

**KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

ELEKTRİK ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI

BİLİŞSEL YORGUNLUĞUN EEG SİNYALLERİNİN GAMA BANDINDAN TESPİTİ

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Sevde Gül KORKMAZ

**TEMMUZ 2022
TRABZON**



KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

ELEKTRİK ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI

BİLİŞSEL YORGUNLUĞUN EEG SİNYALLERİNİN GAMA BANDINDAN TESPİTİ

Sevde Gül KORKMAZ

ORCID : - - -

Karadeniz Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsünde
" ELEKTRONİK YÜKSEK MÜHENDİSİ "
Unvanı Verilmesi İçin Kabul Edilen Tezdir.

Tezin Enstitüye Verildiği Tarih : 29 / 06 / 2022

Tezin Savunma Tarihi : 18 / 07 / 2022

Tez Danışmanı : Doç. Dr. Önder AYDEMİR
ORCID : - - -

Trabzon 2022

ÖNSÖZ

Tez çalışmam boyunca benden yardımlarını hiçbir zaman esirgemeyen, insani ve ahlaki özelliklerini; çalışmalarını örnek edindiğim, bilgisinden her daim faydalandığım ve bu süreçte bana göstermiş olduğu sabrından dolayı değerli hocam Sayın Doç. Dr. Önder Aydemir'e, tüm Elektrik Elektronik/ Bilgisayar Mühendisliği Bölümü öğretim üyelerine, bu günlere gelmemde büyük pay sahibi olan aileme ve tüm yüksek lisans dönemi boyunca maddi ve manevi tüm desteğini benden esirgemeyen kıymetli eşim Onur Erdem Korkmaz'a teşekkürlerimi sunarım.

Sevde Gül Korkmaz

Trabzon, 2022

TEZ ETİK BEYANNAMESİ

Yüksek Lisans Tezi olarak sunduğum “ Bilişsel Yorgunluğun EEG Sinyallerinin Gama Bandından Tespiti ” başlıklı bu çalışmayı baştan sona kadar danışmanım Doç. Dr. Önder Aydemir’in sorumluluğunda tamamladığımı, verileri kendim topladığımı, analizleri ilgili laboratuvarı yaptığımı, başka kaynaklardan aldığım bilgileri metinde ve kaynakçada eksiksiz olarak gösterdiğimi, çalışma süresince bilimsel araştırma ve etik kurallara uygun olarak davrandığımı ve aksinin ortaya çıkması durumunda her türlü yasal sonucu kabul ettiğimi beyan ederim. 18/07/2022

Sevde Gül Korkmaz

İÇİNDEKİLER

Sayfa No

ÖNSÖZ	III
TEZ ETİK BEYANNAMESİ	IV
İÇİNDEKİLER	V
ÖZET	VII
SUMMARY	VIII
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	IX
TABLolar DİZİNİ	XII
SEMBOLLER DİZİNİ	XIV
1. GENEL BİLGİLER.....	1
1.1. Yorgunluğun Ortaya Çıkışı ve Sonuçları	3
1.2. Yorgunluğun Tespit Edilmesinde Kullanılan Yöntemler	4
1.2.1. Elektrodermal Aktivite ile Bilişsel Yorgunluğun Tespiti	5
1.2.2. Kalp Hızı Değişkenliği Parametreleriyle Bilişsel Yorgunluğun Tespiti.....	6
1.2.3. Magnetoensefalografi ile Bilişsel Yorgunluğun Tespiti	7
1.2.4. Elektrokardiyografi ile Bilişsel Yorgunluğun Tespiti	8
1.2.5. Fonksiyonel Manyetik Rezonans Görüntüleme ile Bilişsel Yorgunluğun Tespiti..	9
1.2.6. Elektrookülogram ile Bilişsel Yorgunluğun Tespiti.....	10
1.2.7. Diğer Yöntemler ile Bilişsel Yorgunluğun Tespiti.....	11
1.2.8. Elektroensefalografi ile Bilişsel Yorgunluğun Tespiti	11
2. YAPILAN ÇALIŞMALAR.....	15
2.1. Paradigma.....	15
2.2. EEG Kaydı	17
2.3. Ön İşleme	18
2.4. Bloklara Ayırma.....	22
2.5. Öznitelik Çıkarma	25
2.5.1. Bant Gücü Özniteliği.....	25
2.5.2. İstatistiksel Öznitelikler.....	28
2.5.2.1. Çarpıklık Değeri.....	29
2.5.2.2. Basıklık Değeri.....	29
2.5.2.3. Kare Ortalamalarının Karekökü	29
2.5.3. Yüksek Dereceli Spektral Özniteliği	29

2.6.	Sınıflandırma.....	30
2.6.1.	Yapay Sinir Ağları	31
2.6.2.	Destek Vektör Makinaları	32
2.6.3.	Doğrusal Diskriminant Analizi.....	33
2.7.	Bant Gücü Grafiklerinin Oluşturulması.	34
2.8.	Davranışsal Veriler.....	36
2.9.	NASA TLX ve RTLX Yöntemi ile Bilişsel İş Yükünün Tespit Edilmesi.....	36
3.	BULGULAR	41
3.1.	Sınıflandırma Sonuçları.....	41
3.1.1.	Karşılaştırmalı Sınıflandırma Sonuçları	42
3.1.1.1.	Bant Gücü Özniteliğine Ait Sonuçlar	42
3.1.1.2.	İstatistiksel Özniteliklere Ait Sonuçlar	42
3.1.1.2.	Yüksek Dereceli Spektral Özniteliğine Ait Sonuçlar	43
3.1.2.	Bant Gücü Özniteliği Kullanılarak Elde Edilen Sınıflandırma Sonuçları	43
3.2.	Bant Gücü Grafikleri.....	64
3.3.	Davranışsal Veri Sonuçları.....	73
3.4.	NASA-TLX Sonuçları.....	75
4.	İRDELEME.....	78
5.	SONUÇ	81
6.	ÖNERİLER	84
7.	KAYNAKLAR.....	85
ÖZGEÇMİŞ		

Yüksek Lisans Tezi

ÖZET

BİLİŞSEL YORGUNLUĞUN EEG SİNYALLERİNİN GAMA BANDINDAN TESPİTİ

Sevde Gül KORKMAZ

Karadeniz Teknik Üniversitesi
Fen Bilimleri Enstitüsü
Elektrik-Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı
Danışman: Doç. Dr. Önder AYDEMİR
2022, 89 Sayfa

Bilişsel yorgunluk, var olan bilişsel performansı devam ettirebilmek için sürekli olmayan bir yetersizlik durumudur ve uzun süren aktiviteler veya stres altında uzun süre çalışma sonucu meydana gelen psiko-biyolojik bir durumdur. Bilişsel yorgunluk yapılan işte hataların artmasına, çeşitli güvenlik zafiyetlerinin ortaya çıkmasına ve performans azalmasına sebep olmaktadır. Bu nedenle bilişsel yorgunluğun tespiti bazı meslek grupları için oldukça önemlidir. Bu amaç doğrultusunda yapılan bu tez çalışmasında, kullanım-ulaşım açısından avantaj sağlayan EEG sinyalleri kullanılarak bilişsel yorgunluk tespit edilmeye çalışılmıştır. Bilişsel yorgunluğun tespiti amacıyla oluşturulan paradigma kullanılarak toplam 8 katılımcıyla deneyler gerçekleştirilmiş ve EEG sinyalleri kaydedilmiştir. Kaydedilen EEG sinyalleri kullanılarak, beynin farklı bölgelerinin, farklı frekans bantlarının ve farklı EEG uzunluklarının bilişsel iş yükünün sınıflandırması üzerine etkisi araştırılmıştır. Ayrıca dilenme ve bilişsel iş yükünün olduğu durumlardaki EEG sinyallerinin bant güçleri grafiksel açıdan karşılaştırılmıştır. YSA algoritmasıyla tüm elektrotların gama frekansına ait bant gücü ve 5 s uzunluğundaki EEG parçaları kullanılarak en yüksek %99.49 sınıflandırma doğruluğu elde edilmiştir. Bant güçleri grafikleri değerlendirilerek yapılan karşılaştırmalı sonuçlarda ise gama, teta ve alfa frekans bantlarında özellikle frontal bölge elektrotlarında farklılık olduğu görülmektedir.

Anahtar Kelimeler: EEG, Bilişsel yorgunluk, Farklı frekans bantları, Farklı EEG uzunlukları, Beynin farklı bölgeleri.

Master Thesis

SUMMARY

DETECTION OF COGNITIVE FATIGUE FROM GAMMA BAND OF EEG SIGNALS

Sevde Gül KORKMAZ

Karadeniz Technical University

The Graduate School of Natural and Applied Sciences Electrical-Electronics Engineering

Graduate Program Supervisor: Önder AYDEMİR

2022, 89 Pages

Cognitive fatigue is a discontinuous inability to maintain the existing cognitive performance and is a psycho-biological condition that occurs as a result of prolonged activities or working under stress. Cognitive fatigue causes an increase in errors, the emergence of various security vulnerabilities and a decrease in performance. For this reason, the detection of cognitive fatigue is very important for some occupational groups. In this thesis study conducted for this purpose, cognitive fatigue was tried to be determined by using EEG signals, which provide advantages in terms of use-transportation. Experiments were carried out with a total of 8 participants using the paradigm created for the detection of cognitive fatigue and EEG signals were recorded. Using the recorded EEG signals, the effects of different brain regions, different frequency bands and different EEG lengths on the classification of cognitive workload were investigated. In addition, band power of EEG signals in situations with resting and cognitive workload were compared graphically. With the ANN algorithm, the highest 99.49% classification accuracy was obtained by using the band power of the gamma frequency of all electrodes and the 5 s-long EEG fragments. In the comparative results made by evaluating the band power graphs, it is seen that there is a difference in the gamma, theta and alpha frequency bands, especially in the frontal region electrodes.

Keywords: EEG, Cognitive fatigue, Different frequency bands, Different EEG lengths, Different regions of the brain.

ŞEKİLLER DİZİNİ

Sayfa No

Şekil 1. Yorgunluğun patofizyolojisi (Çayakar, 2019).....	4
Şekil 2. EEG sinyallerinde gözlenen dalgalar.....	12
Şekil 3. Uluslararası 10-20 EEG konumlandırma sistemi	13
Şekil 4. a. Bipolar b. Unipolar EEG ölçüm metotları	13
Şekil 5. Tez çalışması kapsamında yürütülen çalışmaların blok diyagramı	15
Şekil 6. Deneyde yer alan bloklar ve süreleri	16
Şekil 7. Bilişsel yorgunluğun tespiti için oluşturulan paradigma	16
Şekil 8. Veri alınırken kullanılan elektrotların dizilimi	17
Şekil 9. Uygulanan bant geçiren filtreler sonucunda elde edilmiş EEG verileri	19
Şekil 10. Tüm frekans bileşenlerinin toplamı ve ham EEG verisi.....	20
Şekil 11. Analyzer2 paket programında yapılan ham veri incelemesi.....	21
Şekil 12. Deney düzeneği	22
Şekil 13. Bloklar ve tetikleme işaretleri.....	23
Şekil 14. Dinlenme bloğu ve delta frekans bandı için elde edilen 1 s'lik EEG parçaları	24
Şekil 15. Dinlenme bloğunun delta frekans bandında 1 s'lik EEG parçaları için bant gücü hesaplama adımları.....	26
Şekil 16. Sınıflandırılacak veri setinin oluşturulması	28
Şekil 17. Veri setinin eğitim, doğrulama ve test kısımlarına ayrılması	31
Şekil 18. Yapay sinir ağları modeli.....	32
Şekil 19. Hızlı fourier dönüşümü algoritması (BrainProductsWebinar, 2020).	35
Şekil 20. Bant gücü hesaplama adımları.....	35
Şekil 21. Ölçek üzerinde işaretleme yapılan tablo örneği.....	38
Şekil 22. İkili karşılaştırma örnekleri.....	39
Şekil 23. Tüm kanallar kullanılarak 1, 2, 3 ve 4. kişiler için elde edilen doğruluklar	45
Şekil 24. Tüm kanallar kullanılarak 5, 6, 7 ve 8. kişiler için elde edilen doğruluklar	46
Şekil 25. Tüm kanallar kullanılarak tüm kişiler için elde edilen ortalama doğruluklar	47
Şekil 26. Frontal elektrotlar kullanılarak 1, 2, 3 ve 4. kişiler için elde edilen doğruluklar ..	49
Şekil 27. Frontal elektrotlar kullanılarak 5, 6, 7 ve 8. kişiler için elde edilen doğruluklar ..	50
Şekil 28. Frontal bölge elektrotları kullanılarak tüm kişiler için elde edilen ortalama doğruluklar	51

Şekil 29. Sentral elektrotlar kullanılarak 1, 2, 3 ve 4. kişiler için elde edilen doğruluklar..	52
Şekil 30. Sentral elektrotlar kullanılarak 5, 6, 7 ve 8. kişiler için elde edilen doğruluklar..	53
Şekil 31. Sentral bölge elektrotları kullanılarak tüm kişiler için elde edilen ortalama doğruluklar	54
Şekil 32. Parietal elektrotlar kullanılarak 1, 2, 3 ve 4. kişiler için elde edilen doğruluklar.	55
Şekil 33. Parietal elektrotlar kullanılarak 5, 6, 7 ve 8. kişiler için elde edilen doğruluklar.	56
Şekil 34. Parietal bölge elektrotları kullanılarak tüm kişiler için elde edilen ortalama doğruluklar	57
Şekil 35. Oksipital elektrotlar kullanılarak 1, 2, 3 ve 4. kişiler için elde edilen doğruluklar	58
Şekil 36. Oksipital elektrotlar kullanılarak 5, 6, 7 ve 8. kişiler için elde edilen doğruluklar	59
Şekil 37. Oksipital bölge elektrotları kullanılarak tüm kişiler için elde edilen ortalama doğruluklar	60
Şekil 38. Temporal elektrotlar kullanılarak 1, 2, 3 ve 4. kişiler için elde edilen doğruluklar	61
Şekil 39. Temporal elektrotlar kullanılarak 5, 6, 7 ve 8. kişiler için elde edilen doğruluklar	62
Şekil 40. Temporal bölge elektrotları kullanılarak tüm kişiler için elde edilen ortalama doğruluklar	63
Şekil 41. Teta frekans bandı ve frontal bölge elektroları için dinlenme ve iş yükü bloklarına ait bant güçlerinin karşılaştırılması	64
Şekil 42. Teta frekans bandı ve sentral bölge elektroları için dinlenme ve iş yükü bloklarına ait bant güçlerinin karşılaştırılması	65
Şekil 43. Teta frekans bandı ve parietal bölge elektroları için dinlenme ve iş yükü bloklarına ait bant güçlerinin karşılaştırılması	65
Şekil 44. Teta frekans bandı ve oksipital bölge elektroları için dinlenme ve iş yükü bloklarına ait bant güçlerinin karşılaştırılması	66
Şekil 45. Alfa frekans bandı ve frontal bölge elektroları için dinlenme ve iş yükü bloklarına ait bant güçlerinin karşılaştırılması	66
Şekil 46. Alfa frekans bandı ve sentral bölge elektroları için dinlenme ve iş yükü bloklarına ait bant güçlerinin karşılaştırılması	67

