	1,54888E+11
14	2,9343E+11	10306230,12	1953273,317	4699599,156	1,693823011	291128,7733	1,27096E+11	4410101089	11711418,07	1594909,199	4730085,941	0,353254382	1031038,716	2,9343E+11
15	1697075197	9250471,051	1294479,85	4970948,264	0,26668753	273175,3201	1,20544E+11	2695808545	22972716,99	7841780,29	15117773,49	4,183864224	358968,5932	2,11495E+11
16	2,31325E+11	22918282	1678293,781	8111684,105	0,374471828	318463,7757	1,39729E+11	3248190773	28096552,56	1778117,563	9333985,137	0,325350669	652555,6684	2,31325E+11
17	1961693910	24646261,08	1866107,594	5868898,806	0,938670004	193337,2445	1,36339E+11	4102990813	29541051,66	1989062,463	6908139,069	0,634168993	460787,547	2,64024E+11

18	27835795 60	1357293 4,93	1579920, 133	6279900, 944	2,407831 214	549571,0 694	1,92593E +11	15690934 86	16174124 ,93	1176618, 905	6623327, 843	0,858782 604	308918,8 538	1,01774E +11
19	45432034 4,6	2823032 5,99	1569403, 054	9541699, 785	2,011637 631	31111,72 449	3059860 8690	16080204 99	12386844 ,88	967626,4 115	4430373, 315	3,153322 299	228912,4 959	1,09597E +11
20	11342025 02	1010058 4,86	733639,5 239	2754602, 025	1,241065 158	144725,0 007	7373187 6199	94051736 9,4	17748866 ,87	800245,9 897	3183873, 92	1,135650 156	70665,18 321	59740007 852
21	17470644 03	1714675 3,66	1199607, 3	4782903, 845	0,783803 531	180263,6 581	1,10604E +11	69684205 08	14752071 ,25	1398590, 616	4711413, 821	0,140538 954	2845606, 665	5,08732E +11

HESAPLANAN EKG PARAMETRELERİNE AİT SAYISAL VERİLER

Hasta No	preBPMmean	preLFHFmean	preFFmean	preMFFmean	preMFmean	postBPMmean	postLFHFmean	postFFmean	postMFFmean	postMFmean
1	65,894	0,899	2,321	0,173	12,560	65,846	1,485	2,090	7,862	11,668
2	68,244	2,013	2,372	1,084	9,451	70,149	1,865	2,679	0,607	8,181
3	71,843	2,384	3,076	20,529	4,438	75,809	3,888	1,869	0,083	8,225
4	76,051	0,948	3,155	10,116	8,286	69,021	0,518	1,896	2,133	12,233
5	69,481	1,254	2,503	2,399	7,648	68,599	1,308	2,687	3,504	6,425
6	56,667	1,378	1,753	0,309	11,672	52,596	1,950	1,821	0,250	11,968
7	62,047	2,003	2,247	0,309	7,632	62,987	1,670	2,221	0,325	7,632
8	73,783	2,260	2,684	4,482	5,234	71,651	3,700	1,281	0,003	11,391
9	69,206	1,243	2,477	1,427	8,853	67,891	1,674	2,438	0,571	13,373
10	79,837	2,296	1,270	0,012	11,467	72,614	1,787	2,367	0,883	10,129
11	62,764	1,704	1,758	1,780	9,696	68,766	1,570	1,871	0,542	12,278
12	78,991	2,576	2,929	0,238	7,523	80,106	1,690	1,229	0,001	12,366
13	72,623	1,023	2,468	1,989	9,360	66,334	1,462	1,225	0,013	11,811
14	63,437	2,008	2,252	0,605	5,428	63,040	1,583	2,583	1,129	2,535
15	78,629	1,876	2,749	0,195	7,913	82,323	1,063	3,846	6,087	4,160
16	66,155	2,189	3,215	11,051	1,863	68,424	2,086	2,008	0,227	7,084
17	69,434	1,229	2,025	0,279	9,125	75,720	2,332	1,825	0,118	11,791

