

# Polisomnografi Cihazına Alternatif Sistem Tasarımları için Öneriler

## *Suggestions for Alternative System Designs for Polysomnography Device*

Arş. Gör. Muhammed Kürşad UÇAR<sup>1</sup>  
Doç. Dr. Mehmet Recep BOZKURT<sup>1</sup>  
Yrd. Doç. Dr. Cahit BİLGİN<sup>2</sup>  
Doç. Dr. Kemal POLAT<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Sakarya Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi, Elektrik-Elektronik Mühendisliği

<sup>2</sup>Abant İzzet Baysal Üniversitesi, Mühendislik Mimarlık Fakültesi, Elektrik-Elektronik Mühendisliği

**Yazışma Adresleri /Address for Correspondence:**

Arş. Gör. Muhammed Kürşad UÇAR  
1 Sakarya Üniversitesi,  
Mühendislik Fakültesi, Elektrik-  
Elektronik Mühendisliği, 54187,  
Sakarya,

**Tel/phone:** +90 506 849 31 46  
**E-mail:** mucar@sakarya.edu.tr

### **Anahtar Kelimeler:**

Polisomnografi Cihazı,  
Obstrüktif Uyku Apne,  
Taşınabilir sistem, Uyku  
Evreleme, Solunum  
Skorlama

### **Keywords:**

Polysomnography Device,  
Obstructive Sleep Apnea,  
Portable System, Sleep Sta-  
ging, Respiratory Scoring

### **Öz**

Uyku bozukluğu çağın en önemli hastalıklarından biridir. Her önemli hastalık gibi teşhis sürecinin kalitesi, tedavi sürecini doğrudan etkilemektedir. Teknolojinin ilerlemesi ile birlikte teşhis yöntemleri gün geçtikçe artmakta ve gelişmektedir. Obstrüktif Uyku Apne teşhisi için uyku evreleme ve solunum skorlama hayati öneme sahiptir. Bu yüzden çalışmada, literatürde yapılan uyku evreleme çalışmaları incelenmiş ve tablolar halinde sunulmuştur. Ardında ideal bir solunum skorlama için önerilerde bulunulmuştur. Tam bir teşhis için pratik, taşınabilir ev kullanıma uygun sistemler incelenmiştir. Çalışmanın amacı, OSA teşhisi için geliştirilen taşınabilir cihazların incelenmesi ve pratikte kullanılacak sistem tasarımı için öneriler sunmaktır. Bu amaçla geliştirilen sistemlerin dezavantajları ortaya konmuş, ardından ideal bir sistem için önerilerde bulunulmuştur.

### **Abstract**

Sleep disorders are one of the era's most important diseases. Like any major disease, the quality of the diagnostic process directly affects the treatment process. With the progress of technology, diagnostic methods are increasing and developing day by day. Sleep staging and respiratory scoring is vital for diagnose obstructive sleep apnea. Therefore, in the study, the sleep staging studies in the literature were examined and presented in tables. After that, there are suggestions for an ideal respiratory scoring. For a complete diagnosis, practical, portable house hold use suitable systems have been examined. The aim of the study is to examine the portable devices developed for OSA diagnosis and to propose the system design which can be used in practice. The disadvantages of the systems developed for this purpose have been revealed, and then there commendations for the ideal system have been made.

### **Giriş**

Bu makalede, Obstrüktif Uyku Apne (OSA) teşhisi için kullanılan yöntemlerin tanıtılması, alternatif bir yöntem olarak evde kullanılabilen, taşınabilir bir OSA teşhis sistemi tasarımı için bir sistem önerisi geliştirilmiştir. Bu öneri yapılırken geniş bir literatür taraması ile birlikte taşınabilir sistemler incelenmiştir. İncelemenin ardından ideal bir sistem önerisi sunulmuştur. Bu önerilen sistemin çalışması ilerleyen zamanlarda tekrar ele alınarak gerçekleştirilecektir.

Son yıllarda uyku ile ilgili yapılan çalışmalarda oldukça bir artış meydana gelmiştir. Bu çalışmaların başında uyku bozukluğu ile ilgili hastalıkların teşhis ve tedavisi bu-

**Geliş Tarihi - Received**  
05/01/2017  
**Kabul Tarihi - Accepted**  
03/02/2017

lanmaktadır. Uyku bozukluklarının başında OSA gelmektedir. Solunum bozukluğuna bağlı olarak uykuda meydana gelen bir hastalıktır.

Uyku davranışsal olarak motor aktivitenin azalması, uyanıklara yanıtın azalması olarak tanımlanabilir. Uyku farklı fizyolojik değişkenlerin son derece organize edilmiş desenlerini karmaşık olarak gösterir (1). Genel kanının aksine, uyku basitçe bir dinlenme değildir. Aktif, kompleks, organize, farklı nöron gruplarını içeren, amacı tam olarak bilinmeyen, gerekli bir durumdur. Uykunun gerekli olduğu, uyku yoksunluğu sonrasında rebound uyku gözlenmesi ve daha da çarpıcı olarak, aşırı uyku yoksunluğu sonucu deney hayvanlarında ölüm gözlenmesi ile kanıtlanmıştır (2). Uykunun organizma için yaşamsal olduğu bilindiği halde, görevlerini tam olarak belirlemek henüz mümkün olmamıştır (2).

2000 yılından beri tıp kendini uykuya adanmış ve çalışmalar hızlanmıştır (3). Son 5 yıl içinde teknolojinin gelişmesiyle birlikte uyku üzerine yapılan çalışmalar artmış ve önemli sonuçlar elde edilmiştir. 15 yıl öncesinde EEG işaretleme sadece yazdırılabiliyordu, bilgisayara kayıt olarak alınamıyordu. 1000 sayfa ve yaklaşık 10kg'lık yazılı EEG işaretleme görsel olarak okuyup analiz etmek çok zordur. Ancak günümüzde tüm kayıtların bilgisayara aktarılması ve bilgisayar programlarıyla analizi araştırmaların artmasına yardımcı olmuştur. Bu sayede uykuyu anlamak daha da kolay olacaktır.

### **Obstrüktif Uyku Apnesi**

OSA uykuda tekrarlayan üst solunum yolu tıkanmalarına bağlı olarak, hava akımının azalması ya da solunumun durmasıyla karakterize ve sıklıkla oksijen satürasyonunda azalmayla birlikte görülen bir sendromdur.

1875 yılında hayvan deneylerinde beyinde elektriksel bir aktivitenin varlığı saptanmış ve EEG çalışmaları başlamıştır. 1928 yılında Hans Berger uyanıklık ve uykuda EEG'nin farklı olduğunu göstermiştir. 1950 – 1960 arasında yapılan çalışmalarla uykunun gece içerisinde oldukça düzenli tekrarlanan REM ve nonREM evrelerinden oluşan aktif ve organize bir işlem olduğu bulunmuştur (2).

1965 yılında Jung, Kuhlo ve Gestalt gibi araştırmacılar birbirlerinden bağımsız olarak Pickwick sendromlu hastalarda polisomnografi çalışmaları yapmışlardır (4). 1972'de ise Guillemainault OSA kriterlerini tarif etmiştir (5). Obezite, polisitemi gibi belirtilerin kesin kriter olarak alınmadığı tabloda, kardinal belirtiler: Horlama, gündüz aşırı uyku hali ve tanıklı apnedir.

Ağız ve burunda 10 saniye veya daha fazla süreyle hava akımının olmaması Apne olarak tanımlanmaktadır. Hava akımında 10 saniye ve daha fazla süreyle en az %50 azalma ile birlikte oksijen satürasyonunda %3'lük düşme ve arousal

gelişimi ise Hipopne olarak tanımlanmaktadır (6). Arousal; uyku sırasında daha hafif uyku evresine veya uyanıklık durumuna ani geçişlerdir. Tanıklı Apne ise hastanın uyku halindeyken gelişen apnesinin gözlenmiş olması durumudur, genellikle partnerler tarafından tespit edilir.

Solunum çabasının sürmesine rağmen hava akımının olmamasına Obstrüktif Apne, hem solunum çabasının hem de hava akımının olmamasına ise Santral Apne adı verilmektedir. Başlangıçta santral tipte olan apnenin solunum çabasının başlamasına rağmen devam etmesine ise MikstApne denir (1-7).

Apne / Hipopne İndeksi (AHI) uyku apnesi değerlendirilmesi için kullanılır. Uykuda görülen apne ve hipopne sayıları toplamının saat olarak uyku süresine bölünmesi ile elde edilen değerdir. Bu oran 5'ten küçük ise normal, 5-15 arası ise hafif, 16-30 arası ise orta, 30'dan büyük ise ağır uyku apnesi olduğunu göstermektedir (1).