Şekil 47. Alfa frekans bandı ve parietal bölge elektroları için dinlenme ve iş yükü	
bloklarına ait bant güçlerinin karşılaştırılması	67
Şekil 48. Alfa frekans bandı ve oksipital bölge elektroları için dinlenme ve iş yükü	
bloklarına ait bant güçlerinin karşılaştırılması	68
Şekil 49. Beta frekans bandı ve frontal bölge elektroları için dinlenme ve iş yükü	
bloklarına ait bant güçlerinin karşılaştırılması	68
Şekil 50. Beta frekans bandı ve sentral bölge elektroları için dinlenme ve iş yükü	
bloklarına ait bant güçlerinin karşılaştırılması	69
Şekil 51. Beta frekans bandı ve parietal bölge elektroları için dinlenme ve iş yükü	
bloklarına ait bant güçlerinin karşılaştırılması	69
Şekil 52. Beta frekans bandı ve oksipital bölge elektroları için dinlenme ve iş yükü	
bloklarına ait bant güçlerinin karşılaştırılması	70
Şekil 53. Gama frekans bandı ve frontal bölge elektroları için dinlenme ve iş yükü	
bloklarına ait bant güçlerinin karşılaştırılması	70
Şekil 54. Gama frekans bandı ve sentral bölge elektroları için dinlenme ve iş yükü	
bloklarına ait bant güçlerinin karşılaştırılması	71
Şekil 55. Gama frekans bandı ve parietal bölge elektroları için dinlenme ve iş yükü	
bloklarına ait bant güçlerinin karşılaştırılması	71
Şekil 56. Gama frekans bandı ve oksipital bölge elektroları için dinlenme ve iş yükü	
bloklarına ait bant güçlerinin karşılaştırılması	72

TABLolar DİZİNİ

Sayfa No

Tablo 1. Bilişsel yorgunluğun tespit edilmesinde kullanılan beyin tabanlı yöntemlerin karşılaştırılması (Kamrani, 2014).....	14
Tablo 2. Öznitelik çıkarma aşamasından önce elde edilmiş EEG sinyalleri	24
Tablo 3. Dinlenme bloğu için farklı frekans bileşenleri ve farklı EEG uzunlukları için elde edilen veri hücre boyutları.....	25
Tablo 4. Dinlenme bloğunda farklı frekans bileşenleri ve farklı EEG uzunlukları için elde edilen bant güçleri matrisleri	27
Tablo 5. NASA-TLX ve NASA-RTLX yöntemleriyle bir eylemin iş yükünün belirlenmesinde kullanılan faktörler.....	37
Tablo 6. Bant gücü öz niteliği kullanılarak elde edilen sınıflandırma doğrulukları	42
Tablo 7. İstatistiksel öz nitelikler kullanılarak elde edilen sınıflandırma doğrulukları	42
Tablo 8. Yüksek dereceli spektral öz niteliği kullanılarak elde edilen sınıflandırma doğrulukları	43
Tablo 9. Farklı EEG bantları ve farklı EEG uzunlukları için, tüm kanallar kullanılarak dinlenme ve iş yükü bloklarının tüm kişiler için ortalama sınıflandırılma doğrulukları	47
Tablo 10. Farklı EEG bantları ve farklı EEG uzunlukları için, frontal bölge elektrotları kullanılarak dinlenme ve iş yükü bloklarının tüm kişiler için ortalama sınıflandırılma doğrulukları.....	51
Tablo 11. Farklı EEG bantları ve farklı EEG uzunlukları için, sentral bölge elektrotları kullanılarak dinlenme ve iş yükü bloklarının tüm kişiler için ortalama sınıflandırılma doğrulukları.....	54
Tablo 12. Farklı EEG bantları ve farklı EEG uzunlukları için, parietal bölge elektrotları kullanılarak dinlenme ve iş yükü bloklarının tüm kişiler için ortalama sınıflandırılma doğrulukları.....	57
Tablo 13. Farklı EEG bantları ve farklı EEG uzunlukları için, oksipital bölge elektrotları kullanılarak dinlenme ve iş yükü bloklarının tüm kişiler için ortalama sınıflandırılma doğrulukları.....	60

Tablo 14. Farklı EEG bantları ve farklı EEG uzunlukları için, temporal bölge elektrotları kullanılarak dinlenme ve iş yükü bloklarının tüm kişiler için ortalama sınıflandırılma doğrulukları.....	63
Tablo 15. Sorulara verilen cevaplar	73
Tablo 16. Sorular cevaplanırken geçen süreler.....	74
Tablo 17. Bloklara ait ortalama doğruluk ve geçen süre bilgileri.....	74
Tablo 18. Katılımcıların haber kaydı sorularına verdikleri doğru ve yanlış cevap sayıları.	75
Tablo 19. Blok1 NASA-TLX sonuçları.....	76
Tablo 20. Blok2 NASA-TLX sonuçları.....	76
Tablo 21. Blok3 NASA-TLX sonuçları.....	77
Tablo 22. Bloklar için elde edilen ortalama iş yükü değerleri	77

SEMBOLLER DİZİNİ

MEG	: Magnetoensefalografi
EKG	: Elektrokardiyografi
fMRI	: Fonksiyonel Manyetik Rezonans Görüntüleme
EEG	: Elektroensefalografi
EDR	: Elektrodermal Yanıt
HRV	: Kalp Atış Hızı Değişkenliği
SD	: Sınıflandırma Doğruluğu
EOG	: Elektrookülogram
DVM	: Destek Vektör Makinesi
TFB	: Tüm Frekans Bandı
HVİ	: Ham Veri İncelemesi
YSA	: Yapay Sinir Ağları
DDA	: Doğrusal Diskriminant Analizi
HFD	: Hızlı Fourier Dönüşümü
MD	: Zihinsel Talep
PD	: Fiziksel Talep
TD	: Zamansal Talep
PL	: Performans
EL	: Çaba
FL	: Rahatsızlık Seviyesi

1. GENEL BİLGİLER

Günümüzde yorgunluk olarak tanımlanan genel kavram birçok etkeni içinde barındıran ve birçok sonucu olan bir durumdur. Yorgunluk kategorisi içinde ele alınan bilişsel yorgunluk ise etkileri ve sonuçları çok ciddi boyutlara ulaşan bir olgudur.

Yorgunluk, insan fizyolojisi, duygusal, davranışsal ve bilişsel bileşenleri olan çok çeşitli bir konudur. Çok yaygın, çeşitli sebeplere dayanan, kendine has ve çözümlemesi zor bir olgudur. Yorgunluk genelde fiziksel veya zihinsel çalışmalardan dolayı oluşan genel geçer bir kavram değildir. Daha ziyade kişinin sergilediği performansı karşılayamayan; dinlenmeyle geçmeyen ve gerekçeleri olmayan bir durum olarak karşımıza çıkmaktadır. Yorgunluk oldukça çeşitli tanımları içinde barındıran bir kavramdır ve her zaman kas sisteminden kaynaklı fizyolojik yorgunluklar olmamaktadır. Günlük hayat performansını etkileyen yorgunluk türlerinden biri de bilişsel yorgunluktur. Bilişsel yorgunluk uzun süreli hareketler sonucu meydana gelen psiko-biyolojik bir durumdur.

Yorgunluk sık, sürekli ve aniden oluşacağı gibi zihinsel veya fiziksel aktivitelerden sonra başlayacak şekilde de seyredebilir (De Groot, Phillips, & Eskes, 2003; Staub & Bogousslavsky, 2001). Hatta yorgunluk risk faktörü olabileceği gibi bir sonuç da olabilir (Pattyn, Van Cutsem, Dessy, & Mairesse, 2018). Olgu olarak karmaşıklığından dolayı ve birçok sebebe bağlı olabileceğinden yorgunlukla ilgili belirtileri tanımlamak zor olmaktadır. Genel olarak yorgunluk belirtileri kategorilere ayrılırsa şu ana başlıklar halinde kategorize edilebilir: fiziksel, zihinsel ve duygusal yorgunluk (Glaus, 2012; Johansson, Berglund, & Rönnbäck, 2009; Johansson, Starmark, Berglund, Rödhalm, & Rönnbäck, 2010). Fiziksel olarak; fiziksel aktivite sırasında sık sık mola verme, kaslarda güçsüzlük ve enerjide azalma örnekleri verilebilir. Zihinsel olarak; uzun konuşmalar yapamamak ve yapılan uzun konuşmayı dinleyememek, bir bilgiyi kavrayabilmek için normalden daha fazla zamana ihtiyaç duymak ve hatırlamakta zorluk çekmek. Duygusal olarak ise; düşük motivasyon hali, bir konuya veya olaya karşı ilgisizlik, sinirlilik gibi örnekler verilebilir.

Yorgunluk oldukça çeşitli tanımları içinde barındıran bir kavramdır ve her zaman kas sisteminden kaynaklı yorgunluklar olmamaktadır (Van Cutsem vd., 2017). Günlük hayatımızı etkileyen yorgunluk türlerinden biri olan bilişsel yorgunluk, uzun süreli aktiviteler sonucu ortaya çıkan psiko-biyolojik bir durum olarak tanımlanmaktadır (Hancock & Desmond, 2001).

Bilişsel yorgunluk, var olan bilişsel performansı devam ettirebilmek için sürekli olmayan bir yetersizlik durumudur. Bilişsel yorgunluk algısını, beynin retiküler aktivasyon sisteminin algıladığı düşünülmektedir. Bilişsel aktivite sırasında yorgunluk yavaş yavaş ortaya çıkar ve artarak devam eder (Ayşe, AYDEMİR, & DEMİR, 2020). Bilişsel yorgunluk, sınırlı sayıda kaynakların özdenetim kapasitesinin düşmesiyle ortaya çıkan azalmış dikkat olarak da kendini gösterebilir (Chuckravanen, 2014). Bilişsel yorgunluk, fiziksel yorgunluktan farklı bir durum olsa da fiziksel yorgunluğa bağlı olarak da meydana gelebilen geçici bir durumdur (Papakostas, Rajavenkatanarayanan, & Makedon, 2019).

Bilişsel yorgunluk günlük hayatta birçok alanda etkilerini göstermektedir. Fiziksel olsak geçici bir durum olarak kabul edilse de çok ciddi ve tehlikeli sonuçlara sebebiyet vermektedir. Literatürdeki çalışmalarda görüldüğü üzere bilişsel yorgunluğun herhangi bir iş yapma durumunda hata yapma oranını arttırdığı, özellikle yetişkinlerde sıklıkla rastlanan nörolojik rahatsızlıkların belirtisi olduğu belirtilmiştir (Chaudhuri & Behan, 2004). Bunların yanında bilişsel yorgunluğun spor ve egzersiz alanında da performansın önemli bir belirleyicisi olarak kabul edilmiştir (Weinberg & Gould, 2003).

Fiziksel ve bilişsel yorgunluk birbirinden farklı kavramlardır. Fiziksel anlamda yorgunluk; yapılan işin büyüklüğüne, gerektirdiği çabaya, nöromusküler özelliklere, metabolik yapıya ve vücudun bu işi karşılama potansiyeline bağlıdır (Bogdanis, 2012). Yani yapılan herhangi bir işten sonra oluşan yorgunluk kasların ürettikleri kuvvetin kapasitesinde herhangi bir etkiye sahip oluyorsa bu fiziksel yorgunluk olarak adlandırılır (Gandevia, 2001).

Bilişsel olarak yorgunluk; bir işin yapılmasının ardından bilişsel kabiliyette zayıflamaya sebep olup, hissedilen tükenmişlik sendromunu arttırdığında ortaya çıkmaktadır (Boksem & Tops, 2008). Yine bilişsel yorgunluk, uzun süren bilişsel aktiviteler sonrası öznel, davranışsal ve fizyolojik sonuçlar doğuran psiko-biyolojik bir durum olarak tanımlanmıştır (Job & Dalziel, 2000; Van Cutsem vd., 2017). Bilişsel yorgunluğun sonunda hissedilen yorgunluk duygusu, enerji kaybı, motive olamama gibi durumlar bilişsel yorgunluğun subjektif sonuçları olarak kabul edilmektedir (Boksem, Meijman, & Lorist, 2006; Job & Dalziel, 2000; van der Linden, Massar, Schellekens, Ellenbroek, & Verkes, 2006).

Merkezi yorgunluk ile bilişsel yorgunluk arasında kuvvetli ilişkili olduğunu gösteren çalışmalar da vardır (Gandevia, 2001; Giulio, Daniele, & Tipton, 2006). Her iki yorgunluk türünün de primer motor korteks üstündeki aynı beyin bölgesinde görüldüğü ispatlanmıştır.

Benzer şekilde Taylor ve arkadaşları, transkranyal motor korteks stimülasyonu kullanılan izometrik egzersiz çalışmasında sentral yorgunluğun beyin biliş, irade ve duygu ile ilgili ön frontal bölgelerinde oluştuğunu göstermişlerdir (Taylor, Todd, & Gandevia, 2006). Bu sebeple uzun süreli bilişsel iş yapmanın maksimum kas aktivasyonunda değişiklik yaratması ve dayanıklılığı düşürmesi de normal görülmektedir.