18	74,934	1,062	2,219	2,487	8,862	80,340	1,268	1,889	0,065	12,375
19	61,763	1,631	1,511	0,052	9,508	59,464	2,246	1,338	0,003	11,371
20	70,206	1,092	2,033	0,096	11,964	72,729	1,359	2,093	1,725	10,236
21	65,500	3,441	1,834	1,522	5,544	57,821	1,791	2,450	8,870	8,109

EK-2 AMELİYAT ÖNCESİ VE SONRASI KLİNİK ÖLÇÜMLER

AMELİYAT ÖNCESİ KLİNİK ÖLÇÜMLER

Hasta No	Oksj. Sat. (%)	Sırtüstü AHI /AI/HI	Sağ AHI /AI/HI	Sol AHI /AI/HI	Yüzüstü AHI /AI/HI	Rem AHI	NRem AHI	Toplam AHI /AI/HI	Toplam Apne	Toplam Hipopne	Rem (%)	NRem (%)
1	92	14,6/1,7/13,0	13,6/0,6/13,1	0	9,0/0/9,0	18,4	13,2	13,7/0,9/12,8	6	85	10,7	89,3
2	90	50,4/0/50,4	12,9/0/12,9	14,5/0,5/14,5	0/0/0	34,8	25,7	27,2/0,1/27,1	2	184	16,2	84,8
3	92	26,1/1,7/24,3	5,9/0,7/5,2	14,8/0,3/14,5	0/0/0	56,3	9,9	13,8/0,6/13,2	3	66	8,4	91,6
4	94	27,3/16,1/11,2	21,3/17,4/3,9	0/0/0	0/0/0	95,6	10,4	25,2/16,6/8,6	98	53	17,3	82,7
5	94	0/0/0	10,6/0,4/10,3	0/0/0	0/0/0	0	10,6	10,6/0,7/10,3	2	55	0	100
6	92	18,9/7,6/11,3	5,9/0/5,9	10,4/0/10,4	0/0/0	30,0	11,6	13,8/4,3/9,6	30	69	12,1	87,9
7	96	5,6/0/5,6	0/0/0	0/0/0	0/0/0	5,0	0,6	1,8/0/1,8	0	11	25,7	74,3
8	94	10/0/10	0/0/0	0/0/0	0/0/0	30,3	4,2	7,2/0/7,2	0	52	11,5	88,5
9	93	23,9/0,3/23,7	6,8/0,8/6,1	0/0/0	6,5/0/6,5	21,9	15,3	16,4/0,4/16,0	3	107	17	83
10	94	19/0/19	3,9/0,5/3,4	6,5/0/6,5	0/0/0	8,6	13	12,2/0,2/12	1	72	17,2	82,8
11	95	34,2/13,7/20,4	3,9/0/3,9	11,9/0/11,9	30/0/30	22,7	22,5	22,6/7,4/15,2	67	133	25	75
12	93	84,7/21,2/63,5	24/8,5/15,5	0/0/0	8,2/0,4/7,8	17,1	19,7	19,3/5,7/13,6	39	94	14,5	85,5
13	88	78,4/52,2/26,1	22,8/2,7/20,1	16/1,3/16	102,9/34,2/68,6	34,9	31,2	31,4/11,3/20,2	78	141	6,6	93,4
14	93	44,8/27,9/16,9	0/0/0	2,6/0,6/2,0	0/0/0	18,6	35,2	33,8/20,7/13,1	128	79	8,1	91,9
15	90	0/0/0	0/0/0	19,5/11,6/19,5	0/0/0	64,7	19,9	30,9/11,5/19,3	74	117	24,5	75,5
16	94	11,8/9,8/1,9	0/0/0	0/0,5/0	0/0/0	0	9,5	8,2/6,9/1,3	43	8	13,8	86,2
17	93	32,3/0/32,3	4,7/0,4/4,3	0,5/0,5/0	0/0/0	10,8	12,7	12,3/0,4/12	2	79	18,4	81,6
18	93	17,7/4/13,7	6,9/0/6,9	0/0/0	0/0/0	36,5	10,4	13/2,2/10,8	13	63	10	90
19	92	56,5/15,1/41,5	35,8/4,2/31,7	23,0/2,7/23,0	0/0/0	69,7	32,8	34,1/5,7/28,5	41	212	3,6	96,4
20	95	4,1/0/4,1	7,2/0/7,2	4,5/0/4,5	0/0/0	10,1	3,5	4,5/0/4,5	0	30	14,9	85,1