Uyku apnesi, uykuda solunum durmasına bağlı bir hastalık gibi dursadakardiyavasküler hastalıklarla (Cardiovascular disease - CVD) doğrudan ilişkili olabilir (1-8). Bu nedenle ECG önemli bilgiler saklıyor olabilir (1-8).

OSA yaygın uyku hastalığıdır ve uyku sırasında nefes alışı sırasında kesintiler olması durumunda tanımlanır. OSA artan kardiyavasküler hastalıklar ve ölüm oranlarıyla ilişkilidir (9). Depresyon, kişisel fonksiyon bozuklukları, hafıza zorlukları, yüksek kan basıncı, kalp krizi ve asabiyet OSA ile ilişkilidir (9).

OSA hastalarında kan basıncı genelde yüksektir. Bunun sonucu olarak kardiyavasküler hastalıklar ve sonuçlarını kontrol altında tutabilmek için hastaların uyku apnesi izlenmesine devam edilir (9).

### **Uyku İzlemenin Önemi**

Uyku insan hayatının üçte birini kapsar. Uyku kalitesi kişideki yorgunluğun atılması ve sağlıklı yaşam için gereklidir. Uyku ilişkili hastalıklarda uyku kalitesi önemlidir. Çünkü uykuya bağlı hastalıklarda ciddi fiziksel etkiler olabilmektedir. Çoğu insan gece uykuya geç dalma, sabah uyanamama veya yorgun uyanmaktan yakındır. Bunların önlenmesi için uyku kalitesinin izlenmesi son derece önemlidir (10). Uykusuzluk ve uykudaki sorunlar ilerledikçe psikolojik problemlere de yol açabilir. Aynı zamanda bu rahatsızlıklar pek çok hastalığın habercisi olabilir. Bazen uyku sırasında ani ölümler dahi gelişmektedir (11).

Kaliteli bir uykuya bedeni ve zihni yeniler. Uyku rahatsızlığı ise bireyde konsantrasyon bozukluğu gibi çeşitli rahatsızlıklara yol açabilir. Uyku kalitesi insan yaşamını önemli bir derecede etkiler. Bu yüzden uyku kalitesi izlemek olası sağlık problemlerini keşfetmeye yardımcı olabilir (12).



EOG için iki, çene EMG için üç elektrot yerleştirilmesi önerilmektedir.

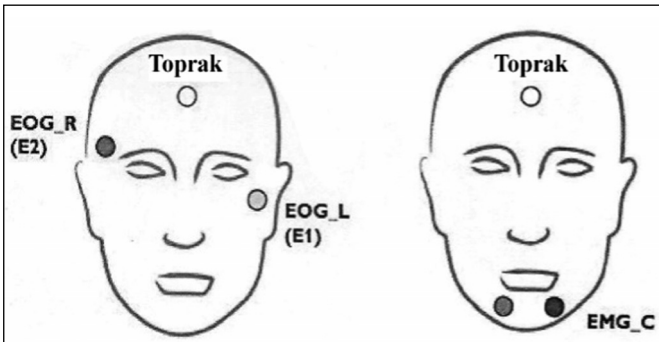
Uyku skorlama EEG, EOG ve EMG sinyallerini özelliklerinden faydalanılarak yapılır. Şekil 2’de EOG ve EMG elektrotlarını yerleşim düzenleri gösterilmiştir. Uyku evrelerinin skorlanması için 30 saniyelik epoklara ihtiyaç vardır. Her epok bir evre ile isimlendirilir. İki evre aynı epokta yer alıyorsa, epogun yarısından fazlası hangi evre ise o evre olarak adlandırılır (24). Evreleme için kullanılan sinyallerin evrelerine göre özellikleri Tablo 1’de verilmiştir.

Literatürde yapılmış bazı çalışmalar Tablo 2’de verilmiştir. Tabloda, çalışmalarda kullanılan sinyalin çeşidi, sinyal işleme özellik çıkartımı için kullanılan yöntemler, uyku evreleme için kullanılan algoritmalar, işlemin hangi evreleri kapsadığı ve elde edilen doğruluk oranları verilmiştir. Yapılan çalışmaların gösterdiğine göre, uyku evreleme için EEG sinyalleri oldukça önemlidir. Uyku hakkında en iyi bilgileri barındırmaktadır.

### Solunum Skorlama

Uyku laboratuvarlarına polisomnografi için başvuran hastaların büyük kısmını uykuda solunum bozuklukları oluşturmaktadır. Bu nedenle PSG’de solunumsal parametrelerin izlenmesi ve solunumsal olayların skorlanması büyük önem taşımaktadır.

PSG’nin ilk yapılmaya başlandığı dönemlerde sadece hava akımının tam yokluğu yani apneler önemsenirken zaman içinde hava akımında azalmanın da olabildiği fark edilmiş ve ilk kez 1999 yılında, American Academia of Sleep-Medicine (AASM), uyku sırasında ortaya çıkan anormal solunumsal olaylar ve bunlarla ilişkili sendromların standart ölçüm yöntemlerini saptamak amacıyla ortaya çıkan anormal solunumsal olaylar ve bunlarla ilişkili sendromların standart ölçüm yöntemlerini saptamak amacıyla bir toplantı düzenlenmiştir. “Chiago kriteri” adı ile anılan ve konsensüs toplantısı sonucunda, uykuya bağlı solunum bozukluklarının değerlendirilmesi ve anormal solunumsal olayların farklı ölçüm tekniklerine göre ayrı ayrı incelenmesi gerektiği bildirilmiştir. Hava akımındaki azalmaya arousal ya da desaturasyonun eşlik etmesi yine bu toplantıda gündeme gelmiş ve arou-



Şekil 2. .EOG ve çene EMG elektrotlarının yerleşim düzeni

sal skorlama, siklik alterne patern (CAP) kullanılarak saptanan uyku stabilitesinin önemi gibi konular yer almıştır. 2001’de yenilenen AASM kriterlerine göre hipopne; hava akımında en az %30’luk azalmaya SaO2’de 4 birimlik düşmenin eşlik etmesi olarak tanımlanmaktadır (26).

2007 yılında AASM, “Manual for Scoring Sleep” adı altında, uyku ve ilişkili olayları skorlama kılavuzu yayımlanmıştır ve hipopne için hava akımında en az %50’lik azalma olmasına SaO2’de 3 birimlik düşmenin eşlik etmesini alternatif hipopne kriteri olarak tanımlamıştır (24).

Skorlama kuralları AASM tarafından 2012 yılında revize edilerek “Manual for Scoring Sleep-Version 2” adı ile yayımlanmıştır (38). Son güncelleme 2016 Eylül ayında yapılmıştır (39).

Uykudaki anormal solunumsal olaylar, apne, hipopne, solunumsal çabayla ilişkili arousal, hipoventilasyon ve cheyne-stokes solunum olarak beş farklı şekilde görülmektedir.

Solunumsal olayları saptamak için AASM tarafından önerilen yöntemleri aşağıdaki gibidir:

- Apne için, oronazal termal sensör
- Hipopne için, nazal basınç ölçer
- Solunum çabası için, ösefagus manometresi ya da respiratuar indüktans pletismografi
- Oksijen satürasyonu için, pulseoksimetre
- Horlama için mikrofon, piezo elektrik sensör ya da nazal basınç ölçer
- Hipoventilasyon için arteriyel PCO2, transkütanöz PCO2 veya end-tidal PCO2

Solunumsal olayın süresi ile ilgili kurallar ise AASM kılavuzunda detaylı bir şekilde belirlenmiştir.

Anormal solunum hızı ve solunum hızı değişiklikleri fizyolojik bozuklukların en önemli göstergesidir. Ve çoğu durumda fizyolojik bozuklukların başında gelir. Bu nedenle, hastanın durumunun bir göstergesi olarak solunum hızını izlemek çok önemlidir. Solunum hızı düzenli olarak izlendiğinde çeşitli riskli hastalıklarının teşhisine yardımcı olabilir. Solunum hızı kardiyovasküler hastalıklarda, hastalığın en belirgin belirleyicisidir.

Solunum sistemi işlevini sinir sistemi, kalpdamar sistemi, solunum sistemi, ve boşaltım sistemi de dahil olmak üzere organ sistemlerini değiştirebilir. Solunum bozukluğu hem bu sistemlerdeki hastalıkların hem de solunum yolu hastalıklarının göstergesi olabilir.