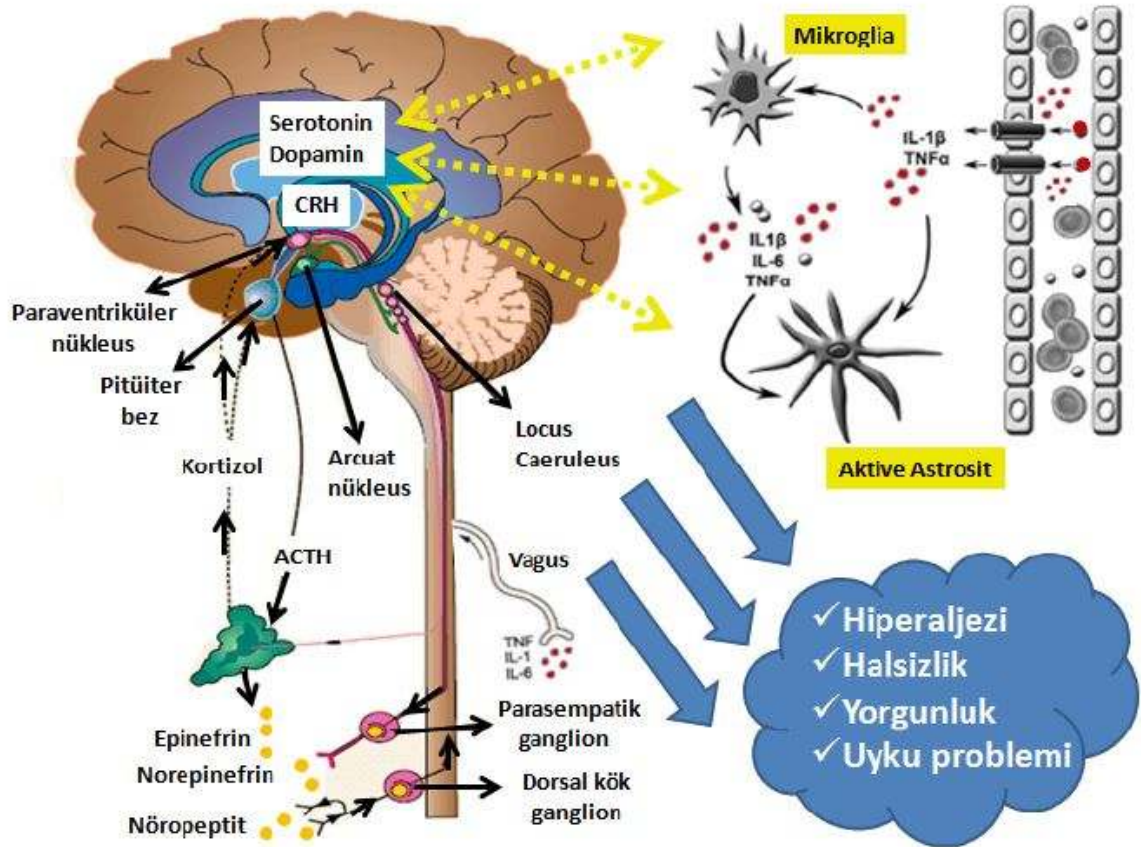
1.1. Yorgunluğun Ortaya Çıkışı ve Sonuçları

Beynde, kan-beyin bariyeri bulunmayan bölgelere bakıldığında üçüncü ve dördüncü ventrikül etrafındaki orta kanalda bir yoğunluk olduğu görülmektedir. Bunlardan pineal bez (epifiz bezi), median eminens ve nörohipofiz salgılama özelliği bulunan ve nöron içermeyen kısımlardır. Pineal bez (epifiz bezi), beyinde yer alan ve mercimek tanesi büyüklüğünde olup, uyku paternini ve mevsimsel fotoperiyotlarını düzenleyen melatonin salgılayan bezdir.

Median eminens, hipotalamusun tabanında yer alır ve vücudun birçok hormonunu salgılayan hipofiz bezini kontrol eden maddeleri salgılayarak nörolojik hormon kontrolü görevini üstlenmiştir. Nörohipofiz ise, hipofiz bezinin daha küçük olan arka lobu beyin ile bağlantılı bir bölümdür. Hipotalamusun uzantısı olarak sap yardımıyla aşağıya uzanır ve nörohipofiz olarak isimlendirilir.

Beynin çevre ventriküler organlarından biri olan subkommissural organ, kanda dolaşan kimyasal maddeleri tespit etme görevindedir. Bu kimyasal maddeleri sinir sinyallarına dönüştürmeyi mümkün kılan area postrema'dır. Ön beyin duvarının orta kısmında ince bir yapıda bulunan lamina terminalis'de kanın osmotik basıncını ayarlayan yapı da organum vaskülozum'dur. Sensöryel yapıda olan subkommissural organ, area postrema ve lamina terminalis'deki organum vaskülozum özelleşmiş makrofaj kabul edilen mikroglia hücreleriyle birlikte astrositleri (yıldız şeklindeki glial hücreler) bulundurlar. İnterlökin (IL)-1 β , IL-6, tümör nekrozis faktör alfa ve interferon alfa gibi inflamatuvar sitokinler geniş yapıda düşük molekül ağırlıklı glikoproteinler olduklarından kan ile beyin arasındaki bariyerden pasif geçiş yolu ile geçemezler. Travma, enfeksiyon veya stres gibi durumlar sonrasında periferik inflamatuvar sinyallerin sebebiyle dolaşımda artmaya başlayan bu sitokinlerin, zamanla bariyer bulunmayan alanlara geçerek mikroglialardan prostaglandin E2 vasıtasıyla santral sitokin salınımına neden olmaktadır. Ayrıca, sitokinlerin serebral endoteldeki reseptörlere tutunması sonrasında nitrik oksit'in aktive olarak santral sitokin hareketlenmesini hızlandırdığı bilgisi de bulunmaktadır. Sinyal yolu nükleer faktör (NF)- κ B

üzerinden giderek norepinefrin, dopamin ve serotonin gibi çeşitli yollardaki nörotransmitterlerde değişimi sağlamaktadır. Sonuç olarak zamanla uyku bozukluğu, ağrı, ve yorgunluk gibi sonuçlar ortaya çıkmaktadır (Çayakar, 2019). Yorgunluğun patofizyolojisi Şekil 1’de görülmektedir.



Şekil 1. Yorgunluğun patofizyolojisi (Çayakar, 2019).

1.2. Yorgunluğun Tespit Edilmesinde Kullanılan Yöntemler

Bu bölümde bilişsel yorgunluğun tespit edilmesinde kullanılan yöntemlere değinilecektir. Bilişsel yorgunluk bazı giyilebilir cihazlarla kişilerden alınan biyometrik veriler sayesinde tespit edilebilmektedir. Literatürde bilişsel yorgunluğun tespit edilmesinde birçok yöntem kullanılmıştır. Bunlar; elektrodermal aktivite, kalp hızı değişkenliğine ait parametrelerin değerlendirilmesi, magnetoensefalografi (MEG), elektrokardiyografi (EKG), fonksiyonel manyetik rezonans görüntüleme (*ing.* functional magnetic resonance imaging, fMRI), okülografi ve elektroensefalografi (EEG) dir. Bu yöntemler içerisinde kullanım-

ulařım kolaylıđı ve dűřűk maliyetli ۆlűűm sađlaması avantajlarıyla en ۆok tercih edilen yۆntem EEG ۆlűűm sistemidir.

1.2.1. Elektrodermal Aktivite ile Bilişsel Yorgunluğun Tespiti

Elektrodermal aktivite galvanik deri cevabı olarak da bilinmektedir. Galvanik deri cevabı; derinin elektrik geۆirgenliđine gۆre verdiđi tepkiye denir. Kiřilerin heyecanlı, stresli, yorgun olduđu durumlarda derilerinin elektrik geۆirgenlikleri farklı olur. Bu yۆntem deride yer alan ter bezlerinin otonom aktivitesiyle alakalıdır ve ter bezlerinde meydana gelen deđiřikliklerle de ilgilidir. Elektrodermal aktivite, biliřsel yorgunluđun arařtırılması sűrecinde otonom sinir sisteminin gۆstergesidir (ESEN, 2000). Collet ve arkadaşlarının yaptıkları ۆalıřmada, sűrűř gۆrevi taleplerindeki kűűk farklılıkların elektrodermal yanıt (EDR) ile ayırt edilip edilemeyeceđini arařtırılmıřtır (Collet, Salvia, & Petit-Boulanger, 2014). 33 katılımcıyla gerۆekleřtirilen ۆalıřmada, 50 km/sa'den 30 km/sa'e, 80 km/sa'den 50 km/sa'e, 50 km/sa'den 0 km/sa'e ve 80 km/sa'den 0 km/sa'e beklenmedik bir acil frenleme olayında EDR'nin deđiřip deđiřmediđi arařtırılmıřtır. Sonuۆlar incelendiđinde tűm frenleme durumlarında yavaşlamaya duyarlı elektrodermal yanıtın deđiřtiđi gۆzlemlenmiřtir. Elde edilen sonuۆlara gۆre, EDR'nin kardiyak aktivite gibi diđer deđiřkenlerle iliřkili olması durumunda yűksek gűvenilirlik ile sűrűř sırasında ortaya ۆıkan gerilimin tespit edilebilir olduđu sonucuna varılmıřtır. Heaton ve arkadaşlarının yaptıkları bir diđer ۆalıřmada ise sűrekli biliřsel ۆabanın ardından performanstaki deđiřiklikleri tahmin etmek iۆin konuřma motor koordinasyonu ve elektrodermal aktivite ۆlűűmlerindeki deđiřikliklere dayanan ۆok modlu bir yaklařımı ۆnerilmiřtir (Heaton vd., 2020). Sonuۆlar, biliřsel yorgunluk ile iliřkili performanstaki deđiřiklikleri tahmin etmek için konuřma ve uyarılma ۆlűűmlerinin EDR ile kullanılabileceđini gۆstermektedir. Bu ۆalıřmada, yaralanma riskini azaltmayı, iře dۆnűř kararlarını bilgilendirmeyi ve sivil ve askeri ortamlarda ۆeřitli mobil sađlık uygulamalarını desteklemeyi amaۆlayan biliřsel durum deđerlendirmesi için gűvenilir, gۆze batmayan ۆnlemler geliřtirmeye yۆnelik devam eden ۆabalar gۆsterilmiřtir. Literatűrde yapılan bir diđer ۆalıřmada ise (Park, Jeong, Park, & Lee, 2018), gűvenilir ve gűvenilir olmayan otomatik dűzeltme okuma gۆrevlerinde biliřsel iř yűkű ile elektrodermal aktiviteler arasındaki iliřkileri ۆlűmek amaۆlanmıřtır. Ana dili İngilizce olan on dokuz kiři, gűvenilir veya gűvenilmez bir otomatik dűzeltme desteđi altında cűmle dűzeltme gۆrevlerine katıldı. Gۆrevler sırasında katılımcıların elektrodermal aktivite sinyalleri Empatica E4 bilek bandı

kullanılarak ölçülmüş ve bilişsel iş yükü NASA-TLX endeksleri ile zihinsel talep, efor, performans ve hayal kırıklığı düzeyini içeren 21 puanlık skala ile değerlendirilmiştir. Sonuçlar incelendiğinde genel olarak, elektrodermal aktivite sinyalinin eğimi ile zihinsel talep arasında önemli Pearson korelasyon katsayıları gözlemlenmiştir.

1.2.2. Kalp Hızı Değişkenliği Parametreleriyle Bilişsel Yorgunluğun Tespiti

Otonom sinir sisteminin göstergelerinden biri de kalp atım hızıdır. Kalp atım hızı vücutta sempatik ve parasempatik sinir sistemlerinin baskınlığının göstergesidir. Genellikle bilişsel yorgunluğun kişilerde fizyolojik olarak bir etkisinin görülmediği öne sürülse de bazı araştırmalarda bilişsel yorgunlukla sempatik sinir sistemine ait aktivitelerde artış olduğu bildirilmiştir (Head vd., 2017; Mizuno vd., 2011; Tanaka, Mizuno, Tajima, Sasabe, & Watanabe, 2009). Head ve arkadaşları bilişsel yorgunluğun askerler üzerinde bir incelemesini yapmışlar ve nişan alma performansı ile kalp atım hızı üzerine etkilerini incelemişlerdir. Askerlerde sempatik aktivitede artışın olduğunu bildirmişlerdir (Head vd., 2017). Literatürde elektrodermal aktivite ve kalp atım hızı kullanılarak bilişsel yorgunluğu %82,9 doğrulukla tespit eden araştırmalar bulunmaktadır (Zhang, Chen, & Pan, 2018). Literatürde yapılan bir diğer çalışmada ise (Lee, Gan, & Christopoulos, 2021), bilişsel yorgunluğun varsayılan biyobelirteçleri olarak da önerilmiş olan çeşitli kalp hızı değişkenlik endeksleri aracılığıyla değerlendirilebileceğini göstermişlerdir. Ön bulgular, kalp hızı değişkenlik endekslerinin, çeşitli makine öğrenimi yaklaşımları aracılığıyla bilişsel yorgunluğu doğru bir şekilde tahmin etmek için kullanılabileceğini göstermiştir. Champigneulle ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada ise elit tırmanıcılarda yüksek irtifaya hızlı tırmanışın reaktivite, engelleyici kontrol ve bilişsel iş yükü üzerindeki etkisini araştırılmıştır (Champigneulle vd., 2022). Sonuçlar incelendiğinde, önemli beyin deoksijenasyonu ve yorgunluk algısına rağmen, yüksek irtifaya hızlı bir tırmanıştan sonra elit tırmanıcılarda bilişsel iş yükünün değişmediği gözlemlenmiştir. Matuz ve arkadaşları ise (Matuz vd., 2021), kalp atış hızı değişkenliğinin (*ing*, Heart Rate Variability, HRV), yorgunluğa duyarlı psikolojik operasyonları değerlendirmek için yararlı bir araç olarak kullanılıp kullanılamayacağını araştırmışlardır. Bilişsel görev grubunda, katılımcılara yaklaşık bir buçuk saat oyun benzeri bir karakterle iki modlu 2 sırtlı bir görev üzerinde çalışmışlardır. Diğer grupta ise katılımcılar belgesel izlemiştir. Mevcut bulgular, bir gevşeme sistemi olarak işlev gören otonom sinir sisteminin parasempatik dalının, artan

zihinsel yorgunluk altında aktive olma eğiliminde olduğunu göstermektedir. Buna ek olarak çalışmada bireylerin uzun süreli ve daha az yorucu bir faaliyetle meşgul olduklarında (örneğin belgesel izleme) birçok HRV indeksinin de değiştiğini gösterilmektedir.