21	95	36/1,6/34,4	2,5/0/2,5	0,9/0/0,9	0/0/0	7,1	11,3	10,8/0,4/10,3	3	73	11,9	89,1
----	----	-------------	-----------	-----------	-------	-----	------	---------------	---	----	------	------

AMELİYAT SONRASI KLİNİK ÖLÇÜMLER

Hasta No	Oksj Sat. (%)	Sırtüstü AHI /AI/HI	Sağ AHI /AI/HI	Sol AHI /AI/HI	Yüzüstü AHI /AI/HI	Rem AHI	NRem AHI	Toplam AHI /AI/HI	Toplam Apne	Toplam Hipopne	Rem (%)	NRem (%)
1	91	48,2/21,7/26,6	31,5/4,1/27,5	12,9/1,8/12,9	51,4/17,1/34,3	18,8	31,5	29,9/8,9/21	56	133	12,7	87,3
2	91	24,8/1,8/23,1	8,8/0,9/7,8	15,3/0/15,3	0/0/0	41,6	11,1	19,7/1,4/18,3	11	151	28,1	71,9
3	92	43,4/1,3/42,1	4,4/0/4,4	4,8/0/4,8	0/0/0	14,4	22,6	21,1/0,5/21	4	147	18,5	81,5
4	89	12,3/0/12,3	19,3/0,9/18,5	20,7/0,7/20,7	0/0/0	41,5	9,9	18,4/0,7/17,8	4	118	27	73
5	95	45/1,1/43,9	2,9/0/2,9	4,6/0/4,6	0/0/0	4,8	13,0	11,1/0,2/10,9	1	60	4,8	13,0
6	91	0/0/0	52/32,7/19,3	30,7/3,9/30,7	0/0/0	62,4	40,7	42,9/17,6/25,2	113	162	9,7	90,3
7	94	4/0/4	5/0/5	0,8/0/0,8	2,6/0/2,6	6,8	1,5	2,8/0/2,8	0	22	23,8	76,2
8	95	7,4/0,2/7,2	0,5/0/0,5	0/0/0	0/0/0	13,0	4,4	5,7/0,1/5,6	1	45	15,3	84,7
9	94	76,6/5,2/71,5	3,3/0,6/2,7	1,9/0/1,9	0/0/0	2,1	7,7	6,9/0,6/6,3	4	42	14,1	85,3
10	95	7,7/0,4/7,3	0,5/0/0,5	0/0/0	0/0/0	10,3	3,9	5,3/0,3/4,9	13	36	21,1	78,9
11	93	10,7/0,9/9,7	2,2/1,3/1	0/0/0	0/0/0	18,4	4,8	7,1/1,1/6	8	45	17	83
12	92	28,2/0/28,2	9/0/9	6/0/6	0/0/0	18,2	6,4	8,5/0/8,5	0	49	18,1	81,9
13	90	69,5/36/33,4	18,3/2,4/15,9	12,1/1,3/12,1	0/0/0	29,7	25	25,6/8/17,6	50	110	12,4	87,6
14	91	77,5/23,8/53,7	4,5/0,6/4	6,4/0/6,4	5/0/5	25,5	18,6	20,3/5,1/15,3	33	100	24,6	75,4
15	87	33,2/0,6/32,6	0/0/0	0/0/0	0/0/0	66,7	29	33,2/0,6/32,6	4	222	11	89
16	92	63,1/4,1/59	1,1/0,6/0,6	2/1/2	0/0/0	1,1	7,9	6,8/1/5,8	8	36	15,8	84,2
17	91	47,6/2,7/44,9	3,1/0/3,1	4/0,3/4	120/120/0	3,6	11,2	9,7/0,6/9	5	81	20,3	79,7
18	93	14,7/1,5/13,3	1,3/0/1,3	0/0/0	0/0/0	5,2	7,1	5,9/1,2/5,6	8	37	11,9	88,1