Solunum sayısı değişiklikleri, sepsis, sistemik inflamasyon, düşük kan hacmi, boşaltım sistemi, kafa içi basıncı, nörojenik, ağrı ve opioid kaynaklı solunum depresyonu dahil olmak üzere pek çok merkezi sinir sistemi bozukluklarının göstergesi olabilir (40). Solunum hızı literatürde, kritik hastalıklar da en önemli vital bulgulardan biri olarak gösterilir (40). Solunum hızı gibi Kronik Obstrüktif Akciğer

**Tablo 1.** Uyku evreleme için kullanılan sinyaller ve özellikleri

| Evre      | EEG            |               |                |               |                               | EOG   | EMG   |
|-----------|----------------|---------------|----------------|---------------|-------------------------------|---|---|
|           | Delta (< 4 Hz) | Teta (4-7 Hz) | Alfa (8-13 Hz) | Beta (>13 Hz) | Diğer EEG Şekilleri           |   |   |
| Uyanıklık |                |               | x              | x             | -                             | 0.5-2 Hz, yavaş göz hareketleri                   | Uyku evrelerindeki genlikten daha büyük çeşitli genliklere sahip  |
| N1        |                | x             |                |               | Vertex Dalgaları              | Yavaş göz hareketleri                             | Uyanıktan daha düşük genlikli işaret, EMG tonusu                  |
| N2        |                | x             | x              |               | K Kompleksi<br>Uyku İğcikleri | Yavaş göz hareketleri, bazen hiç hareket görülmez | N1 daha düşüktonuslu EMG  |
| N3        | X              |               |                |               | Uyku iğcikleri                | Göz hareketleri genelde görülmez                  | N2 evresinden daha düşük ve bazen REM kadar düşük genlikli işaret |
| REM       |                | x             | x              |               | Testere Dişi Dalgalar         | Hızlı göz hareketleri                             | Düşük çene tonusu   |

Hastalığı (KOA) (Chronic Obstructive Pulmonary Disease (COPD)) ve konjestif kalp yetmezliği (CHF) (Congestive Heart Failure (CHF)) gibi kronik hastalıklar da değişiklikleri tespit etmek için kullanılabilir (40).

Amerikan Toraks Derneği göre, KOA'lı hastalarda, solunum hızı yükselir. CHF olan hastalarda, solunum hızı artışı akciğerlerde pulmoner ödem veya sıvı oluşumunu uyandırabilir.

### Yeni Gelişmeler, Analiz Yöntemleri

Uyku apnesi teşhisi için uyku sınıflandırmaya yönelik birçok çalışma gerçekleştirilmiştir. Bu çalışmalar temelde üç işlem basamağından oluşur. İlki, PSG ya da başka bir cihaz ile sinyallerin toplanması ve filtrelenerek gürültülü işaretin temizlenmesi, ikincisi alınan sinyallerin ön işleme tabi tutularak öz nitelik çıkartılmasıdır. Son olarak ise elde edilen öz niteliklerin bilgisayar programları ile analiz edilerek sonuç çıkarılması gerçekleştirilir. Öz nitelik çıkartımı için çeşitli yöntemler kullanılabilir. Bunlardan bir kaç şunlardır; (power spectral density, R-peak detection, Wavelet Transform, time-frequency analysis) güç spektral yoğunluğu, R-tepe algılama, Dalgacık dönüşümü, zaman-frekans analizidir. Bilgisayar analizi için ise kullanılacak yazılımlar şunlardır; Yapay sinir ağları, k-means sınıflandırma algoritması (41, 42), veri madenciliği, genetik algoritma, Support Vector Machine (SVM) (1-19), (41, 42) ve kuadratik diskriminant analizi (QDA) (1) gibi birçok yazılım kullanılabilir (1-13).

Daha önce yapılan bazı çalışmalarda sadece EEG (43, 44), EOG (45) veya ECG (6, 8, 46) işaretlerinden analiz gerçekleştirilmiştir.

Fotopletizmografi (PPG) 1938'de Hertzman tarafından keşfedilen bu sistem foto sensörlerin kullanılarak tasarlanan basit bir sistemdir. Deriye kırmızı ve kızılötesi olmak üzere

iki ışık kaynağı uygulanır. Işığın bir kısmı doku tarafından emilir, bir kısmı ise tekrar yansır. Yansıyan bu ışıklar sensörler yardımıyla alınır.

PPG oksimetre cihazlarında kullanılır. Oksijen saturasyonu ve nabız ölçümü yapılabilir. Bu ölçümler hastanın izlenmesine yardımcı olur. Bu izleme uyku durumunda da yapılabilir. Ancak PPG sinyalinin diğer fizyolojik sinyaller arasındaki ilişkisi için hala çalışmalar devam etmektedir (Solunum oranı, kan basıncı, kardiyovasküler hastalıklar ve uyku apnesi). Kardiyovasküler hastalıklar ve uyku apnesi ayrı hastalık gibi dursalar da birbirleri ile açıkça ilişkili hastalıklardır (9).

PPG ve nabız arasındaki ilişkilerin belirlenmesi için yapılan çalışmalarda, bu parametrelerin yakın ilişkili olabileceği tespit edilmiştir (47).

Bileğe takılan aktigrafi cihazı ile vücut hareketleri izlenebilmektedir. Aktigrafi, uyku ve uyanıklıkta hareketliliği vücuda hiçbir kablo bağlamadan ölçen yeni bir tekniktir. Bileğe takılan saat büyüklüğünde bir alettir. 2-3 hafta hareketi ve hareketsizliği kaydedebilir (46, 8). Taşınabilir uyku sistemlerinde yaygın olarak tercih edilir (18, 20, 35, 45, 47). Bu sistemde alınan veriler bilgisayara aktarılabilir ve bilgisayardaki yazılımlar ile analiz edilebilir. Aktigrafi cihazı klinik uygulamalarda yaygın olarak kullanılmaktadır. Klinik olarak uykusuzluk, sirkadiyen ritim uyku bozuklukları (circadian rhythm sleep disorders), aşırı uyku hali, periyodik bacak hareket bozukluğu ile ilişkili uyku bozuklukları değerlendirmek için kullanılır.

Ticarileşme çalışmaları kalp değişkeni ve solunum parametreleriyle belirgin ölçüde uyku evresinin belirlenmesinde kullanılabilceğini göstermiştir.

Uyku analizi için farklı ve ucuz bir yöntem ise piezoelektrik sensör ile basınç değişimi ve ECG işaretidir. Piezoelektrik basınç sensörü vücut hareketlerinin analizi için, ECG

**Tablo 2.** Literatürde yapılmış uyku çalışmalarına ait istatistiki bilgiler

| Yazarlar              | Ref  | Uyku Evreleri          | Kullanılan Sinyaller                             | Çıkarılan Özellikler   | Özellik Çıkartım Yöntemi  | Sınıflandırma Yöntemi                | Doğruluk Oranı (%) |
|-----------------------|------|------------------------|--|--|---|--------------------------------------|--------------------|
| 2013 Sirvan Khalighi  | [27] | Sleep, Wake            | EEG, EMG, EOG                                    | MODWT-based Features<br>- Energy, Percentage of Energy, Mean and Standard deviation of each hsub band<br>Temporal and Frequency Features<br>- Peak to Peak Amplitude of two EOGs, Tsallis ( $q=2$ ), Renyi ( $\alpha=2$ ) and Shannon Entropy, Harmonic Parameters, Hjorth Parameters, Relative Spectral Power, Slow Wave Index (SWI), Auto regressive Coefficients (order 3), Percentile 25, 50, 75, Skewness, Kurtosis of EEG and EOG channels   | Time-frequency based feature extraction method<br>The maximum overlap wavelet transform (MODWT) | SVMs                                 | 84,51 - 94,58      |
| 2012 Shuli Eyal       | [28] | W, REM, LS, SWS        | ECG  | HRV, RRI   | Automatic   | Iphone                               | 80                 |
| 2012 Marina Ronzhina  | [29] | W, S1, S2, S3, S4, REM | EEG  | Two different sets of features are extracted from one-lead EEG signals:<br>1- Relative power values for four spectral bands delta (0.5, <4 Hz), theta (4, <8 Hz), alpha (8, <13 Hz) and beta (13, 30 Hz)<br>2- Relative power values for 30 spectral bands (1 Hz bands from 0.5 Hz to 30 Hz).  | Welch method power spectral density   | BPNN, MLNN                           | 64,18 - 98,62      |
| 2012 Indra Hermawan   | [30] | Wake, Non-Wake         | ECG  | 15 features obtained from ECG<br>1- Energy, 2- 4th Power 3- Curve Length 4- Non-linear Energy 5- Peak Power (Max PSD) 6- Peak Frequency 7- Mean PSD 8- Median PSD 9- Spectral Entropy 10- Katz Fractal Dimension 11- Detrended Fluctuation Analysis (DFA)<br>The slope of the line relating log of root-mean-square fluctuation to log n 12- Higuchi Fractal Dimension (HFD)<br>Based on Higuchi's algorithm 13- Hjorth Mobility 14- Hjorth Complexity 15- Petrosian Fractal Dimension (PFD) | Statistical   | Random Forest algorithm              | 94,1               |
| 2011 Alpaslan ERSÖZ   | [31] | W, S1, S2, S3, REM     | EEG  | EEG sinyalinden 5'i zaman, 10'u frekans ortamında elde edilen özellikler kullanılmıştır.<br>Uygun parametre tespiti yapılmıştır.   | FFT, DWT, PCA   | ANN                                  | -                  |
| 2010 Wen Zhao         | [32] | W, S1, S2              | EEG  | Spectrum analysis, Non linear measures (Correlation dimension D2, C0-complexity, Sample entropy)   | Statistical   | BPNN                                 | 58,42 - 85,23      |
| 2008 Philip de Chazal | [33] | Sleep, Wake            | Biomotion sensor                                 | Somnolyzer software  | Somnolyzer software   | Somnolyzer software                  | 82                 |
| 2006 Stephen J        | [34] | W, REM, Non-REM        | ECG, EEG   | RR Interval based features (9), EDR based features (6), EDR-RR Interval based features (3), Ribcage Effort based features (9)  | Discrete Fourier transform (DFT)  | QDC                                  | 67±7,8 - 84±8      |
| 2006 Nadezhda A       | [35] | Wake/ REM, NREM/ IND   | Accelerometer signal, Tidal volume Breath marker | Accelerometer signal (4), Tidal volume (2), Breath marker (2)  | Statistical   | SVMs                                 | 81/61,09           |
| 2005 A.T. Lewicke     | [36] | Sleep, Wake            | ECG  | RR interval signal, HRV  | A fuzzy C-means (FCM) clustering algorithm  | Learning vector quantization and MLP | 85 - 86            |
| 2004 Kajiro Watanabe  | [37] | W, S1, S2, S3, S4, REM | BM, HRV  | 13 features obtained from HRV and BM   | Time-frequency based feature extraction method  | RSSEM                                | Not sufficient     |