1.2.3. Magnetoensefalografi ile Bilişsel Yorgunluğun Tespiti

MEG, hassas manyetometre parametreleri kullanarak beyinde oluşan elektrik akımları sonucunda üretilen manyetik alanları kaydederek beyin aktivitesini incelemek için kullanılan fonksiyonel bir nöro-görüntüleme yöntemidir. Tanaka ve arkadaşlarının yapmış olduğu bir çalışmada MEG ve klasik şartlandırma teknikleri kullanılarak zihinsel yorgunluğun fiziksel yorgunluk üzerindeki nöral etkisi netleştirilmeye çalışılmıştır. Deneye sağ elini kullanan 11 kişiye 10 dakika (dk) boyunca yorgunluğa neden olacak el kavrama hareketleri yaptırıldı. MEG kayıtları 30 dk bir yorgunluğa sebep olan zihinsel görev seansından hemen önce ve sonra 10 dk süreyle gerçekleştirildi. Sağ ön singulat kortekste, el kavrama işaret seslerinin hemen başlamasından sonraki 500-600 milisaniye (ms)'lik zaman penceresi içinde kontrol seansına göre zihinsel yorgunluk seansının alfa bandı olayla ilişkili senkronizasyonu belirlendi. Zihinsel yorgunluğun fiziksel yorgunluk sırasında sağ ön singulat korteksteki aktiviteleri baskıladığını göstermişlerdir (Tanaka, Ishii, & Watanabe, 2014). Tanaka ve arkadaşlarının yapmış olduğu bir çalışmada ise bilişsel yorgunluğun yan etkilerini görsel analog derecelendirme ve MEG ile görsel korteksteki alfa bant gücü üzerine etkisini araştırmışlardır (Tanaka, Ishii, & Watanabe, 2015). Paolicelli ve arkadaşlarının yaptıkları “Multipl Sklerozun Erken Evresinde Akustik Olayla İlgili Potansiyellerin Manyetoensefalografi ve Yüksek Yoğunluklu Elektroensefalografi Çalışması: Bilişsel Bozukluk ve Yorgunluk Üzerine Bir Pilot Çalışma” isimli çalışmalarında (Paolicelli vd., 2021), MEG ve EEG verileri kullanılarak bilişsel yorgunluğun P300 genliği ve gecikmesini etkileyip etkilemediği araştırılmıştır. Sonuçlar incelendiğinde P300 genliği ile yorgunluk arasında ters bir korelasyon elde edilmiştir. Elde edilen sonuçlara göre yorgunluğun gelişmesi prospektif olarak P300'ün genlik düşüşüne yol açmakta, bu da bilişsel yorgunluğun tespitinde P300 işaretlerinin bir biyobelirteç olarak kullanılmasını sağlamaktadır.

1.2.4. Elektrokardiyografi ile Bilişsel Yorgunluğun Tespiti

EKG, kalp ve sinirsel iletim sisteminin çalışmasını incelemek amacıyla kalpte oluşan elektriksel aktivitenin kaydedilmesidir. Gohara ve arkadaşlarının yapmış olduğu çalışmada, altı gönüllü erkek denekten yorucu bir fiziksel ve zihinsel görevden önce ve sonra kalp atış hızı değişkenliklerinin karşılaştırılması yapılmıştır. Ortalama kalp atış hızı, varyanslar ve spektral özelliklerdeki önemli değişiklikler, kalp hızının karakterizasyonunda arka planda gerçekleşen fiziksel ve zihinsel durumun dikkate alınmasının önemini gösteren sonuçlar elde etmişlerdir. Birikmiş yorgunluğun kalp atış hızı dalgalanmalarının istatistiksel özelliklerini büyük ölçüde etkilediğini kanıtlamışlardır (Gohara vd., 1996). Bazı çalışmalarda fizyoloji ve sübjektif değerlendirmeler birlikte yapılmıştır. Fujita ve arkadaşlarının yapmış olduğu bir çalışmada, görsel analog skala, EEG ve EKG kullanılarak bilişsel yorgunluğun fizyolojik karşılığını ölçmüşlerdir. Oluşturulan yorgunluk sonrasında görsel skala öznel yorgunluk değerinde, kalp hızı değişkenlikleri ve EEG parametrelerinde meydana gelen değişiklikler kaydedilmiştir (Fujita, Kinoshita, & Touyama, 2018). Pan ve arkadaşlarının yaptıkları “Elektrokardiyogram Sinyallerine Dayalı Pilotların Yorgunluk Durumunun Belirlenmesi” isimli çalışmada (Pan, Wang, Si, Li, & Shang, 2021), simüle edilmiş bir uçuş deneyimi esnasında giyilebilir bir kablosuz fizyolojik EKG cihazı kullanılarak pilotların verilerini elde edilerek bilişsel yorgunluğun EKG verisinden tespit edilip edilemeyeceği gösterilmiştir. Temel bileşen analizi yöntemi ve destek vektör makineleri sınıflandırıcısı kullanılarak bilişsel yorgunluğun tespitinde %81,94 sınıflandırma doğruluğu (SD) elde edilmiştir. Literatürde yer alan Zhao ve arkadaşlarının yaptığı “Bir sürüş simülatöründe zihinsel yorgunluğun elektroensefalogram ve elektrokardiyograf değerlendirmesi” isimli bir diğer çalışmada ise (Zhao, Zhao, Liu, & Zheng, 2012), EEG ve EKG verileri kullanılarak bilişsel yorgunluğun tespiti gerçekleştirilmiştir. Sonuçlar incelendiğinde sürüş görevini bitirmeden önce ve bitirdikten sonra EEG alfa ve beta bant güçlerinin, olayla ilgili potansiyelin P300 dalgasının genliğinin, EKG'nin yaklaşık entropisinin ve HRV istatistiksel açıdan farklı olduğu ($p<0.05$) görülmektedir. Murugan ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada EKG verileri kullanılarak sürücülerin mental durumları tespit edilmiştir (Murugan, Selvaraj, & Sahayadhas, 2020). Buna göre EKG verilerinden çıkarılan 13 öznitelik kullanılarak destek vektör makinesi, K-en yakın komşu ve topluluk öğrenme algoritması kullanılarak ikili sınıflandırma işlemleri gerçekleştirilmiştir. Sonuçlar incelendiğinde normal-uyuşuk, normal-görsel dikkatsizlik, normal-yorgunluk ve normal-bilişsel dikkatsizlik ikili

sınıflandırma işlemlerini en yüksek sırasıyla %100, %93,1, %96,6 ve %96,6 doğrulukla elde edilmiştir.

1.2.5. Fonksiyonel Manyetik Rezonans Görüntüleme ile Bilişsel Yorgunluğun Tespiti

FMRI, kan akışında meydana gelen değişiklikleri belirleyerek beyin aktivitesini ölçen bir yöntemdir. Bu yöntem beyin kan akışı ve nöral aktivitenin birbirleriyle bağlı olduğu gerçeğine dayanmaktadır. Yani beyin her hangi bir bölgesi aktifken, o bölge kan akışı da artmaktadır. Cook ve arkadaşlarının yapmış olduğu bir çalışmada zihinsel olarak yorucu bir bilişsel görev sırasında zihinsel yorgunluk duyuları ile kan-oksijen seviyesine bağlı beyin tepkileri arasındaki ilişkiyi belirlemek için fMRI kullanmışlardır. Deneye kronik yorgunluk seviyelerinin beyin tepkileri üzerindeki etkisini belirlemek için deneye sağlıklı, yorgun olmayan denekler ve kronik yorgunluk sendromu yaşayan hastalar dahil edilmiştir. Taramadan önce ve fMRI veri toplaması esnasında verilen görevlerin ardından yorgunluk ölçüldü. Deneyin sonucunda zihinsel yorgunluğun yorucu bilişsel görev sırasında beyin aktivitesiyle önemli ölçüde ilişkili olduğunu ancak parmak vurma veya basit işitsel izleme görevleri ile ilişkili olmadığını göstermişlerdir. Sonuçlarında zihinsel yorgunluğun öznel duyuları ile yorucu biliş sırasında beyin tepkileri arasında bir ilişki olduğunu göstermişlerdir (Cook, O'Connor, Lange, & Steffener, 2007). Jaiswal ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada (Jaiswal, Babu, Zadeh, Makedon, & Wylie, 2021), bilişsel yorgunluk durumunu yorulmadan aşırı yorgunluk koşullarına kadar altı farklı seviyeye bölerek bu konuyu çok sınıflı bir sınıflandırma problemi olarak ele almışlardır. Uzamsal özellik çıkarımı için evrişimli sinir ağlarını ve 4D fMRI taramalarının zamansal modellemesi için uzun bir kısa süreli bellek ağını kullanan bir uzay-zamansal model oluşturulmuştur. Elde edilen sonuçlar fMRI verilerinden bilişsel yorgunluğu analiz etmek için son teknoloji bir yöntem olduğunu göstermektedir. Literatürde yer alan ve DeLuca ve arkadaşlarının yaptıkları bir diğer çalışmada ise (DeLuca, Genova, Hillary, & Wylie, 2008), fMRI kullanarak beyin aktivitesini eşzamanlı olarak izlerken, nesnel davranış performansını inceleyen bilişsel yorgunluğun tespiti için yeni bir yaklaşım geliştirildi. Multipl sklerozlu on beş kişiye ve on beş sağlıklı kontrole fMRI edinimi sırasında işlem hızını değerlendiren bir davranışsal görev verildi. Elde edilen sonuçlara göre yorgunluk ve bazal ganglionlar özellikle multipl sklerozlu kişilerin davranışsal performans sırasında zaman içinde serebral

aktivasyonda, yorgunluk olarak yorumlanan sağlıklı kontrollerde görüldenden daha büyük bir artış göstermiştir.

1.2.6. Elektrookülogram ile Bilişsel Yorgunluğun Tespiti

Elektrookülogram (EOG), gözün arka kutbu ile ön kutbu arasındaki retina pigment epiteli yüzeyindeki elektriksel potansiyelin ölçülmesi işlemidir. EOG sinyalleri kaynağını retina-kornea arasındaki durağan potansiyelden almaktadır. Bu potansiyel enerji göz hareketlerinden dolayı meydana gelen değişim de EOG sinyalini oluşturmaktadır. Elektrik sinyallerindeki değişimler izlenerek göz hareketinin tespiti kolayca yapılabilir. EOG sinyalleri herhangi bir cerrahi müdahale olmadan göz çevresine yerleştirilen elektrotlar sayesinde kaydedilmektedir. Küçük kameralarla donatılmış başa takılan bir maske kullanılarak her iki gözün hareketlerinin yatay, dikey ve burulma konum bileşenlerini video tabanlı bir yöntemle ölçülmektedir ve bu işlem kişide herhangi risk oluşturmaz. Kullanılan bu yöntemin en büyük eksikliği şebeke gürültüsü, fizyolojik gürültü vb. dirençsiz olmalarıdır. Bir diğer dezavantaj ise EOG sinyallerinin frekansının düşük ve dar bantlı olmasından kaynaklı elde edilmesinin güç olmasıdır. EOG sinyalleri 0.1 Hertz (Hz) - 10 Hz arasında bir frekans bandına sahip olup, genlik değerleri 0.01-0.1 milivolt (mV) değerindedir. Bu sebeple EOG sinyalleri alınırken bant geçiren filtre kullanılmalıdır. EOG sinyalinde, sinyal değişim bölgeleri göz hareketlerine bağlı olarak oluşmaktadır. Göz hareketleri sinyaldeki genlik değişim miktarı ile analiz edilmektedir. Gözün hareketine göre sinyalde azalan veya artan bir genlik değeri gözlenebilmektedir. Literatürde EOG sinyalleriyle birçok çalışma yapılmıştır. Dhillon ve arkadaşları yaptıkları bir çalışmada beyin bilgisayar arayüz sistemi için EOG ve EMG ile çalışan sanal klavye uygulaması gerçekleştirmişlerdir. Çalışmada gözün baktığı yönleri EOG sinyaliyle tespit ederken kaş hareketleri de EMG sinyali ile tespit edilmiştir. Özellikle felçli hastaların kullanabileceği sanal klavye çalışması yapmışlardır (Dhillon, Singla, Rekhi, & Jha, 2009). Yapılan bir doktora araştırmasında; profesyonel olan ve profesyonel olmayan sürücülerden oluşan bir çalışmada yorgunluk sırasında EEG, EOG ve parasempatik aktivitede önemli değişikliklerin meydana geldiği saptanmıştır. Yorgunluk esnasında değerlendirilen otonom sinir sistemi aktiviteleri değerlendirilmiş; profesyonel olan sürücülere karşı profesyonel olmayan sürücülerdeki yorgunluğun fizyolojik farklılıkları araştırılmıştır (Lal, 2001).