19	92	13,4/0/13,4	3,9/0/3,9	1,7/0/1,7	0/0/0	19,4	5,2	6,5/0/6,5	0	40	9,2	90,8
20	94	11,8/1,4/10,4	0,6/0/0,6	3,7/0/3,7	0/0/0	6,6	6,4	6,4/0,6/5,8	4	39	9,1	90,9
21	93	24,8/0/24,8	22,2/0/22,2	13,5/0/13,5	8/0/8	36,6	12,6	15,4/0/15,4	0	65	11,7	88,3

EK-3 EĞİLİM ANALİZİ DENKLEMLERİ

EKG BPM Parametresi Eğilim Denklemleri

Hasta No	Ameliyat Öncesi Başlangıç değeri	Ameliyat Öncesi eğilim	Ameliyat Sonrası Başlangıç değeri	Ameliyat Sonrası eğilim
1	66,213	-0,008983*t	67,68	-0,051670*t
2	78,112	-0,277972*t	77,554	-0,208612*t
3	76,76	-0,138490*t	78,639	-0,079724*t
4	78,487	-0,068599*t	71,99	-0,083609*t
5	67,85	+0,0460*t	73,36	-0,134212*t
6	62,5	-0,164428*t	56,16	-0,100486*t
7	67,074	-0,141610*t	64,935	-0,054856*t
8	75,534	-0,049319*t	75,702	-0,114097*t
9	71,78	-0,072631*t	71,590	-0,0104180*t
10	81,75	-0,053808*t	72,5	+0,000927*t
11	66,131	-0,094839*t	73,589	-0,135869*t
12	79,397	-0,011432*t	84,026	-0,110440*t
13	79,137	-0,183501*t	69,36	-0,085224*t
14	66,71	-0,092146*t	65,668	-0,074030*t
15	85,897	-0,092146*t	91,02	-0,214455*t
16	74,26	-0,228188*t	73,063	-0,130657*t
17	71,626	-0,061748*t	76,580	-0,024215*t
18	71,88	+0,0859*t	86,871	-0,183959*t
19	68,01	-0,176023*t	61,28	-0,051277*t
20	69,78	+0,0119*t	82,47	-0,274394*t
21	64,46	+0,0568*t	58,17	-0,012290*t

EKG AF/YF Parametresi Eğilim Denklemleri

Hasta No	Ameliyat Öncesi Başlangıç değeri	Ameliyat Sonrası Başlangıç değeri	Ameliyat Öncesi eğilim	Ameliyat Sonrası eğilim
1	0,593	1,5	0,00862*t	-0,000411*t
2	2,467	1,713	-0,012797*t	0,00429*t
3	2,224	4,118	0,0045*t	-0,006477*t
4	0,709	0,553	0,00674*t	-0,00098*t
5	0,998	1,81	0,00722*t	-0,014135*t
6	0,81	1,572	0,016*t	0,0106*t
7	1,952	2,093	0,001454*t	-0,01193*t
8	2,389	3,94	-0,003658*t	-0,006751*t
9	1,286	2,218	-0,001199*t	-0,01533*t
10	2,226	1,706	0,00199*t	0,00228*t
11	1,264	1,711	0,0124*t	-0,003968*t
12	0,677	0,65	0,0535*t	0,0293*t
13	0,327	2,66	0,0196*t	-0,033812
14	1,551	1,392	0,0128*t	0,00538*t
15	2,613	0,884	-0,02077*t	0,00446*t
16	1,945	2,819	0,00688*t	-0,020624*t
17	0,381	0,421	0,0239*t	0,0538*t
18	1,083	0,918	-0,000593*t	0,00986*t
19	1,88	2,23	-0,007028*t	0,000436*t
20	1,088	2,213	0,000092*t	-0,024039*t
21	2,861	1,424	0,00973*t	0,0129*t