**Kısaltmalar**

|       |   |
|-------|---|
| BPNN  | Back propagation Neural Network         |
| MLNN  | Multilayer neural network               |
| QDC   | Quadratic Discriminant Classifier       |
| FFT   | Fast Fourier Transform                  |
| DWT   | Discrete wavelet transform              |
| PCA   | Principal Component Analysis            |
| HRV   | Heart Rate Fluctuation                  |
| BM    | Body Movement                           |
| RSSEM | A robust sleep stages estimation method |
| MLP   | Multi-layer perceptron neural networks  |
| IND   | Indeterminate sleep                     |

ise kalp hızı, güç spektral analiz için kullanılabilir. Bu veriler ile basit bir sistem ile N1, N2, N3 ve REM uyku evreleri birbirleri ile birbirinden rahatlıkla ayrılabilir.

### **OSA Teşhis ve Cihazı Evde Uyku İzleme Sistemleri**

OSA teşhisi için literatürde yapılmış pek çok çalışma vardır. Bunlar Tablo 3’de özetlenmiştir. Tabloda belirlenmek istenilen durum hastalık sütununda gösterilmiştir. “Kullanılan Sinyaller” sütununda çalışmada kullanılan sinyallerin tanımı yapılmıştır. “Çıkarılan Özellikler” sütununda sistem tasarımında kullanılan sinyaller belirtilmiştir. “Özellik Çıkartım Yöntemi” işleminde, sistem içerisinde kullanılan özellikler tanımlanmıştır. “Sınıflandırma Yöntemi Doğruluk Oranı (%)” sütununda sınıflandırma sonucunda elde edilen doğruluk oranları verilmiştir. “Gerçek Zamanlı Analiz” kısmında, sistemin gerçek zaman analiz yapıp yapmadığı konusunda bilgi verilmiştir. Bu çalışmalara ek olarak aşağıda anlatılan çalışmalara yer verilmiştir.

Kan basıncı (47), ECG (49, 50), nabız (49, 50) ve PPG (49-51) sinyallerinin izlenebilmesi için geliştirilen sensörlerin artmasıyla birlikte evde hasta bakım sistemleri yaygınlaşmaya başlamıştır (50). Bu sensörlerden ECG (49, 50) ve PPG (49-51) sensörleri vücuda bağlanmadan ölçüm yapabilirler. Literatürde yapılan çalışmalarda, uyku skorlama için genellikle EEG, EOG, EMG sinyalleri kullanılmıştır.

Uyku süresinin ve uyku kalitesinin izlenmesi, uykuda meydana gelen farklı etkinliklerin belirlenmesi, kişinin uyku süre ve kalitesini arttırmaya yardımcı olabilir. Son zamanlarda uyku kalitesinin ölçümü için yeni cihazlar ortaya çıkmıştır. Bu cihazlar genellikle aktigrafi ölçümlerine dayanmaktadır. Fitbit, Body Media FIT, Jawbone UP, SleepTracker, LARK, ve Wake Mate gibi markaların üretimleride aktigrafi ölçümlerine dayanır. Bu cihazların çoğu verileri online izleyebilme ve akıllı arayüz özelliğine sahiptir. Bunların hastalık teşhisi için tıbbi onayı yoktur. Bunların yerine daha ucuz ve bireysel kullanıma uygun cihazların satışı yapılmaktadır. ZEO Sleep Manager hem vücut hareketlerini hemde EEG sinyallerini kullanarak analiz yapar. Sistemin doğruluğu PSG ile de test edilmiştir (52).

Uyku izlemede telemedicine uygulamaları da mevcuttur (53,54). Bunlar genelde PSG temelli, evde kullanıma uygun ve EEG, EMG, EOG gibi sinyalleri alarak analiz yapmaktadır. Sinyaller yorumlanması için doktora gönderilir.

Geleneksel uyku izleme yöntemi olarak PSG, uyku ilişkili hastalıkların belirlenmesi için yaygın olarak tıp merkezlerinde kullanılmaktadır. Ancak PSG’nin etkin kullanılabilmesi için hastanede ve iyi eğitilmiş uzmanlar tarafından en az 1 gece olacak şekilde gerçekleştirilmelidir. PSG, zaman alıcı, pahalı ve bireyi uykuda rahatsız edici bir sistem oldu-

ğundan uzun süreli uyku izlenmesi için pratik değildir. Bu nedenle, düşük maliyetli, invaziv olmayan ve daha rahatsızlık seviyesi en alt düzey olan sistemlerin geliştirilmesi için çalışmaları teşvik eder.

Son zamanlarda evde uyku izleme sistemleri daha çok dikkat çekmeye başlamıştır. Çeşitli sistemler geliştirilmiştir. Shin ve arkadaşları, uzun süreli, hastaya rahatsızlık vermeyen uyku izleme sistemi geliştirmiştir (55). Watanabe ve arkadaşları, hasta rahatsızlığını gidermek ve solunum hızını tahmin etmek için yastık altı sensör kullanmıştır (56). Zhu ve arkadaşları, uyku sırasında solunum ritmi (RR), nabız (PR) ve vücut hareketleri (BM) için yeni bir yaklaşım önermiştir (55). Mack ve arkadaşları uyku izleme sistemi için, kalp hızı ve solunum hızı değişkenlerinin belirlenmesi için yatak içerisinde kullanılan basınç pedlerini kullanarak yeni bir sistem geliştirmiştir (57).

Son zamanlarda uyku ile ilgili yapılan çalışmalarda amaç, evde uyku skorlamanın başarılı gerçekleşmesi üzerinedir. Sleep House Keeper (58), ZEO (59) ve WatchPAT (60) bunlardan birkaçıdır. Sleep House Keeper, Platinum-Team Co. Tarafından üretilen kalp hızına göre apne teşhisi koymaya yarayan bir cihazdır. Ancak uyku apnesi sırasında kalp hızı yavaşladığı için hastalar için olumlu sonuç vermemektedir. ZEO uyku skorlamasını EEG verilerine göre yapmaktadır. EEG sinyalleri baş bölgesinden alınır. Ancak elektrotlar uyku süresinde yer değiştirdiği için EEG sinyalini almak zorlaşır. Bundan dolayı kullanıcıların önceden elektrot yerleşimlerini öğrenmelidirler. WatchPAT ise ölçümleri periferik arterialtone (PAT) and kandaki oksijen oranına göre 2 pro pa bağlı olarak uyku skorlama yapar. Sleep House Keeper ve WatchPAT uyku skorlama için verileri servere göndererek analiz yapar, gerçek zamanlı analiz yapamazlar. Bundan dolayı şiddetli apne durumunda alarm ile hastayı uyaramaz. Oysa gerçek zamanlı olarak uyku skorlama ve apne belirleme oldukça önemlidir. Uyku apnesi, uykuda ani solunum durması gibi karakterize edilen uyku hastalığıdır. Solunum durmasına bağlı olarak birçok hastalığa sebep olabilir. Bunlar kalp damar hastalıkları, yüksek kan basıncı, inme veya ani ölüm olarak ortaya çıkabilir.