1.2.7. Diğer Yöntemler ile Bilişsel Yorgunluğun Tespiti

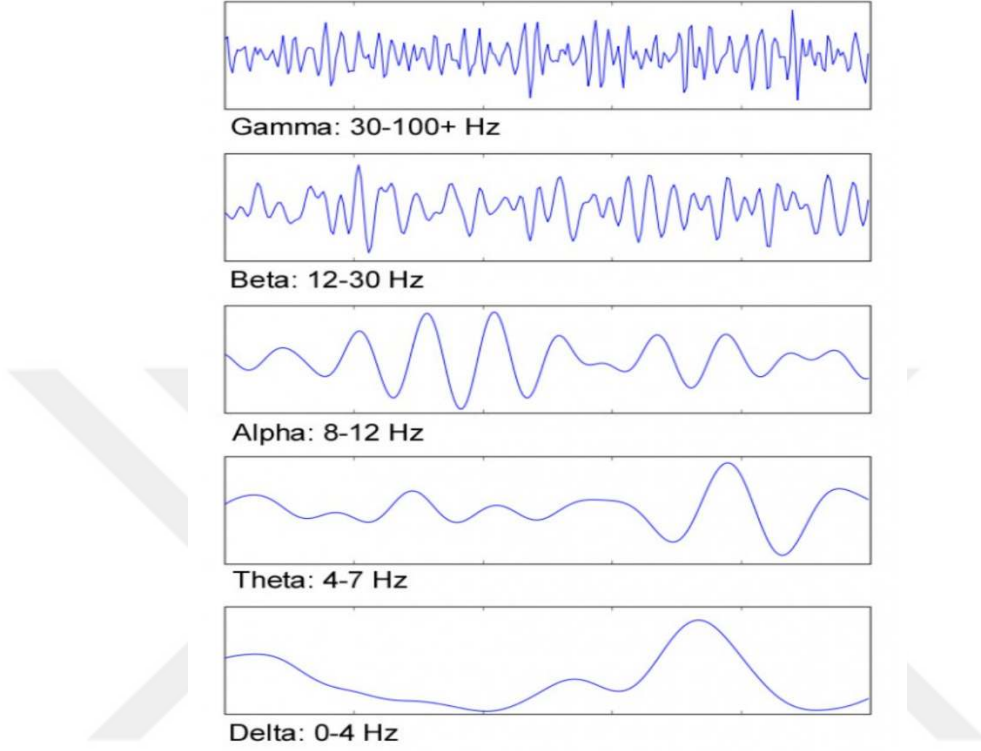
Yukarda bahsedilen yöntemlerden farklı olarak kalp atım hızı, kan laktat konsantrasyonu ve glikoz seviyesinin bilişsel yorgunlukla olan ilişkisini değerlendirilen bazı araştırmalar bulunmaktadır (Marcora, Staiano, & Manning, 2009; Martin vd., 2016; Salam, Marcora, & Hopker, 2018). Bilişsel yorgunluğun tespit edilmesi için bazı görsel ve davranışsal çalışmalar bulunmaktadır. Göz hareketi, bakış açısı, yüz pozu ve ten rengindeki farklılaşmaların gözlemlendiği uygulamalar da bir bilişsel yorgunluk belirleyicisi olarak kullanılmaktadır (Ariyanti, Prihatmanto, Priyana, & Kim, 2016; Ji & Yang, 2002). Bilişsel yorgunluğun göz kapağının açılıp kapatılma hızına ve başın konumuna dayanarak değerlendirildiği bir akıllı telefon uygulaması da geliştirilmiştir (Price, Moore, Galway, & Linden, 2016).

1.2.8. Elektroensefalografi ile Bilişsel Yorgunluğun Tespiti

EEG işaretleri, kafa derisi üstünden elektrotlar kullanılarak alınan düşük genlikli biyo-elektrik işaretlerdir. EEG işaretlerinin genliği tepeden tepeye 1-400 μ V arasındadır. Geniş bir frekans bandına sahiptir. Frekans aralıkları farklı aktiviteleri ifade etmektedir. Aşağıda en sık kullanılan frekans bantları görülmektedir.

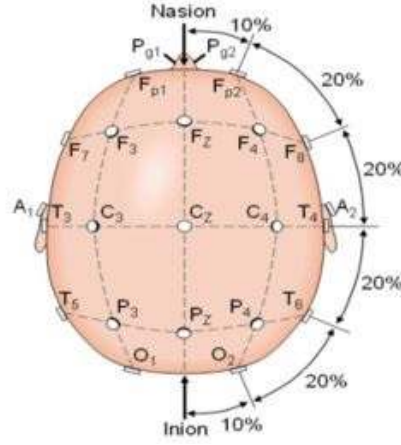
- Delta (δ) Dalgaları: Frekansları 0 ile 4 Hz arasında, genlikleri ise 20 ile 400 mV arasında değişmektedir. Derin uyku ve genel anestezi gibi beyin az çalıştığı durumlarda ortaya çıkmaktadır.
- Teta (θ) Dalgaları: Frekansları 4 ile 7 Hz arasında, genlikleri ise 5 ile 100 mV arasında değişmektedir. Normal bireylerde; rüya anında, orta seviye anestezi durumunda ve stres gibi beyin düşük aktivite gösterdiği anlarda ortaya çıkmaktadır.
- Alfa (α) Dalgaları: Frekansları 8 ile 12 Hz arasında, genlikleri ise 2 ile 10 mV arasında değişmektedir. Uyanık bireylerde fiziksel ve zihinsel açıdan tam dinlenmede durumlarında, dış uyarıcılarının olmadığı ve gözlerin kapalı olduğu durumlarda ortaya çıkmaktadır.
- Beta (β) Dalgaları: Frekansları 12 ile 30 Hz arasında, genlikleri ise 1 ile 5 mV arasında değişmektedir. Odaklanma durumu, zihinsel açıdan yüksek çaba, duyuşsal bilgi işleme ve uykunun hızlı göz hareketleri olduğu evresinde ortaya çıkmaktadır.
- Gama (γ) Dalgaları: Frekansları 30 Hz üstü, genlikleri 1 mV'dan küçük değerler arasında değişir. Bu ritim tipik olarak algı ve bilinçle ilişkilendirilir. Gama dalgaları en yüksek

Çalışma durumuna (yüksek beyin aktivitesi) karşılık gelmektedir. Aşağıda verilen şekil 2’de EEG sinyalinde gözlenen bu dalgalar verilmiştir.

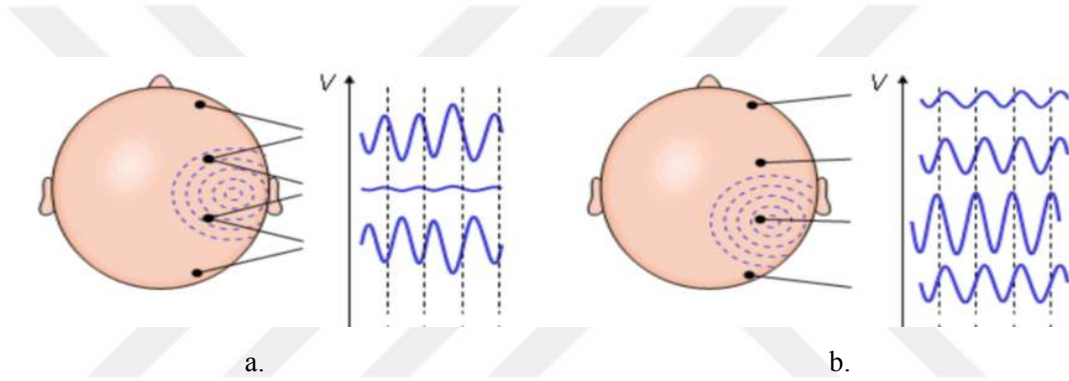


şekil 2. EEG sinyallerinde gözlenen dalgalar

EEG sinyallerinin alınması sırasında verinin alınacağı kişiye üzerinde elektrotların bulunduğu bir EEG kepi giydirilmektedir. EEG kepi üzerindeki elektrotların yerleşeceği uygun yerler frontal, parietal, oksipital ve temporal beyin loblarıdır. EEG kepindeki elektrotların en uygun konumunu Uluslararası 10-20 Sistemi (her insan kafasındaki iki standart referans noktası arası mesafeye elektrotların yerleştirme standardı) belirlemiştir. Bu sistem International Federation of EEG Societies tarafından tavsiye edilmektedir. Bu sisteme göre elektrotların konumları için sınır şu şekildedir; burnun kökü, nasyon (burnun üstü) ve oksipital lobdaki(ensede) inyon kemikleridir. şekil 3’te 10-20 EEG elektrot konumlandırma sınırları verilmiştir. Bu şekilde kafatası yüzeyi sol ve sağ olmak üzere iki kısıma ayrılmıştır. Kulaklar, kafatasını n ve arka kısımlara ayırmak için sınır olarak kullanılırlar. EEG sinyalleri bipolar ve unipolar ölçüm modlarına göre alınmaktadır. şekil 4’te EEG lm modları verilmiştir.



Şekil 3. Uluslararası 10-20 EEG konumlandırma sistemi



Şekil 4. a. Bipolar b. Unipolar EEG ölçüm metotları

Bipolar Ölçüm Modu: Bu modda belirlenen bir referans elektroduna göre diğer elektrotlar arasında potansiyel fark ölçümü yapılır.

Unipolar Ölçüm Modu: Bu modda kulak memesi referans alınarak kafatası üzerine yerleştirilen elektrotların bu referans ile arasındaki potansiyel fark ölçümü yapılır.

EEG sinyali üzerinden yapılan analizler alfa, beta ve teta gücünde meydana gelen kaymaların bilişsel yorgunluğun belirlenmesi için kullanılabilen etkili bir yöntem olarak ortaya koyulmuştur (Dehais vd., 2018). Bilişsel yorgunluğun tespit edilmesinde yapılan araştırmaların biri de Dehais ve arkadaşlarının yapmış olduğu 32 kanallı EEG sisteminin zihinsel yorgunluğu ve zihinsel aşırı yüklenmenin elektrofizyolojik etkilerinin ölçülmesi olmuştur. Gerçek uçuş durumunu canlandıran simülatörle 2 deney yapılmış, bilişsel yorgunluğun tespitinde alfa, teta ve beta bant güçlerinin etkisinin olduğunu ortaya koymuşlardır. SD %76.9 ve zihinsel yorgunluğu ayırt etmede %89.1'e ulaşmışlardır (Dehais, Somon, Mullen, & Callan, 2020). Bir başka çalışmada Trejo ve arkadaşları 30 kanal

üzerinden aldıkları EEG sinyalleriyle 16 kişiyle deney yapmışlardır. Elde edilen EEG sinyalleriyle Bayes sınıflandırma algoritması kullanılarak 3 durumlu yorgunluk modeli geliştirilmiştir (Trejo vd., 2007). Bir başka çalışmada ise Sun ve arkadaşları 26 kişiye 20 dakikalık dikkat testi gerçekleştirmişlerdir. Bu çalışmada kullanılan algoritma çapraz doğrulama yoluyla yorgunluk sınıflandırmasında %81.5'lik bir doğruluk göstermiştir (Sun vd., 2014). Bir başka çalışmada da Papakostas 19 kadın ve erkekten oluşan deneklere Winconsin Kart Sıralama Testi ile bu testin farklı bir versiyonunu kullanarak 76 oturumluk bir bilişsel deney gerçekleştirilmiştir. Deney sırasında kaydettiği EEG sinyalleriyle Destek Vektör Makinesi (DVM) Algoritması kullanılarak sınıflandırma işlemi yapılmış ve %67'lik bir doğruluk elde edilmiştir (Papakostas vd., 2019). Pires ve arkadaşları bilişsel yorgunluk sonrasında frontal kortekste bir aktivite artışı olduğu EEG sinyalleriyle belirlemişlerdir (Pires vd., 2018).

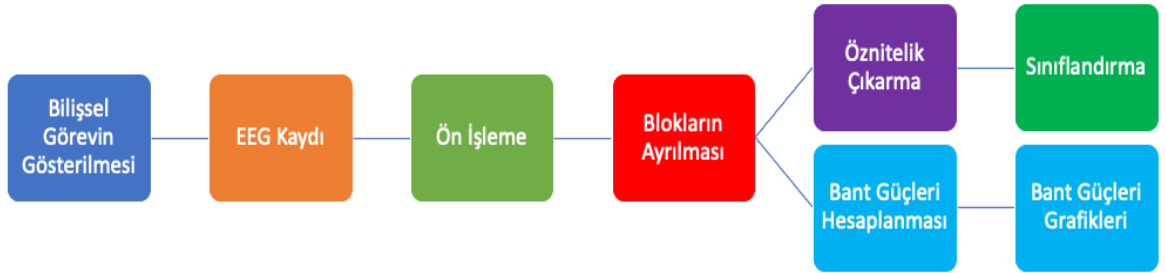
Yapılan çalışmalarda bilişsel yorgunluğun tespit edilmesinde kullanılan beyin tabanlı yöntemlerin karşılaştırılması Tablo 1.'de verilmiştir. Tabloda ölçüm metotları veri kalitesi, saniye (s) ve ms cinsinden zamansal çözünürlük, milimetre (mm) ve santimetre (cm) cinsinden uzamsal çözünürlük, hassasiyet toleransı, güvenilirlik ve maliyet yönünden karşılaştırılmıştır.

Tablo 1. Bilişsel yorgunluğun tespit edilmesinde kullanılan beyin tabanlı yöntemlerin karşılaştırılması (Kamrani, 2014).

	Veri Kalitesi	Zamansal Çözünürlük	Uzamsal Çözünürlük	Hareketlilik Toleransı	Güvenilirlik	Maliyet
MRI	Yüksek	Düşük (~30s)	Çok Yüksek (3-6mm)	Orta	Yüksek	Yüksek
fMRI	Yüksek	Düşük (~30s)	Çok Yüksek (3-6mm)	Orta	Yüksek	Yüksek
MEG	Orta	Çok Yüksek (~1ms)	Düşük (1-2cm)	Orta	Düşük	Yüksek
EEG	Orta	Çok Yüksek (~1ms)	Orta (1cm)	Düşük	Yüksek	Düşük

2. YAPILAN ÇALIŞMALAR

Bu tez çalışması kapsamında yapılan işlemler dört ana, ikişer alt adımdan oluşmakta ve blok diyagram ile Şekil 5'te gösterilmektedir. Öncelikle bilişsel iş yükünün tespit edilmesini sağlayacak paradigma bir LED ekranda katılımcıya gösterilmektedir. Katılımcının deney boyunca uyarılara verdiği beyin elektriksel tepkisi kaydedilmektedir. EEG kaydından sonra ön işleme aşamasında, EEG sinyallerinin doğasında yer almayan çok yüksek frekans bileşenleri giderilerek gürültüden temizlenir. Daha sonra EEG verileri dinlenme ve bilişsel iş yükünün olduğu bloklara bölünür. Elde edilen bloklar 0.25 s, 0.5 s, 1 s, 3 s ve 5 s'lik alt bloklara ayrılır. Elde edilen her bir alt veri bloklarından öznitelikler çıkarılarak sınıflandırma işlemi gerçekleştirilir. Ayrıca elde edilen bu alt blokların, dinlenme ve bilişsel iş yükünün olduğu kısımlarının bant güçleri hesaplanarak görsel açıdan karşılaştırılmıştır.