EKG FF Parametresi Eğilim Denklemleri

Hasta No	Ameliyat Öncesi Başlangıç değeri	Ameliyat Sonrası Başlangıç değeri	Ameliyat öncesi eğilim	Ameliyat sonrası eğilim
1	2,2305	2,1599	0,000215*t	-0,000073*t
2	2,4086	2,3146	-0,000058*t	0,0000875*t
3	2,7035	1,96333	0,00104*t	-0,000276*t
4	3,2272	1,95	-0,000266*t	-0,000235t
5	2,6122	2,7818	-0,000346*t	0,000074*t
6	1,81117	1,9572	-0,000146*t	0,0003*t
7	2,2637	2,2623	-0,000047*t	-0,000127*t
8	2,4808	1,34097	0,000533*t	-0,000175*t
9	2,4086	2,5033	0,000234*t	-0,000203*t
10	1,29788	2,3805	-0,000073*t	-0,000053*t
11	2,0041	1,8514	-0,00037*t	0,000052*t
12	2,9493	1,23521	-0,00014*t	-0,000017*t
13	2,401	1,21556	0,00012*t	0,000029*t
14	2,3629	2,5948	-0,000322*t	-0,000026*t
15	2,7976	3,9603	-0,000137*t	-0,000323*t
16	3,4803	2,52	-0,000832*t	-0,000694*t
17	2,0299	1,7721	-0,000051*t	0,000117*t
18	2,487	1,84168	-0,00076*t	0,000146/t
19	1,54788	1,28939	-0,000096*t	0,000162*t
20	2,03631	2,1418	-0,000066*t	-0,000158*t
21	1,7483	1,8796	0,000486*t	0,000485*t

EEG Delta Aktivite Enerjisi Eğilim Denklemleri

Hasta No	Ameliyat Öncesi Başlangıç değeri	Ameliyat sonrası Başlangıç değeri	Ameliyat Öncesi eğilim	Ameliyat Sonrası eğilim
1	1.607.385.245	1.304.134.201	-412.224,00*t	4.330.361,00*t
2	1.968.387.470	1.443.419.531	407.814,00*t	1.261.262,00*t
3	8.598.385.249	8.480.780.422	-1.356.439,00*t	-2.403.422,00*
4	2.476.598.226	1.885.105.143	-650.248,00*t	-130.811,00*t
5	6.831.582.038	1.712.210.878	-168.867,00*t	69.783,00*t
6	1.567.941.438	1.613.669.872	1.211.675,00*t	-259.114,00*t
7	6.630.732.827	1.904.674.526	1.272.853,00*t	-113.899,00*t
8	18.975.081.886	1.362.255.432	-243.646,00*t	-48.160,50*t
9	8.919.222.966	829.788.754	-8.849.659,00*t	433.425,00*t
10	3.515.889.648	705.464.432	427.499,00*t	394.121,00*t
11	1.511.805.863	1.477.969.968	308.387,00*t	986.858,00*t
12	6.611.968.967	2.306.603.299	182.472,00*t	1.988.480,00*t
13	3.265.697.126	1.878.651.055	-1.835.856,00*t	1.125.884,00*t
14	365.304.289.434	5.707.566.049	-205.063.533,00*t	-3.701.755,0*t
15	1.423.219.368	2.537.029.356	781.329,00*t	453.008,00*t
16	209.189.342.654	2.889.249.188	63.155.794,00*t	1.024.084,00*t
17	2.128.741.086	4.401.463.166	-476.597,00*t	-851.562,00*t
18	1.839.810.451	1.482.468.769	2.692.637,00*t	247.146,00*t
19	619.211.009	2.393.639.528	-470.444,00*t	2.241.424,00*t
20	1.240.724.375	1.593.925.671	-303.914,00*t	-1.864.218,0*t
21	789.892.576	6.625.851.854	2.730.875,00*t	990.083,00*t