Son zamanlarda evde uyku analiz sistemleri ile uyku apnesi tanısının değerlendirilmesi için Alice PDx, Philips, Eindhoven, The Netherlands gibi firmalar ile bu sistemler yaygınlaşmaya başlamıştır (1). Bu sistemler genel solunumu kullanarak SpO2 ölçümü yaparlar. Hastalar cihazlarını kontrol edebilir. Veriler bellek yardımı ile kaydedilerek doktora gösterilebilir.

Yapılan başka bir çalışmada solunum parametreleri ile uyku evreleme gerçekleştirilmiştir (19). Hava akışı ve oksijen saturasyonu ile yapılan evrelemede, uyku 3 ve 5 sınıfa ayrılarak gerçekleştirilmiştir. Uyanıklık, REM ve NREM

olarak yapılan sınıflamada %84-91 arası başarı elde edilmiştir. Uyanıklık, REM, Evre 1, Evre 2 ve Evre 3 olarak yapılan sınıflamada ise %62-78 olarak elde edilmiştir. Bu çalışmadan hareket ile solunum parametrelerinin uyku evrelemede etkin bir şekilde kullanılabileceğini düşünebiliriz.

Yapılan farklı bir çalışmada EEG işaretleri ile uyku evreleme işlemi gerçekleştirilmiş ve %82,15 gibi yüksek doğruluk oranı elde edilmiştir (61).

### Sonuç

Gerçekleştirmeyi düşündüğümüz apne-hipopne durumunun belirlenmesi için yapılacak çalışma için geniş bir literatür taraması yapılmıştır. Literatür taraması ile birlikte yapılacak ideal bir sistem için gerekli özelliklerin belirlenmesine çalışılmıştır. Alınacak işaretler, bu işaretleri almaya uygun sensörlerin belirlenmesi sağlanmıştır. İşaretlerin alınından sonra özellik çıkarımı için ideal yöntemler belirtilmiştir. İşaretlerin analizi için literatürde kullanılan ideal yöntemler belirtilmiştir.

İdeal bir sistemde veriler sensörler yardımı ile toplanmalı ve veri merkezine iletilmeli gerçek zamanlı analiz yapılmalıdır. Zamandan kazanmak için veri merkezi, sanal bir sistem olarak cihaz içerisinde olmalıdır. Cihaz içindeki veri merkezi, büyük veri merkezi ile kıyaslandığında oldukça küçük kalacaktır. Ancak sistemin hızlı çalışması bakımından oldukça etkili olacaktır. Elde edilen veri analizleri web tabanlı bir uygulama ile sanal ortama aktarılabilir ve hastanın kendi uyku bilgilerini görmesi sağlanabilir. Sanal ortama aktarılırken uyku ile ilgili bilgilerin analizlerinin gerçekleştirilmesi sisteme artı katacaktır.

PSG cihazının hastaya verdiği rahatsızlığı önlenmelidir. Sistem evde kullanılabilir olmalı ve kontrolünü hastanın kendisi rahatlıkla yapabilmelidir. Kompleks bağlantılardan kaçınılmalı, uzmanlık isteyen kullanıma sahip olmamalıdır. Laboratuvar ortamında bağlanan elektrotların ve kabloların

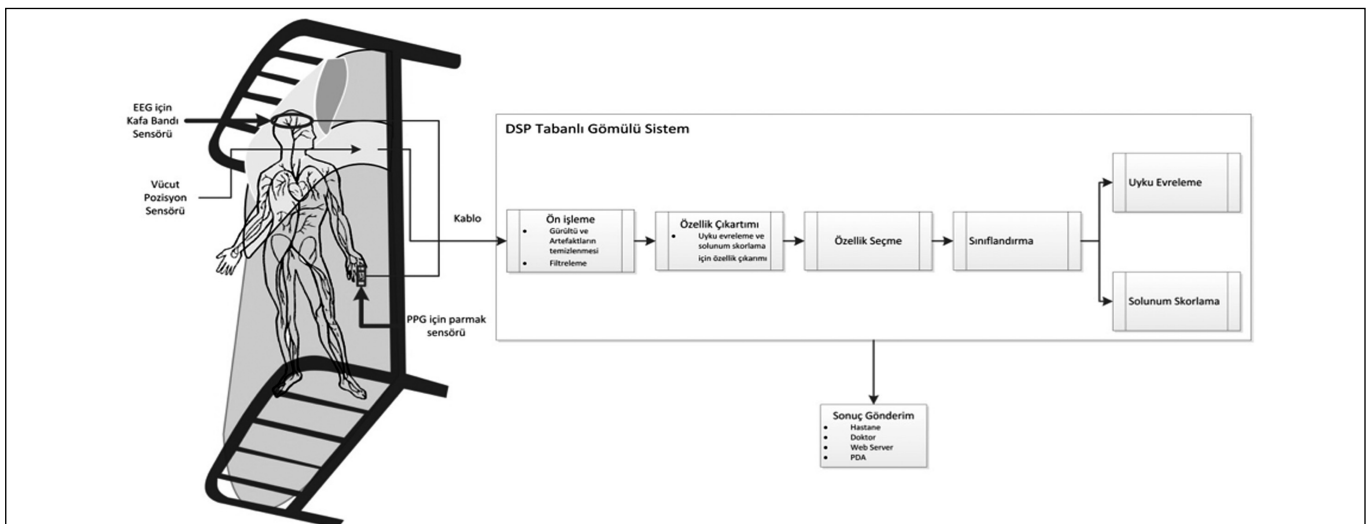
çokluğu hastayı doğal bir uyku ortamından uzaklaştırmaktadır. Bu stres altında çıkabilecek sonuçların doğruluğu düşülebilmektedir. Bundan dolayı hastaya rahat olabileceği bir ortamın hazırlanmalıdır. Kullanılacak sistemde bulunan kablo ve elektrot sayısını azaltarak hastaya olabildiğinde doğal bir uyku ortamı sağlanmalıdır. Bu özellikler göz önüne alındığında oluşabilecek bir sistemin evde uygulanması daha sağlıklı sonuç verebilir. Ayrıca sistemde kullanılan elektrot sayısının azaltılması ve vücuda bağlanan elektrotların rahatsız edici etkilerinin azaltılması önerilebilir. Tüm bunlar göz önüne alındığında evde uyku analiz sistemleri gelişmeye başlamıştır (19, 76, 77).

OSA teşhisi için tanı yöntemlerini geliştirmek hastalığın tedavisini hızlandıracaktır. İdeal bir sistem için blok diyagram aşağıda gösterilmiştir.

Sistem açıklanacak olursa;

İlk aşamada: Sensör seçimi işlemi yapılacaktır. EEG, PPG ve vücut pozisyon sensörleri, sinyallerinden elde edilmesinde kullanılacaktır. Uyku evreleme için EEG sinyalleri gereklidir. PPG sinyalinden çıkarılacak olan SpO2 ve kalp hızı değişkenleri de solunum skorlama için gereklidir. Uyku sırasında oluşan apne-hipopne durumlarının belirlenmesinde vücut pozisyonunda önemlidir. Apne-hipopne uykunun hangi evresinde ve hangi vücut pozisyonunda oluştuğu hastalığın teşhisi için önemlidir. Bu parametreler olmadan da apne-hipopneindexini belirlemek mümkündür. Ancak uyku sırasında oluşan apne-hipopne sayıları önemlidir. Uyanık iken oluşan apne-hipopne durumları bu sayı içerisine katılırsa hastalık olduğundan daha ileriymiş gibi görünebilir. Uyku halindeki apne-hipopne durumları da uyanık gibi algılanırsa hastalığın seviyesi düşük çıkabilir. Bu yüzden EEG sinyali apne-hipopne indexinin belirlenmesinde oldukça önemlidir.

İkinci aşamada: Sensörlerden elde edilen sinyaller kablolulu ya da kablosuz olarak oluşturulacak olan DSP tabanlı gömülü sisteme aktarılabilir.



Şekil 3. Akış Diyagramı



Üçüncü aşamada: Gömülü sistem içerisinde sensörlerden elde edilen sinyallerden artifaktları ve gürültüyü ayıklamak için ön-işleme yöntemleri kullanılabilir.

Dördüncü aşamada: Uyku evreleme işlemi için EEG ve vücut pozisyonu sensöründen elde edilen sinyallerden özellik çıkarımı ve solunum skorlama işlemi için de PPG sinyalinden özellik çıkarımı işlemleri yapılabilir.

Beşinci aşamada: Elde edilen özelliklerden en iyilerini ve sınıflama performansı yüksek olan özellikleri seçmek için özellik seçme algoritmaları uygulanabilir.