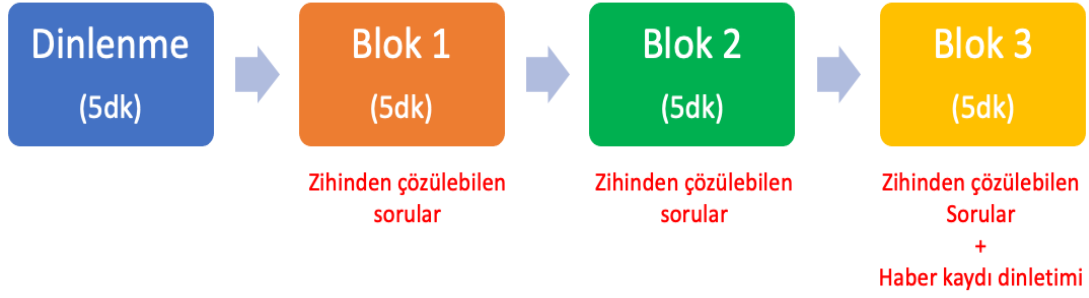


Şekil 5. Tez çalışması kapsamında yürütülen çalışmaların blok diyagramı

2.1. Paradigma

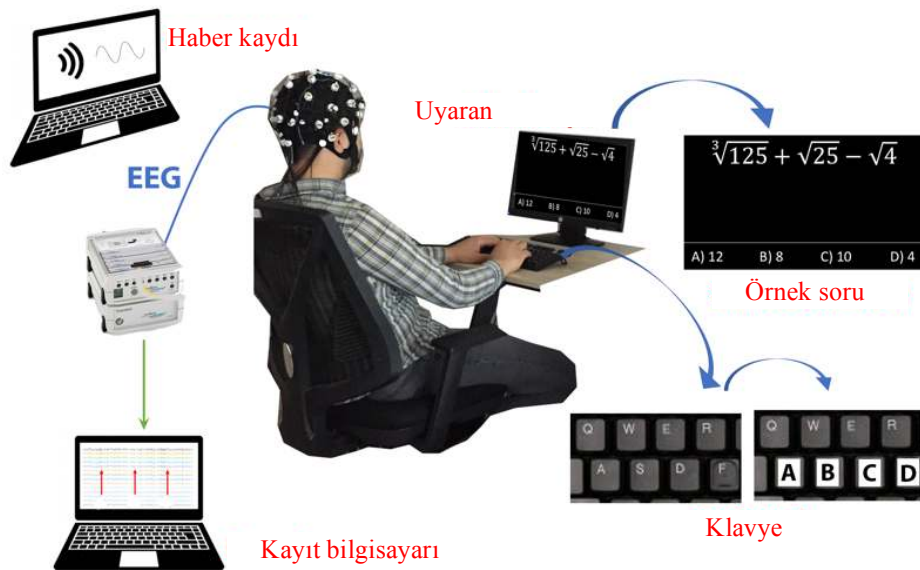
Bilişsel iş yükünün tespiti için hazırlanan paradigma 4 bloktan oluşmaktadır. İlk blokta katılımcı bilgisayar ekranındaki '+' sembolüne bakarak 5 dk boyunca dinlenmiştir. İkinci blokta katılımcı, bilgisayar ekranında görüntülenen soruları 5 dk boyunca zihinsel olarak çözmüştür. Daha sonra 1 dk'lık dinlenme arası verilmiştir. Dinlenme sonunda üçüncü bloğa geçilmiştir. Üçüncü blokta da yine katılımcı 5 dk boyunca karşısındaki ekranda görülen soruları zihinden çözmüştür. Üçüncü bloktan sonra yine 1 dk'lık dinlenme arası verilmiştir. Son olarak dördüncü blokta katılımcı yine 5 dk boyunca karşısındaki ekranda beliren soruları zihinden çözerken aynı zamanda arka planda çalan haber kayıtlarını da dinlemiştir. Deney

başlamadan önce katılımcıya son blokta soruları çözerken bir yandan da haber kaydını dinlemesi gerektiği hatırlatılmış, deney sonunda haber kayıtlarıyla alakalı sorular sorulacağı söylenmiştir. Böylelikle katılımcılar dördüncü blokta soruları çözerken bir yanda da haber kaydını dinlemiştir. Deney sonunda haberle ilgili sorular sorularak verilen cevaplar not edilmiştir. Deney blokları ve süreleri Şekil 6’da görülmektedir.



Şekil 6. Deneyde yer alan bloklar ve süreleri

Bilişsel iş yükünün oluşturulduğu blok1, blok2 ve blok3’te çoktan seçmeli ve zihinden çözülebilen sorular sorulmuştur. Soruların zorluk seviyeleri blok 1, 2, ve 3 için mümkün olduğunca eşit ayarlanmıştır. A-B-C-D seçenekleri belirlenerek klavye üzerindeki A-S-D-F tuşlarına etiketler yapıştırılarak daha az artefakt oluşturmak için bu seçenekler yan yana getirilmiştir. Tez çalışması kapsamında oluşturulan paradigma Şekil 7’de görülmektedir.

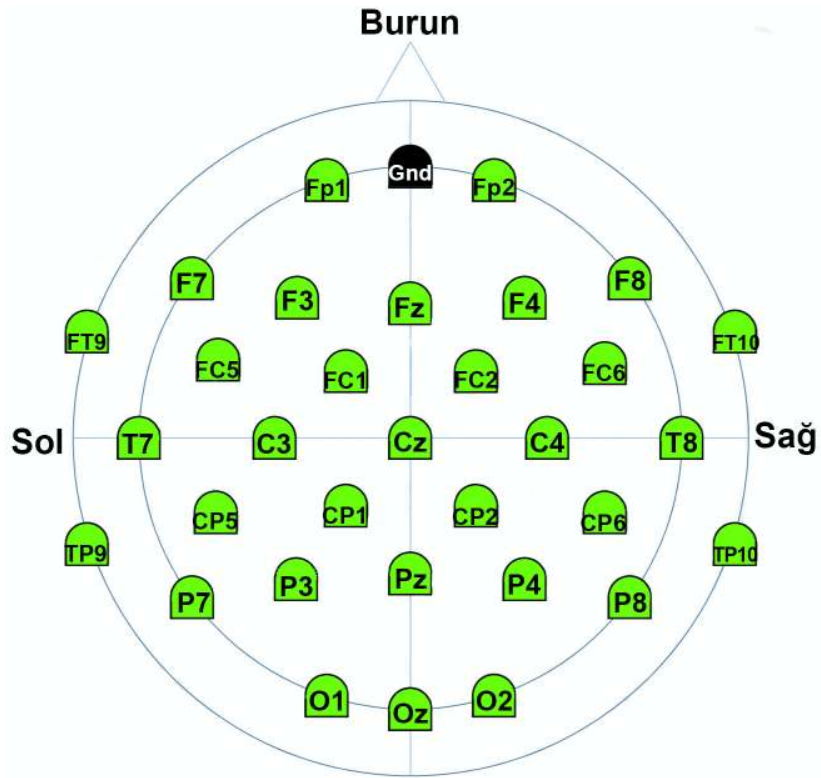


Şekil 7. Bilişsel yorgunluğun tespiti için oluşturulan paradigma

2.2. EEG Kaydı

Bilişsel yorgunluğu saptamak için beş erkek (ortalama yaş 30 ± 6.05) ve üç kadın (ortalama yaş 30 ± 5.29) olmak üzere toplam sekiz katılımcı ile deneyler gerçekleştirilmiştir. Katılımcıların herhangi bir görme ya da nörolojik bozukluğu bulunmamaktadır. Ayrıca tüm katılımcılar sağ elini kullanmaktadır. Katılımcılardan hiçbiri daha önce benzer bir deneye katılmamıştır. Veri toplama işlemi Karadeniz Teknik Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Etik Kurulu tarafından onaylanmıştır. Tüm katılımcılar deney başlamadan önce kurul tarafından sağlanan onay formunu imzalamışlardır.

EEG verileri, actiCHamp (Brain Products GmbH, Gilching, Almanya) cihazı kullanılarak, 32 kanaldan uluslararası 10-20 standartına göre yerleştirilmiş elektrotlar kullanılarak kaydedilmiştir. Örneklem frekansı 250 Hz olarak belirlenmiş, 'Fz' referans elektrotu ve alın bölgesindeki toprak (ing. ground) elektrotu kullanılarak veriler kaydedilmiştir. Deneyler boyunca, tüm elektrotların empedanslarının $5 \text{ k}\Omega$ 'un altında olması için iletkenliği artırıcı jel kullanılmıştır. Veri alınırken kullanılan elektrot dizilimi Şekil 8'de görülmektedir.



Şekil 8. Veri alınırken kullanılan elektrotların dizilimi

2.3. Ön İşleme

Ön işleme adımı katılımcılardan elde edilen EEG verisi 0.1-4 Hz (delta), 4-8 Hz (teta), 8-13 Hz (alfa), 13-30 Hz (beta), 30-100 Hz (gama) ve 0.1-100 Hz (tüm frekans bandı, TFB) olmak üzere 6 farklı bant geçiren filtre uygulanmıştır. Bu şekilde farklı bant bileşenlerinin sınıflandırma üzerine etkisi araştırılmıştır.

Tez çalışması kapsamında 4. derece Butterworth sonsuz dürtü yanıtı (ing. infinite impulse response, IIR) bant geçiren filtre kullanılmıştır. Sayısal filtreler genel olarak IIR ve sonlu dürtü yanıtı (ing. finite impulse response, FIR) olmak üzere iki sınıfa ayrılır. Filtreye giden giriş ve çıkış sinyalleri, evrişim toplamı ile ilişkilidir.

$$y(n) = \sum_{k=0}^{\infty} h(k)x(n-k) \quad (1)$$

$$y(n) = \sum_{k=0}^{N-1} h(k)x(n-k) \quad (2)$$

1. ve 2. eşitlikler sırasıyla IIR ve FIR temsil etmektedir. $x(n)$, $y(n)$ ve $h(n)$ ise sırasıyla giriş, çıkış ve filtrenin birim dürtü yanıtını temsil etmektedir, N ise filtrenin derecesini göstermektedir.

Pratikte, IIR filtresinin çıkışını Eşitlik 1 deki gibi kullanarak hesaplamak mümkün değildir çünkü darbe yanıtının uzunluğu çok uzundur (teoride sonsuzdur). Bunun yerine, IIR filtreleme denklemi özyinelemeli biçimde ifade edilmektedir.

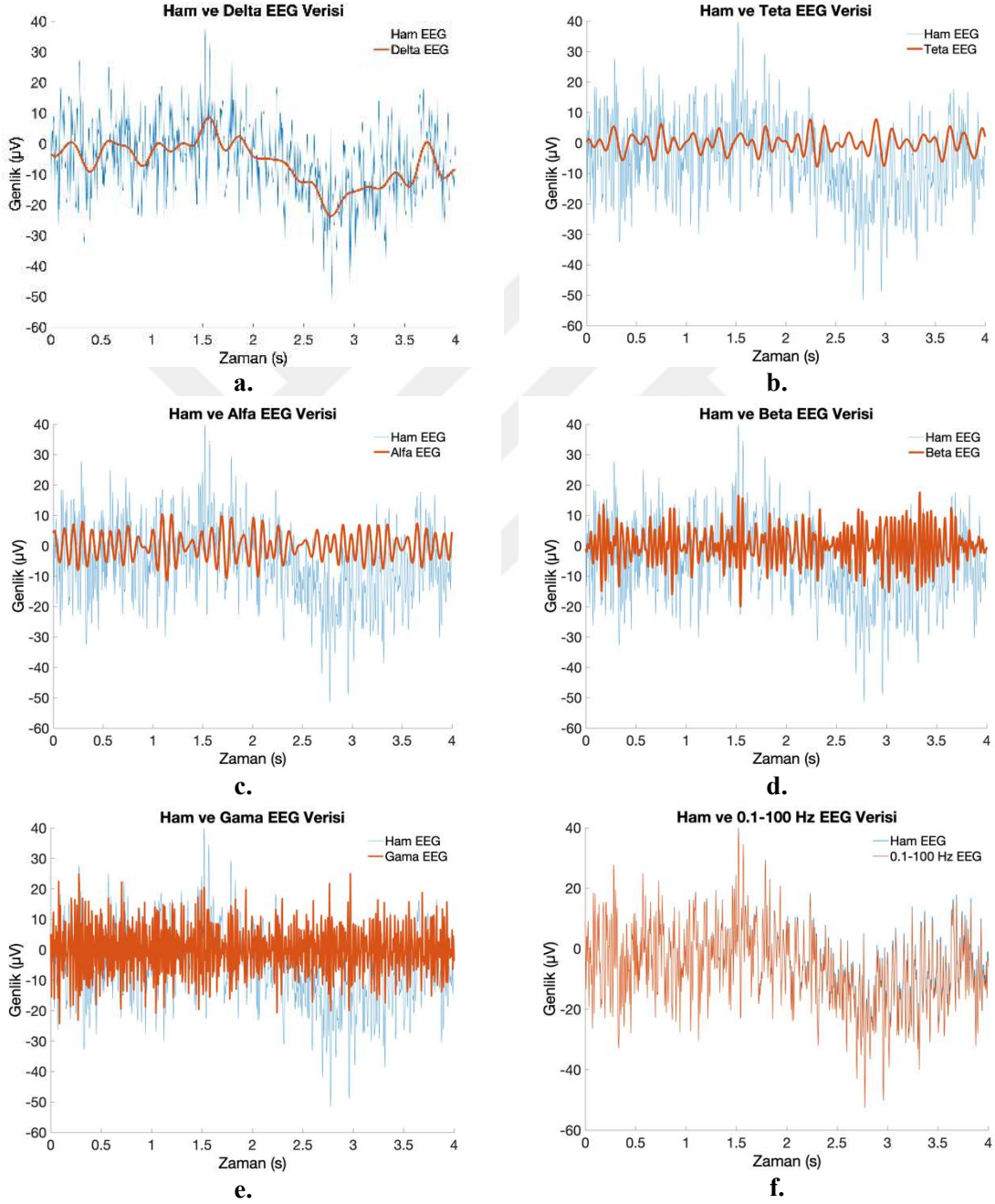
$$y(n) = \sum_{k=0}^{\infty} h(k)x(n-k) = \sum_{k=0}^N b(k)x(n-k) + \sum_{k=0}^M a(k)x(n-k) \quad (3)$$

Burada a_k ve b_k filtre katsayılarını göstermektedir.