EEG Teta Aktivite Enerjisi Eğilim Denklemleri

Hasta No	Ameliyat Öncesi Başlangıç değeri	Ameliyat Öncesi eğilim	Ameliyat Sonrası Başlangıç değeri	Ameliyat Sonrası eğilim
1	21.990.774,00	-18.142,70*t	32.087.911,00	-27.682,80*t
2	14.382.482,00	-10.041,10*t	16.839.251,00	-9.113,05*t
3	26.862.781,00	-9.235,18*t	20.158.453,00	1.858,00*t
4	18.737.138,00	-14.571,30*t	25.060.553,00	-16.691,50*t
5	22.428.203,00	8.212,00*t	18.697.997,00	8.557,00*t
6	13.973.637,00	-11.439,90*t	12.124.859,00	-8.271,22*t
7	34.909.676,00	-13.318,50*t	18.450.306,00	-7.508,30*t
8	28.907.444,00	-19.224,90*t	22.165.580,00	-13.730,50*t
9	30.924.136,00	-7.628,35*t	47.895.591,00	-23.901,40*t
10	14.554.815,00	-7.953,49*t	17.092.528,00	-10.298,90*t
11	15.130.901,00	-7.404,29*t	12.744.390,00	7.765,00*t
12	25.758.844,00	-27.872,10*t	18.504.934,00	-16.142,70*t
13	44.991.158,00	-38.670,10*t	44.118.643,00	-26.789,10*t
14	11.936.934,00	-4.652,51*t	14.335.959,00	-7.487,99*t
15	11.035.002,00	-5.091,39*t	25.774.093,00	-7.992,51*t
16	24.030.838,00	-3.174,20*t	31.231.143,00	-8.943,20*t
17	34.051.276,00	-26.833,10*t	43.092.947,00	-38.664,50*t
18	20.445.234,00	-19.607,10*t	21.343.655,00	-14.749,00*t
19	29.665.797,00	-4.095,50*t	14.974.916,00	-7.383,94*t
20	13.086.861,00	-8.520,05*t	29.763.689,00	-34.279,10*t
21	19.249.217,00	-5.998,47*t	17.246.216,00	-7.208,51*t

EEG Beta Aktivite Enerjisi Eğilim Denklemleri

Hasta No	Ameliyat Öncesi Başlangıç değeri	Ameliyat Öncesi eğilim	Ameliyat Sonrası Başlangıç değeri	Ameliyat Sonrası eğilim
1	1.163.939,00	-293,46*t	1.660.427,00	-517,98*t
2	963.487,00	-362,72*t	16.839.251,00	-9.113,05*t
3	2.395.959,00	-1.579,18*t	2.147.008,00	-1.362,76*t
4	1.499.688,00	-853,21*t	1.036.901,00	-273,19*t
5	1.884.876,00	-243,08*t	1.617.257,00	-902,93*t
6	1.044.387,00	-392,69*t	638.840,00	305,00*t
7	1.897.178,00	-1.131,80*t	1.147.732,00	135,00*t
8	2.299.883,00	-1.312,66*t	2.330.580,00	-1.051,07*t
9	-130.848,00	10.014,00*t	1.663.788,00	-810,16*t
10	1.525.206,00	-477,35*t	1.490.719,00	-267,73*t
11	1.137.915,00	-282,27*t	1.126.377,00	444,00*t
12	1.103.599,00	1.007,00*t	1.023.855,00	1.304,00*t
13	4.228.725,00	-2.603,45*t	3.276.625,00	-1.608,95*t
14	2.268.878,00	-900,44*t	1.809.743,00	-612,94*t
15	1.495.221,00	-572,73*t	7.956.154,00	-326,32*t
16	1.961.619,00	-808,35*t	2.013.208,00	-670,73*t
17	1.758.483,00	307,00*t	1.647.436,00	975,00*t
18	1.859.708,00	-798,25*t	1.336.902,00	-457,30*t
19	1.957.464,00	-1.107,16*t	1.220.736,00	-722,14*t
20	954.832,00	-631,08*t	1.226.858,00	-1.217,15*t
21	1.329.980,00	-371,96*t	1.584.642,00	-537,72*t