Altıncı aşamada: Uyku evrelerine ait özellikler ile solunum skorlama işlemine ait özellik sınıflama algoritmalarına giriş olarak verilerek uyku evreleme ve solunum skorlama işlemleri eş zamanlı olarak gerçekleştirilebilir.

Yedinci aşamada: Elde edilen bulgular, sinyaller ve uyku evreleme ve solunum skorlama sonuçları bilgisayara, doktora, hastaneye ve internet ortamına kablosuz olarak aktarılabilir. Elde edilen sistemin uzaktan izlenebilmesi için PDA ve benzeri tabanlı izleme sistemi de gerçekleştirilebilir.

## Tartışma ve Sonuç

Yapılan çalışmada elde edilen veriler, ileride yapılacak çalışmalara öncü olacak niteliktedir. Günümüze kadar yapılmış çalışmalar hakkında bilgi verilmiştir. Bunların üzerine ek olarak ideal bir sistem tasarımı için sistem özellikleri belirlenmiştir. Şekil 3'de gösterilen ideal sistemin özellikleri gösterilmiştir. Sistemin en önemli özelliği PSG cihazının verdiği rahatsızlığı giderecek yapıda olmasıdır. Sistem en az sensör ile PSG cihazının hastaya verdiği rahatsızlığı en aza indirecektir. Sistemin taşınabilir olması ile PSG cihazına alternatif bir sistem önerisi gerçekleştirilmiştir. Sistemin taşınabilir olmasından dolayı evde kullanıma uygundur.

Uyku izleme sırasında gerçek zamanlı analiz çok önemlidir. Uyku sırasında oluşabilecek durumlarda hastayı uyandırabilmek için gereklidir. Yapılan çalışmalarda gerçek zamanlı analiz yeteneğine sahip sistem oldukça azdır. Gerçek zamanlı analizin sunucu yerine cihaz içerisinde bulunan gömülü sistem ile gerçekleştirilmesi sistemin hızını oldukça arttıracaktır. Önerilen ideal sistemde gömülü sistem kulla-

**Tablo 3.** Literatürde yapılmış OSA teşhisine yönelik yapılan çalışmalara ait istatistiki bilgiler

| Yazarlar                   | Hastalık | Ref  | Kullanılan Sinyaller        | Çıkarılan Özellikler | Özellik Çıkartım Yöntemi            | Sınıflandırma Yöntemi  | Doğruluk Oranı (%)  | Gerçek Zamanlı Analiz |
|----------------------------|----------|------|-----------------------------|----------------------|-------------------------------------|------------------------|---|-----------------------|
| 2011 Abdulnasir Hossen     | SAHS     | [62] | ECG                         | R tepesi             | SDWDA                               | LF, HF filtre          | -   | Hayır                 |
| 2010 JaeHyukShin           | SAHS     | [63] | ECG, Respiration            | -                    | İstatistiksel                       | AMBT                   | 93%, 88%  | Hayır                 |
| 2010 Atila Yılmaz          | SAHS     | [64] | ECG, Respiration, PPG       | SpO2                 | -                                   | OSA tespit algoritması | -   | Evet                  |
| 2010 AlfredoBurgos         | SAHS     | [65] | ECG                         | SpO2                 | İstatistiksel                       | ADTree                 | ROC-AUC 98.5%, duyarlılık (sensitivity)92.35%, ve özgüllük (specificity) 93.52% | Evet                  |
| 2009 Kian H. Ang           | SAHS     | [66] | ECG                         | 45                   | Dalgacık analizi                    | FFNN                   | -   | Evet                  |
| 2009 AshidaNobuyuki        | SAHS     | [67] | Sound                       | Snoring, SpO2        | Yazılımsal analiz                   | -                      | -   | Hayır                 |
| 2009 Alberto ZaffaroniMeng | AHI      | [68] | Respiration                 | -                    | -                                   | SleepMinder Software   | Duyarlılık 89% ve özgüllük 92%.   | Evet                  |
| 2009 Abraham Otero         | SAHS     | [69] | ECG                         | R peak, HRV          | MATLAB ve LF, HF filtre             | MATLAB Algorithm       | -   | Evet                  |
| 2008 Yung-Fu Chen          | OSAS     | [70] | ODI                         | -                    | İstatistiksel                       | SVM                    | Duyarlılık 83,51%   | Hayır                 |
| 2008 WenlongXu             | SAHS     | [71] | ECG                         | HRV                  | Güç spektrum analizi                | MATLAB Algorithm       | -   | Hayır                 |
| 2008 G Angius              | SAHS     | [72] | PPG                         | SpO2, HRV            | İstatistiksel                       | -                      | -   | Evet                  |
| 2007 K.M. Chang'           | OSAS     | [73] | ECG                         | R peak, HRV          | Tompkin algoritması, t-test analizi | MATLAB Algorithm       | Duyarlılık 77% ve özgüllük 90%.   | Hayır                 |
| 2006 Khaled M. Al-Ashmouny | SAHS     | [74] | Respiration Thorax, Abdomen | -                    | -                                   | FPGA                   | -   | Evet                  |
| 2004 Ajith S               | OSA      | [75] | Horlama                     | -                    | İstatistiksel                       | ISPJ                   | Duyarlılık 86-100% özgüllük 50-80%.   | Hayır                 |

nımı önerilmiştir. Bu sayede verilerin analizi oldukça hızlı gerçekleştirilecektir. Sisteme eklenecek erken uyarı bölümü ile uyku sırasında acil durumlarda hasta uyandırılarak uykuda ölüm riski azaltılacaktır. Hastalığı ilerlemiş hastalarda uykuda solunum yetmezliği nedeniyle ölümler sık rastlanan bir durumdur.

Bu yönde yapılacak bu çalışmalar ile PSG sistemine alternatif fikirler üretecektir. Sürekli gelişmekte olan teknoloji ile, hasta izleme sistemleri hızla gelişmektedir. Her geçen gün geliştirilen elektrotlar ile sinyallerin alınması kolay ve rahatsızlığı en aza indirilmiş hale getirilmektedir. Yapılan literatür çalışması ile yapılacak çalışma fikirleri ortaya çıkacaktır.

İdeal sistem önerisinin geliştirilmesi için öncelikle sistemin gerçekleştirilmesi gereklidir. Ardından sistemin dezavantajları ortaya çıktığında yeni öneriler getirilebilir. İdeal sistemde dahi sensör sayısı oldukça fazladır. Sensör sayısı, sensör teknolojisinin gelişmesine bağlı olarak azalacaktır.