Bant geçiren filtre tasarımında IIR filtre türlerinden Butterworth kullanılmıştır. Filtrenin transfer fonksiyonu;

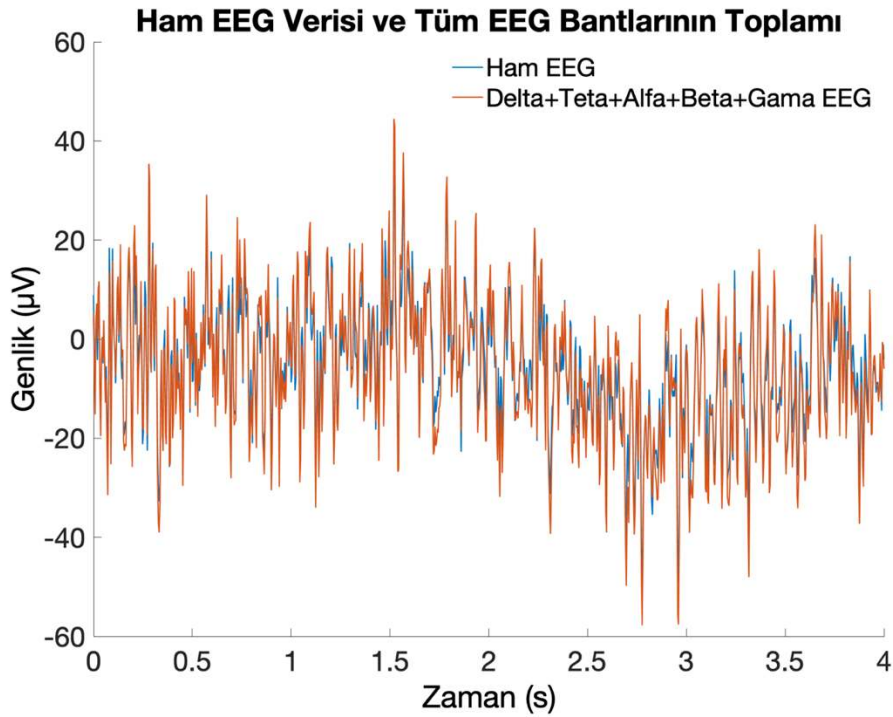
$$B(\omega) = \frac{1}{\left[1 + \left(\frac{\omega}{\omega_0}\right)^{2n}\right]^{1/2}} \quad (4)$$

Burada n filtrenin derecesini göstermektedir.



Şekil 9. Uygulanan bant geçiren filtreler sonucunda elde edilmiş EEG verileri

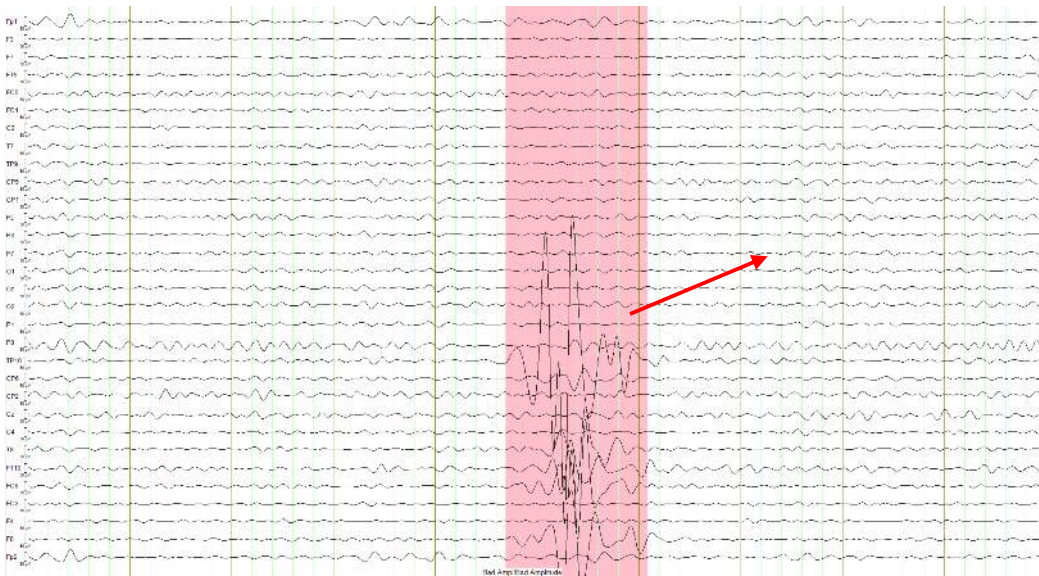
Şekil 9. a’da birinci katılımcının dinlenme bloğunun 11.kanalından alınmış 4 s ham EEG verisi ve bu verinin 0.1-4 Hz bant geçiren ve delta bandı olarak adlandırılan EEG parçalarının üst üste çizdirilmiş halleri görülmektedir. Şekil 9. b, c, d, e, f ise sırasıyla teta, alfa, beta, gama ve TFB bantları ve aynı ham EEG verisinin üst üste çizdirilmiş halleri görülmektedir. Şekil 10’da ise bileşenlerine ayrılan delta, teta, alfa, beta ve gama bantlarının toplamı ve aynı ham EEG verisi üst üste çizdirilmiştir. Şekil 10’dan frekans bileşenlerine ayrılan orijinal sinyal ile frekans bileşenlerinin toplamından elde edilen yeni sinyalin yaklaşık olarak aynı olduğu görülmektedir. Yani ele alınan alt frekans bileşenlerinin orijinal EEG sinyalini yaklaşık olarak temsil ettiği söylenebilir. Böylelikle orijinal EEG sinyalini oluşturan alt frekans bileşenlerinin sınıflandırma performansına dolayısıyla bilişsel iş yükünün tespit edilmesine etkisi araştırılmıştır.



Şekil 10. Tüm frekans bileşenlerinin toplamı ve ham EEG verisi

Yukarda bahsedilen ön işleme adımları Matlab 2019b programıyla gerçekleştirilmiş ve sınıflandırma aşamasında kullanılmıştır. Sınıflandırma sonuçlarına ilaveten, bu tez çalışması kapsamında dinlenme ve blok3’te yer alan EEG verileri farklı bant güçleri açısından görsel grafiklerle karşılaştırılmıştır. Bu karşılaştırma için kullanılan EEG cihazının üretici firması tarafından hazırlanan Brain Vision Analyzer 2.0.1 (BrainProducts, 2019)

paket programı kullanılarak tüm EEG verisine ham veri incelemesi (HVİ) (ing. raw data inspection) gerçekleştirilmiştir. HVİ, EEG verisi üzerinde fiziksel artefakt olup olmadığını incelemeye yarayan bir tekniktir ve üç alt kriterden oluşmaktadır. Bunlar gradyan, maksimum-minimum ve genlik kriteridir. Gradyan kriteri iki örnekleme noktası arasındaki mutlak farkı belirtir. Gradyan kriterinde izin verilen maksimum voltaj adımı 50 (mikrovolt) $\mu\text{V}/\text{ms}$ olarak belirlenmiştir. Böylelikle iki örnekleme noktası arasındaki genlik farkı 50 μV 'u geçtiği durumda bu iki örnekleme noktası gradyan şartını sağlamayan bölge olarak belirlenir. Bu işlem tüm EEG verisi üzerinde uygulanarak kritere uymayan noktalar belirlenir. Benzer şekilde maksimum-minimum kriteri uygulandığında, bir segmentteki maksimum ve minimum değer arasındaki fark, belirtilen değeri geçmemelidir. 200 ms aralıklarla (segment) değerlerin maksimum farkı 200 μV olarak belirlenmiştir. Böylelikle 200 ms aralıklarda maksimum ve minimum değer arasındaki fark 200 μV den büyükse bu bölgede maksimum-minimum kriterini sağlamayan bölge olarak belirlenir. Yine bu işlem tüm EEG verisi üzerinde uygulanarak kriteri sağlamayan segmentler belirlenir. Son olarak, genlik (ing. amplitüd) kriteri uygulandığında, genlik belirtilen maksimum - minimum değerlerini ihlal etmemelidir. İzin verilen maksimum ve minimum genlik değeri sırasıyla 200 μV ve -200 μV olarak belirlenmiştir. Bu değerleri aşan EEG örnekleme noktalarının 200 ms öncesi ve 200 ms sonrası artefaktlı bölge olarak işaretlenmiştir. Bu şekilde kriterleri sağlayan bölgeler, gerçek EEG verisi olmayıp artefaktlı kısımlar olarak belirlenip analizden çıkarılmıştır.



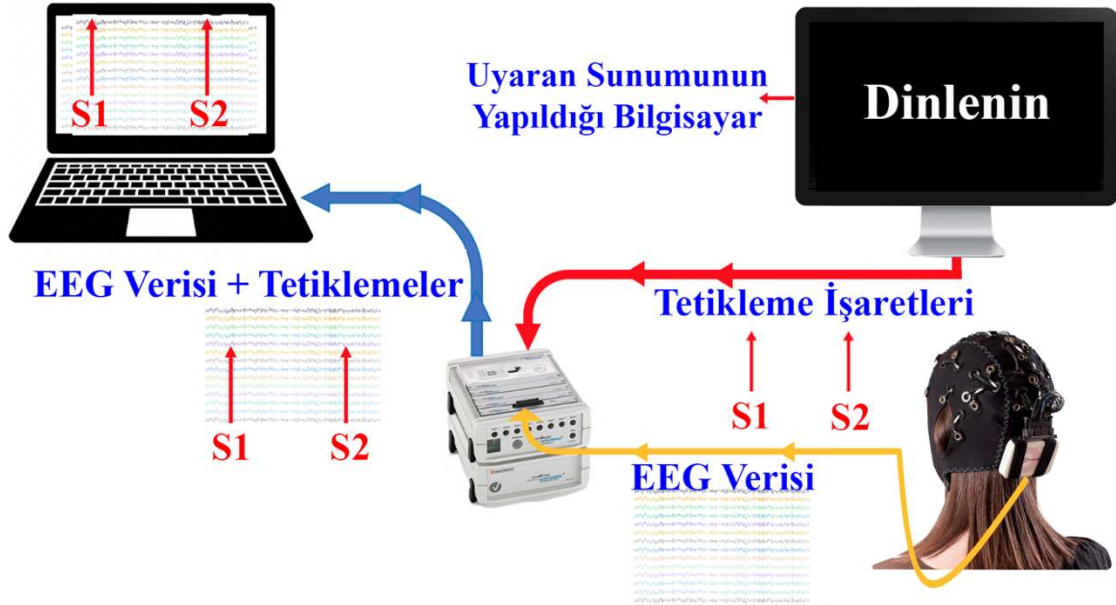
Şekil 11. Analyzer2 paket programında yapılan ham veri incelemesi

Şekil 11’de belirlenen kriterlere uyan EEG bölgeleri tüm kanallar için kırmızı renkle işaretlenmiştir. Yapılan analizlerde kırmızı ile işaretlenen tüm bölgeler çıkarılarak gürültüsüz EEG verisi üzerinde çalışılmıştır.

2.4. Bloklara Ayırma

Bloklara ayırma aşamasında, ön işleme adımı farklı frekans bileşenlerine ayrılmış verilerin her biri dinlenme, blok1, blok2 ve blok3 gruplarına ayrılmıştır. Katılımcılardan deney esnasında veriler alınırken uyaran sunumunun yapıldığı bilgisayar, verilerin kaydedildiği bilgisayar ve beyin elektriksel aktivitesinin alındığı EEG cihazı arasındaki bağlantılar Şekil 12’de görülmektedir. Uyaran sunumunun yapıldığı bilgisayarda hangi bloğun başladığına dair tetikleme bilgisi (*ing.* stimulus; S1, S2, S3 vb.) LPT portu aracılığıyla EEG cihazına 1 ms gecikme ile gönderilmektedir. Elektrotlardan gelen beyin elektriksel aktivitesi ve bu tetikleme bilgileri EEG cihazında birleştirilerek kayıt bilgisayarına zaman kilitli şekilde gönderilmektedir.

Kayıtların Yapıldığı Bilgisayar



Şekil 12. Deney düzeneği

Dinlenme bloğunun başında ‘S1’ tetikleme işareti, sonunda ise ‘S2’ tetikleme işareti LPT portundan EEG cihazına gönderilmektedir. Benzer şekilde blok1 başlangıç ve bitişi için sırasıyla ‘S3’ ve ‘S4’ tetikleme işaretleri, blok2 başlangıç ve bitişi için sırasıyla ‘S5’ ve ‘S6’ tetikleme işaretleri ve son olarak blok3 başlangıç ve bitişi için sırasıyla ‘S7’ ve ‘S8’ tetikleme işaretleri gönderilmektedir. Blokların başlangıç ve bitiş tetikleme işaretleri Şekil 13’te görülmektedir.