EEG Alfa Aktivitesi Enerjisi Eğilim Denklemleri

Hasta No	Ameliyat Öncesi Başlangıç değeri	Ameliyat Öncesi eğilim	Ameliyat Sonrası Başlangıç değeri	Ameliyat Sonrası eğilim
1	5.357.558,00	-2.508,56*t	7.711.688,00	-4.797,62*t
2	4.965.663,00	-3.202,02*t	5.893.831,00	-3.099,84*t
3	12.678.208,00	-7.469,55*t	11.962.867,00	-7.282,02*t
4	6.196.928,00	-3.694,66*t	6.550.002,00	-2.624,20*t
5	6.376.932,00	2.405,00*t	6.053.322,00	994,00*t
6	4.556.436,00	-2.395,46*t	3.275.315,00	-78,05*t
7	10.453.387,00	-4.955,29*t	6.484.278,00	-1.365,43*t
8	13.738.026,00	-9.318,13*t	10.387.372,00	-5.726,16*t
9	6.966.617,00	6.295,00*t	1.663.788,00	-810,16*t
10	5.809.752,00	-2.189,28*t	6.331.197,00	-2.204,32*t
11	5.073.338,00	-2.127,03*t	5.091.229,00	557,00*t
12	6.774.075,00	-4.733,50*t	5.320.542,00	-2.928,00*t
13	25.261.736,00	-19.993,90*t	19.705.724,00	-11.677,80*t
14	5.768.065,00	-3.048,40*t	5.913.613,00	-3.376,68*t
15	6.431.573,00	-4.167,26*t	15.583.246,00	-1.328,02*t
16	8.680.982,00	-1.624,25*t	10.393.044,00	-3.021,57*t
17	6.461.562,00	-1.690,91*t	6.965.674,00	-164,15*t
18	8.230.081,00	-5.563,99*t	8.574.005,00	-5.565,41*t
19	10.410.898,00	-2.479,88*t	4.949.722,00	-1.481,74*t
20	3.542.755,00	-2.248,65*t	4.473.774,00	-3.680,17*t
21	5.710.796,00	-2.647,34*t	5.871.282,00	-3.352,22*t

EEG Ortanca Frekans Eğilim Denklemleri

Hasta No	Ameliyat Öncesi Başlangıç değeri	Ameliyat Öncesi eğilim	Ameliyat Sonrası Başlangıç değeri	Ameliyat Sonrası eğilim
1	0,9337	0,00015*t	1,4735	-0,001674*t
2	0,2119	-0,000144*t	0,7078	-0,000083*t
3	0,07242	-0,000053*t	0,03255	0,000006*t
4	0,2667	-0,000098*t	0,415	-0,000422*t
5	0,207	-0,000092*t	*t0,4646	-0,000254*t
6	2,5467	-0,004496*t	0,26712	-0,000295*t
7	0,0563	-0,000038*t	0,454	-0,000401*t
8	0,05445	-0,000051*t	1,178	-0,00082*t
9	-9,22	0,0653*t	1,2248	0,000931*t
10	0,1376	-0,000126*t	1,0533	-0,000219*t
11	0,7308	-0,000092*t	0,9837	-0,000476*t
12	0,08143	-0,000102*t	0,221	-0,000244*t
13	6,626	-0,00811*t	0,9797	-0,000538*t
14	2,4	-0,002014*t	0,2722	0,000231*t
15	0,2723	-0,000016*t	4,664	-0,001371*t
16	0,4492	-0,000213*t	0,4247	-0,000283*t
17	1,105	-0,000475*t	0,841	-0,00059*t
18	3,175	-0,002189*t	1,127	-0,000765*t
19	1,5119	0,00143*t	3,971	-0,002333*t
20	1,2101	0,000088*t	1,3996	-0,000753*t
21	1,2067	-0,001207*t	0,24811	-0,000311*t