### Kaynakça

1. B. Yilmaz, M. H. Asyali, E. Arikan, S. Yetkin, and F. Ozgen, "Sleep stage and obstructive apneic epoch classification using single-lead ECG.," *Biomed. Eng. Online*, vol. 9, no. 1, p. 39, Jan. 2010.
2. H. Kaynak, *Uyku Uyuyamamak mı Uyanamamak mı? Doğan Kitap*, 2008.
3. P. Respiroics, *Practical aspects of sleep diagnostic. Philips Electronics N.V*, 2009.
4. R. JUNG and W. KUHL, "NEUROPHYSIOLOGICAL STUDIES OF ABNORMAL NIGHT SLEEP AND THE PICKWICKIAN SYNDROME.," *Prog. Brain Res.*, vol. 18, pp. 140–59, 1965.
5. C. Guilleminault, F. Eldridge, and W. C. Dement, "Insomnia, narcolepsy, and sleep apneas.," *Bull. Physiopathol. Respir. (Nancy)*, vol. 8, no. 5, pp. 1127–38.
6. T. Young, P. E. Peppard, and D. J. Gottlieb, "Epidemiology of obstructive sleep apnea: a population health perspective.," *Am. J. Respir. Crit. Care Med.*, vol. 165, no. 9, pp. 1217–39, May 2002.
7. T. I. Morgenthaler, V. Kagramanov, V. Hanak, and P. A. Decker, "Complex sleep apnea syndrome: is it a unique clinical syndrome?," *Sleep*, vol. 29, no. 9, pp. 1203–9, Sep. 2006.
8. M. O. Mendez, A. M. Bianchi, M. Matteucci, S. Cerutti, and T. Penzel, "Sleep Apnea Screening by Autoregressive Models From a Single ECG Lead," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 56, no. 12, pp. 2838–2850, Dec. 2009.
9. G. Angius and L. Raffo, "Cardiovascular disease and sleep apnoea: A wearable device for PPG acquisition and research aims," in *Computing in Cardiology (CinC)*, 2012, pp. 513–516.
10. World Health Organization Regional Office for Europe European Centre for Environment and Health Bonn Office, "WHO technical meeting on sleep and health," Bonn Germany, 2004.
11. R. Wolk, A. S. Gami, A. Garcia-Touchard, and V. K. Somers, "Sleep and Cardiovascular Disease," *Curr. Probl. Cardiol.*, vol. 30, no. 12, pp. 625–662, 2005.
12. E. A. Iliescu et al., "Quality of sleep and health-related quality of life in haemodialysis patients.," *Nephrol. Dial. Transplant*, vol. 18, no. 1, pp. 126–32, Jan. 2003.
13. J. M. Rodrigues, M. H. Estevao, J. L. Malaquias, P. Santos, G. Gouveia, and J. B. Simoes, "SleepAtHome - Portable Home Based System for Pediatric Sleep Apnoea Diagnosis," in *2007 IEEE International Conference on Portable Information Devices*, 2007, pp. 1–4.
14. K. Šušmáková, "Human Sleep and Sleep EEG," *Meas. Sci. Rev.*, vol. 4, no. 2, 2004.
15. E. F. Haponik, P. L. Smith, D. A. Meyers, and E. R. Bleecker, "Evaluation of sleep-disordered breathing. Is polysomnography necessary?," *Am. J. Med.*, vol. 77, no. 4, pp. 671–7, Oct. 1984.
16. M. Drinnan, J. Allen, P. Langley, and A. Murray, "Detection of sleep apnoea from frequency analysis of heart rate variability," in *Computers in Cardiology 2000. Vol.27 (Cat. 00CH37163)*, 2000, pp. 259–262.
17. J. V. Marcos, R. Hornero, D. Álvarez, F. del Campo, and C. Zamarrón, "Assessment of four statistical pattern recognition techniques to assist in obstructive sleep apnoea diagnosis from nocturnal oximetry," *Med. Eng. Phys.*, vol. 31, no. 8, pp. 971–978, Oct. 2009.
18. P. Varady, T. Micsik, S. Benedek, and Z. Benyo, "A novel method for the detection of apnea and hypopnea events in respiration signals," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 49, no. 9, pp. 936–942, Sep. 2002.
19. C. C. R. Sady, U. S. Freitas, A. Portmann, J.-F. Muir, C. Letellier, and L. A. Aguirre, "Automatic sleep staging from ventilator signals in non-invasive ventilation," *Comput. Biol. Med.*, vol. 43, no. 7, pp. 833–839, Aug. 2013.
20. M. Chan, D. Estève, J.-Y. Fourniols, C. Escriba, and E. Campo, "Smart wearable systems: Current status and future challenges," *Artif. Intell. Med.*, vol. 56, no. 3, pp. 137–156, Nov. 2012.
21. A. Kales and A. Rechtschaffen, *A Manual of Standardized Terminology Techniques and Scoring System for Sleep Stages of Human Subjects*. Los Angeles: Bethesda, Md., U. S. National Institute of Neurological Diseases and Blindness, Neurological Information Network, 1968.
22. W. Dement and N. Kleitman, "Cyclic variations in EEG during sleep and their relation to eye movements, body motility, and dreaming," *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.*, vol. 9, no. 4, pp. 673–690, 1957.
23. C. Pollak, M. J. Thorpy, J. Yager, and M. J. Thorpy, *The encyclopedia of sleep and sleep disorders. Facts on File*, 2010.
24. C. Iber, S. Ancoli-Israel, A. L. Chesson, and S. F. Quan, *The AASM manual for the scoring of sleep and associated events: rules, terminology and technical specifications, 1st ed. We. American Academy of Sleep Medicine*, 2007.
25. "10/20 positioning | DIY tDCS." [Online]. Available: <http://www.diytdcs.com/tag/1020-positioning/>. [Accessed: 15-Feb-2017].
26. AASM, "Sleep-related breathing disorders in adults: recommendations for syndrome definition and measurement techniques in clinical research. The Report of an American Academy of Sleep Medicine Task Force.," *Sleep*, vol. 22, no. 5, pp. 667–89, Aug. 1999.
27. S. Khalighi, T. Sousa, G. Pires, and U. Nunes, "Automatic sleep staging: A computer assisted approach for optimal combination of features and polysomnographic channels," *Expert Syst. Appl.*, vol. 40, no. 17, pp. 7046–7059, 2013.
28. S. Eyal, Y. Dagan, and A. Baharav, "Sleep in the Cloud: On How to Use Available Heart Rate Monitors to Track Sleep and Improve Quality of Life," in *Computing in Cardiology (CinC)*, 2012, pp. 329–332.
29. M. Ronzhina, O. Janoušek, J. Kolářová, M. Nováková, P. Honzík, and I. Provazník, "Sleep scoring using artificial neural networks," *Sleep Med. Rev.*, vol. 16, no. 3, pp. 251–263, Jun. 2012.
30. I. Hermawan, M. S. Alvissalim, M. I. Tawakal, and W. Jatmiko, "An integrated sleep stage classification device based on electrocardiograph signal," in *Advanced Computer Science and Information Systems (ICACSIS)*, 2012 International Conference on, 2012, pp. 37–41.

31. A. Ersöz and S. Özşen, "UYKU EEG SİNYALİNİN YAPAY SİNİR AĞ MODELİ İLE SINIFLANDIRILMASI," in *Elektrik-Elektronik ve Bilgisayar Sempozyumu*, 2011, pp. 298–301.
32. W. Zhao, J. Yan, B. Hu, H. Ma, and L. Liu, "Advanced measure selection in automatic NREM discrimination based on EEG," in *ICP-CA10 - 5th International Conference on Pervasive Computing and Applications*, 2010, pp. 26–31.
33. P. de Chazal, E. O'Hare, N. Fox, and C. Heneghan, "Assessment of sleep/wake patterns using a non-contact biomotion sensor," in *2008 30th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 2008, vol. 2008, pp. 514–517.
34. S. J. Redmond and C. Heneghan, "Cardiorespiratory-Based Sleep Staging in Subjects With Obstructive Sleep Apnea," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 53, no. 3, pp. 485–496, Mar. 2006.
35. N. A. Sazonova, E. E. Sazonov, B. Tan, S. A. C. Schuckers, and CHIME study group, "Sleep State Scoring in Infants from Respiratory and Activity Measurements," in *2006 International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 2006, vol. 1, pp. 2462–2465.
36. A. T. Lewicke, E. S. Sazonov, M. J. Corwin, and S. A. C. Schuckers, "Reliable determination of sleep versus wake from heart rate variability using neural networks," in *Proceedings. 2005 IEEE International Joint Conference on Neural Networks*, 2005., vol. 4, pp. 2394–2399.
37. K. Watanabe, T. Manabe, and T. Yoshikawa, "Estimation of sleep stages based on heart rate fluctuation and body movement," in *SICE 2004 Annual Conference*, 2004, pp. 2153–2156.
38. R. B. Berry et al., "Rules for scoring respiratory events in sleep: update of the 2007 AASM Manual for the Scoring of Sleep and Associated Events. Deliberations of the Sleep Apnea Definitions Task Force of the American Academy of Sleep Medicine.," *J. Clin. Sleep Med.*, vol. 8, no. 5, pp. 597–619, Oct. 2012.
39. R. B. Berry et al., "The AASM Manual for the Scoring of Sleep and Associated Events: Rules, Terminology and Technical Specifications," 2016.
40. T. T. Society, "Türk toraks derneği obstrüktif uyku apne sendromu tanı ve tedavi uzlaşma raporu," *Türk Toraks Derg.*, vol. 13, no. December, p. 66, 2012.
41. M. K. Uçar, M. R. Bozkurt, C. Bilgin, and K. Polat, "Automatic detection of respiratory arrests in OSA patients using PPG and machine learning techniques," *Neural Comput. Appl.*, pp. 1–15, Oct. 2016.
42. M. K. Uçar, M. R. Bozkurt, C. Bilgin, and K. Polat, "Automatic sleep staging in obstructive sleep apnea patients using photoplethysmography, heart rate variability signal and machine learning techniques," *Neural Comput. Appl.*, pp. 1–16, May 2016.
43. L. G. Doroshenkov, V. A. Konyshov, and S. V. Selishchev, "Classification of human sleep stages based on EEG processing using hidden Markov models," *Med. Tekh.*, no. 1, pp. 24–8.
44. V. P. Jain, V. D. Mytri, V. V. Shete, and B. K. Shiragapur, "Sleep stages classification using wavelet transform & neural network," in *Proceedings - IEEE-EMBS International Conference on Biomedical and Health Informatics: Global Grand Challenge of Health Informatics, BHI 2012*, 2012, pp. 71–74.
45. J. Virkkala, J. Hasan, A. Värri, S.-L. Himanen, and M. Härmä, "The use of two-channel electro-oculography in automatic detection of unintentional sleep onset," *J. Neurosci. Methods*, vol. 163, no. 1, pp. 137–144, Jun. 2007.
46. J. Zhang, D. Chen, J. Zhao, M. He, Y. Wang, and Q. Zhang, "RASS: A Portable Real-time Automatic Sleep Scoring System," in *2012 IEEE 33rd Real-Time Systems Symposium*, 2012, pp. 105–114.
47. Y. Zhang, C. C. Y. Poon, C. Chan, M. W. W. Tsang, and K. Wu, "A Health-Shirt using e-Textile Materials for the Continuous and Cuffless Monitoring of Arterial Blood Pressure," in *2006 3rd IEEE/EMBS International Summer School on Medical Devices and Biosensors*, 2006, pp. 86–89.
48. N. Butkov, T. L. Lee-Chiong, and American Association of Sleep Technologists., *Fundamentals of sleep technology*. Wolters Kluwer Health/Lippincott Williams & Wilkins, 2007.
49. Y. G. Lim, K. K. Kim, and K. S. Park, "ECG Recording on a Bed During Sleep Without Direct Skin-Contact," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 54, no. 4, pp. 718–725, Apr. 2007.
50. K. Wu and Y. Zhang, "Contactless and continuous monitoring of heart electric activities through clothes on a sleeping bed," in *2008 International Conference on Technology and Applications in Biomedicine*, 2008, pp. 282–285.
51. W. Verkrusse, L. O. Svaasand, and J. S. Nelson, "Remote plethysmographic imaging using ambient light.," *Opt. Express*, vol. 16, no. 26, pp. 21434–45, Dec. 2008.
52. J. R. SHAMBROOM, S. E. FÁBREGAS, and J. JOHNSTONE, "Validation of an automated wireless system to monitor sleep in healthy adults," *J. Sleep Res.*, vol. 21, no. 2, pp. 221–230, Apr. 2012.
53. R. Spaulding, D. Stevens, and S. E. Velasquez, "Experience with telehealth for sleep monitoring and sleep laboratory management," *J. Telemed. Telecare*, vol. 17, no. 7, pp. 346–349, Oct. 2011.
54. R. Parikh, M. N. TouVelle, H. Wang, and S. N. Zallek, "Sleep Telemedicine: Patient Satisfaction and Treatment Adherence," *Telemed. e-Health*, vol. 17, no. 8, pp. 609–614, Oct. 2011.
55. J. Shin, Y. Chee, and K. W. Park, "Long-term Sleep Monitoring System and Long-term Sleep Parameters using Unconstrained Method," in *Intl. Special Topic Con! on Info. Tech.*, 2006.
56. W. K. T. Tasaki, T. Nemoto, K. Yamakoshi, and W. Chen, "Development of biometry system in the sleep by pillow cuff installed on the occiput," *Japanese Soc. Med. BioI. Eng.*, vol. 41, no. 1, p. 168, 2003.
57. D. C. Mack, D. C. Mack, J. T. Patrie, P. M. Suratt, R. A. Felder, and M. Alwan, "Development and Preliminary Validation of Heart Rate and Breathing Rate Detection Using a Passive, Ballistocardiography-Based Sleep Monitoring System," *IEEE Trans. Inf. Technol. Biomed.*, vol. 13, no. 1, pp. 111–120, Jan. 2009.
58. R. J. Thomas, J. E. Mietus, C.-K. Peng, and A. L. Goldberger, "An electrocardiogram-based technique to assess cardiopulmonary coupling during sleep.," *Sleep*, vol. 28, no. 9, pp. 1151–61, Sep. 2005.
59. J. Mass, S. Fabregas, R. Kopynec, D. Haswell, R. Fortgang, and J. Shambroom, "Putting sleep to the test: a collegiate sleep study," *Sleep*, vol. 33, p. A77, 2010.
60. S. Herscovici, A. Pe'er, S. Papyan, and P. Lavie, "Detecting REM sleep from the finger: an automatic REM sleep algorithm based on peripheral arterial tone (PAT) and actigraphy," *Physiol. Meas.*, vol. 28, no. 2, pp. 129–140, Feb. 2007.
61. S. Güneş, K. Polat, and Ş. Yosunkaya, "Efficient sleep stage recognition system based on EEG signal using k-means clustering based feature weighting," *Expert Syst. Appl.*, vol. 37, no. 12, pp. 7922–7928, 2010.
62. A. Hossen, B. Al Ghunaimi, and M. Hassan, "The importance of the very low frequency power of heart rate variability in screening of patients with obstructive sleep Apnea," in *2011 IEEE Symposium on Industrial Electronics and Applications*, 2011, pp. 638–642.
63. J. H. Jae Hyuk Shin, Y. J. Young Joon Chee, D.-U. Do-Un Jeong, and K. S. Kwang Suk Park, "Nonconstrained Sleep Monitoring System and Algorithms Using Air-Mattress With Balancing Tube Method," *IEEE Trans. Inf. Technol. Biomed.*, vol. 14, no. 1, pp. 147–156, Jan. 2010.
64. A. Yilmaz and T. Dundar, "Home recording for pre-phase sleep apnea diagnosis by Holter recorder using MMC memory," in *2010*

- IEEE International Conference on Virtual Environments, Human-Computer Interfaces and Measurement Systems*, 2010, pp. 126–129.
65. A. Burgos, A. Goñi, A. Illarramendi, and J. Bermudez, "Real-Time Detection of Apneas on a PDA," *IEEE Trans. Inf. Technol. Biomed.*, vol. 14, no. 4, pp. 995–1002, Jul. 2010.
  66. K. H. Ang, Y. Xu, and A. H. Khandoker, "Simulink-based sleep apnea screening model for portable diagnosis," in *2009 International Conference on Intelligent Sensors, Sensor Networks and Information Processing (ISSNIP)*, 2009, pp. 201–206.
  67. A. Nobuyuki, N. Yasuhiro, T. Taiki, Y. Miyae, M. Kiyoko, and H. Terumasa, "Trial of measurement of sleep apnea syndrome with sound monitoring and SpO<sub>2</sub> at home," in *2009 11th International Conference on e-Health Networking, Applications and Services (Healthcom)*, 2009, pp. 66–69.
  68. A. Zaffaroni, P. de Chazal, C. Heneghan, P. Boyle, P. R. Mppm, and W. T. McNicholas, "SleepMinder: An innovative contact-free device for the estimation of the apnoea-hypopnoea index," in *2009 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 2009, vol. 2009, pp. 7091–9094.
  69. A. Otero, S. F. Dapena, P. Felix, J. Presedo, and M. Tarasco, "A low cost screening test for Obstructive Sleep Apnea that can be performed at the patient's home," in *2009 IEEE International Symposium on Intelligent Signal Processing*, 2009, pp. 199–204.
  70. Yung-Fu Chen, Jen-Ho Chen, Liang-Wen Hung, Yen-Ju Lin, and Chih-Jaan Tai, "Diagnosis and prediction of patients with severe obstructive apneas using support vector machine," in *2008 International Conference on Machine Learning and Cybernetics*, 2008, pp. 3236–3241.
  71. W. Xu, X. Liu, and Z. Pan, "Definition of Sleep Apnea Event by One Minute HRV Spectrum Analysis," in *2008 2nd International Conference on Bioinformatics and Biomedical Engineering*, 2008, pp. 2292–2294.
  72. G. Angius and L. Raffo, "A sleep apnoea keeper in a wearable device for Continuous detection and screening during daily life," in *2008 Computers in Cardiology*, 2008, pp. 433–436.
  73. K. M. Chang, M. S. Shih, T. H. Lan, and L. W. Hang, "Bluetooth Based Wireless Sleep Remote Monitoring System," in *2007 6th International Special Topic Conference on Information Technology Applications in Biomedicine*, 2007, pp. 309–312.
  74. K. M. Al-Ashmouny, H. M. Hamed, and A. A. Morsy, "FPGA-based Sleep Apnea Screening Device for Home Monitoring," in *2006 International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 2006, vol. 1, pp. 5948–5951.
  75. A. S. Wakwella, U. R. Abeyratne, and C. Hukins, "Snore based systems for the diagnosis of apnoea: a novel feature and its receiver operating characteristics for a full-night clinical database," in *IEEE International Workshop on Biomedical Circuits and Systems*, 2004., pp. 147–150.
  76. F. Barbé, M. A. Quera-Salva, J. de Lattre, P. Gajdos, and A. G. Agustí, "Long-term effects of nasal intermittent positive-pressure ventilation on pulmonary function and sleep architecture in patients with neuromuscular diseases.," *Chest*, vol. 110, no. 5, pp. 1179–83, Nov. 1996.
  77. M. W. Elliott, A. K. Simonds, M. P. Carroll, J. A. Wedzicha, and M. A. Branthwaite, "Domiciliary nocturnal nasal intermittent positive pressure ventilation in hypercapnic respiratory failure due to chronic obstructive lung disease: effects on sleep and quality of life.," *Thorax*, vol. 47, no. 5, pp. 342–8, May 1992.