Şekil 13. Bloklar ve tetikleme işaretleri

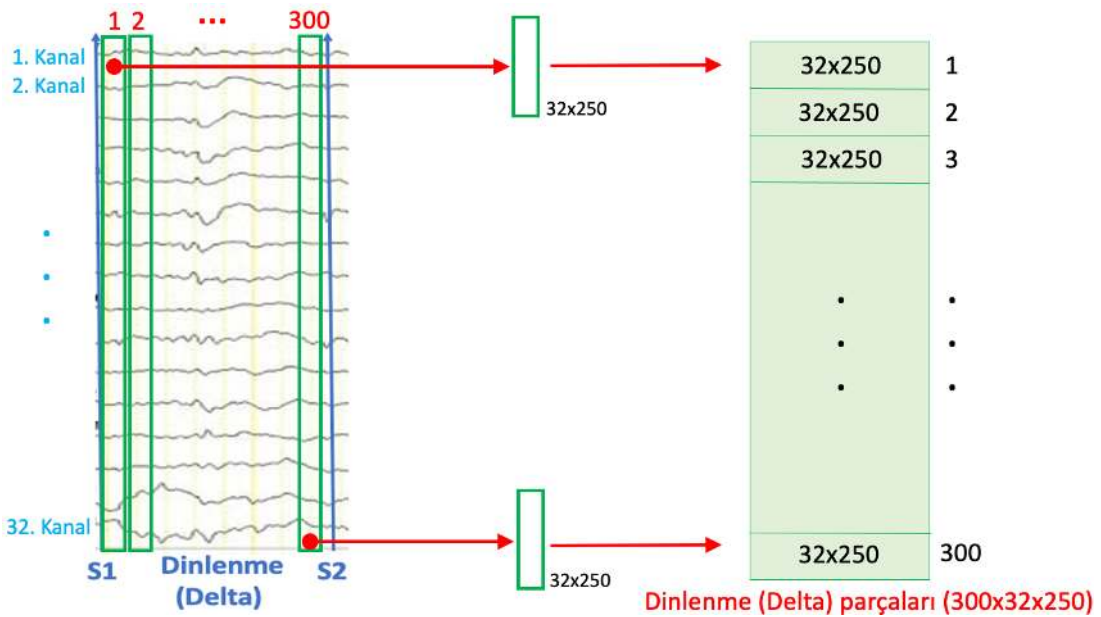
Blokların başlangıç ve bitiş tetikleme işareti arasında 75000 zaman noktası bulunmaktadır. Örnekleme frekansı 250 Hz olduğundan, 75000 zaman noktası 300 s yani 5 dk ya karşılık gelmektedir. Bu şekilde her bir blok (dinlenme, blok1, blok2 ve blok3) 5 dk olacak şekilde bölünmektedir. Dinlenme-blok1, blok1-blok2 ve blok2-blok3 ardışık bloklar arasında 1 dk ara dinlenme verilmiş, katılımcı bu sürede bir sonraki blok için dinlendirilmiştir.

6 farklı bant geçiren filtre uygulanmış ve dört farklı bloğa ayrılmış EEG verisi sonucunda toplam 24 farklı kombinasyon elde edilmiştir ve bu kombinasyonlar Tablo 2’de gösterilmiştir.

Tablo 2. Öznitelik çıkarma aşamasından önce elde edilmiş EEG sinyalleri

	Dinlenme	Blok 1	Blok 2	Blok 3
Delta	✓	✓	✓	✓
Teta	✓	✓	✓	✓
Alfa	✓	✓	✓	✓
Beta	✓	✓	✓	✓
Gama	✓	✓	✓	✓
TFB	✓	✓	✓	✓

Her bir blok ve frekans bandı için EEG verisi 0.25 s, 0.5 s, 1 s, 3 s ve 5 s uzunluğundaki alt parçalara ayrılmıştır. Şekil 14’te dinlenme bloğunun delta bandı için 1 s lik parçalara ayrılmış temsili EEG parçaları görülmektedir. Dinlenme bloğu 300 s (5 dk) uzunluğunda olduğundan, 1 s’lik parçalar sonucunda toplam 300 parça EEG verisi elde edilmiştir. Örnekleme frekansı 250 Hz olduğundan her bir parçanın uzunluğu 250 zaman noktasından oluşmakta, 32 kanaldan veri alındığından toplam 32x250 boyutlu matris elde edilmektedir. Sonuç olarak dinlenme bloğu 1 s’lik parçalara ayrıldığında her birinin uzunluğu 32x250 olan toplam 300 parça EEG verisi elde edilmiş ve hücre (*ing. cell*) tipi saklama biriminde kaydedilmiştir. Tablo 2’de yer alan tüm blok ve frekans bantları için 0.25 s, 0.5 s, 1 s, 3 s ve 5 s uzunluğundaki parçalar ayrı bir hücre tipi depolama türünde saklanarak öznitelik çıkarma aşamasında kullanılmıştır.



Şekil 14. Dinlenme bloğu ve delta frekans bandı için elde edilen 1 s’lik EEG parçaları

Her bir blok ve frekans bandında; 0.25 s için her biri 32x62 uzunluğunda toplam 1200 adet (1200x32x62), 0.5 s için her biri 32x125 uzunluğunda toplam 600 adet (600x32x125), 1 s için her biri 32x250 uzunluğunda toplam 300 adet (300x32x250), 3 s için her biri 32x750 uzunluğunda toplam 100 adet (100x32x750) ve son olarak 5 s için her biri 32x1250 uzunluğunda toplam 60 adet (60x32x1250) veri parçası bulunmaktadır. Dinlenme bloğu için farklı frekans bileşenleri ve farklı EEG uzunlukları için elde edilen veri hücreleri Tablo 3'te gösterilmiştir. Benzer veri hücreleri blok1, blok2 ve blok3 için de elde edilmiştir.

Tablo 3. Dinlenme bloğu için farklı frekans bileşenleri ve farklı EEG uzunlukları için elde edilen veri hücre boyutları

Dinlenme Bloğu	0.25s	0.5s	1s	3s	5s
Delta	1200x32x62	600x32x125	300x32x250	100x32x750	60x32x1250
Teta	1200x32x62	600x32x125	300x32x250	100x32x750	60x32x1250
Alfa	1200x32x62	600x32x125	300x32x250	100x32x750	60x32x1250
Beta	1200x32x62	600x32x125	300x32x250	100x32x750	60x32x1250
Gama	1200x32x62	600x32x125	300x32x250	100x32x750	60x32x1250
TFB	1200x32x62	600x32x125	300x32x250	100x32x750	60x32x1250

2.5. Öznitelik Çıkarma

Öznitelik çıkarma aşamasında bant gücü, istatistiksel öznitelikler ve yüksek dereceli spektral özniteliği kullanılmıştır. Bu özniteliklere ait ayrıntılar alt başlıklar halinde aşağıda sunulmuştur.

2.5.1. Bant Gücü Özniteliği

Frekans bantlarındaki güç hesaplanırken, bir zaman-frekans sinyali ayrıştırması elde etmek için spektrogram yöntemini kullanmaktır.

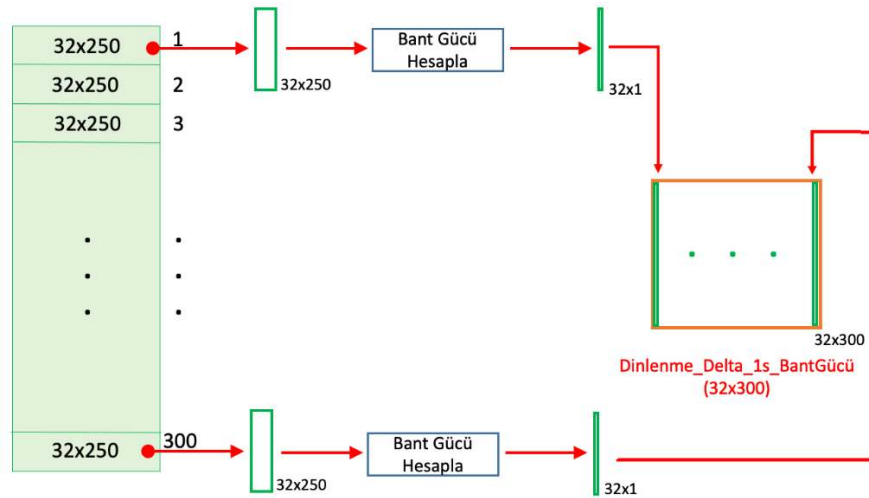
$$E_f = \sum_t |X(f, t)|^2 \quad (5)$$

Burada $x(t)$ orijinal sinyali, $X(f, t)$ orijinal $x(t)$ sinyalinin zaman frekans gösterimini, E_f ise frekans alanındaki enerji marjinalerini göstermektedir. Bant gücü ise E_B ile gösterilmektedir

ve bantta yer alan enerji marjinallerinin toplanmasıyla elde edilir ve aşağıdaki eşitlikte gösterildiği gibi hesaplanmaktadır.

$$E_B = \sum_{f \in B} E_f \quad (6)$$

Daha öncede ifade edildiği gibi; 0.25 s, 0.5 s, 1 s, 3 s ve 5 s'lik EEG uzunlukları için sırasıyla 62, 125, 250, 750 ve 1250 zaman noktası elde edilmektedir. Farklı zaman noktası uzunluğundaki bu değerlerin bant güçleri hesaplandığında bir sayı değeri elde edilmektedir. 32 kanaldan elde edilen bu zaman noktalarının her biri için bant gücü hesaplandığında sonuçta 32x1'lik bir vektör elde edilmektedir. Tablo 3'te dinlenme bloğunda 1 s uzunluğundaki EEG sinyallerinin delta frekans bandı için uzunluğun 300x32x250 olduğu görülmektedir. Burada 32 kanaldan alınan ve her birinin uzunluğu 250 zaman noktasından oluşan 300 adet EEG verisi bulunmaktadır. Birinci 32x250 boyutlu matrisin bant gücü her kanal için ayrı ayrı hesaplandığında sonuçta 32x1'lik vektör elde edilmektedir. Bu işlem 300 adet örnek için tekrarlandığında sonuçta 300x32 boyutlu matris elde edilmektedir. Bu matris dinlenme bloğundaki verinin delta frekans bandındaki 1 s'lik parçalarından elde edilen bant gücü değerlerini göstermektedir ve Dinlenme_Delta_1s_BantGücü matrisi şeklinde isimlendirilmiştir. Aynı işlemler Tablo 3'te yer alan ve dinlenme bloğu için oluşturulan tüm matris değerleri için tekrarlanmıştır. Yukarda açıklanan adımlar Şekil 15'te detaylı bir şekilde gösterilmiştir.



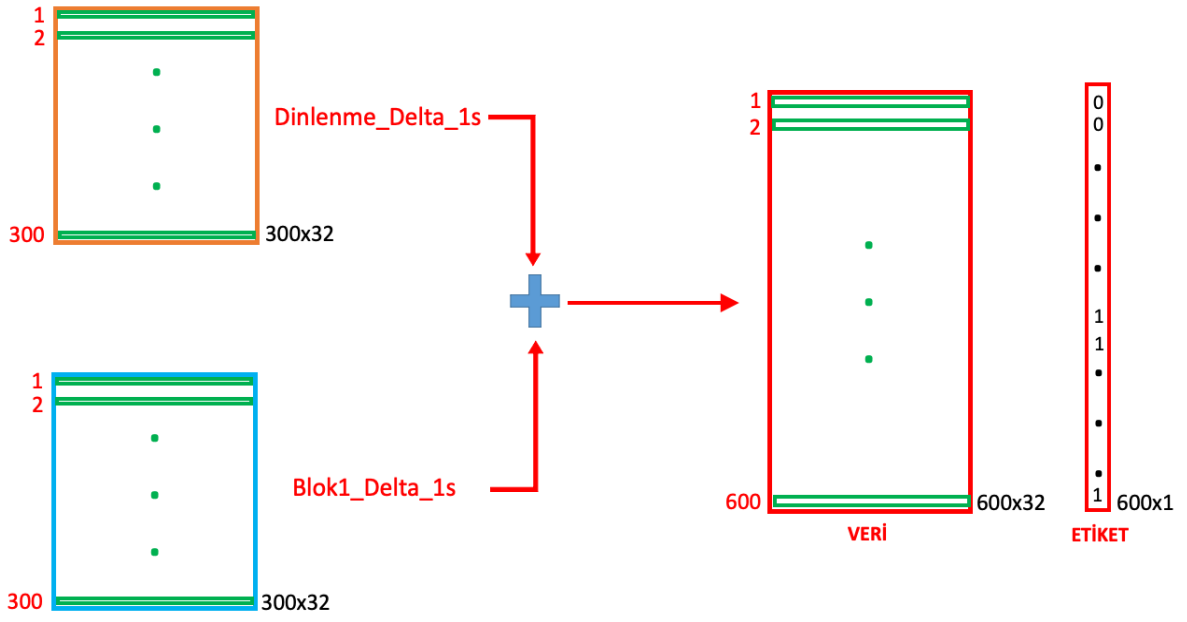
Şekil 15. Dinlenme bloğunun delta frekans bandında 1 s'lik EEG parçaları için bant gücü hesaplama adımları

Şekil 15’te dinlenme bloğunda delta frekans bandında 1 s’lik EEG parçalarının bant güçlerinin hesaplanma adımları gösterilmiştir. Bu işlem sonucunda 32x300 boyutlu matris elde edilmiştir. Tablo 3’te yer alan tüm matrisler için aynı adımlar tekrarlanarak elde edilen değerler Tablo 4’te gösterilmiştir. Yine Tablo 4’te yer alan değerler blok1, blok2 ve blok3 içinde elde edilmiştir.

Tablo 4. Dinlenme bloğunda farklı frekans bileşenleri ve farklı EEG uzunlukları için elde edilen bant güçleri matrisleri

Dinlenme Bloğu	0.25s	0.5s	1s	3s	5s
Delta	32x1200	32x600	32x300	32x100	32x60
Teta	32x1200	32x600	32x300	32x100	32x60
Alfa	32x1200	32x600	32x300	32x100	32x60
Beta	32x1200	32x600	32x300	32x100	32x60
Gama	32x1200	32x600	32x300	32x100	32x60
TFB	32x1200	32x600	32x300	32x100	32x60

Tez çalışması kapsamında dinlenme ve iş yükünün olduğu blokların karşılaştırıldığı yani dinlenme-blok1, dinlenme-blok2 ve dinlenme-blok3 ikili sınıflandırma işlemleri gerçekleştirilmiştir. Örneğin delta frekans bandı ve 0.25 s uzunluğunda EEG parçalarından çıkarılan bant gücü öznitelikleriyle dinlenme ve blok1 karşılaştırması için sınıflandırılmıştır. Bu amaçla aynı uzunluk ve frekans bandında yer alan dinlenme ve bilişsel iş yükünün olduğu blok bir araya getirilerek sınıflandırılacak veri seti oluşturulmuştur. Bu durum Şekil 16’da adım adım açıklanmıştır.



Şekil 16. Sınıflandırılacak veri setinin oluşturulması

Şekil 15’te Dinlenme_Delta_1s_BantGücü matrisinin elde edilişi adım adım açıklanmıştır, aynı süreç blok1 verisi içinde yürütülerek Blok1_Delta_1s_BantGücü matrisi elde edilmiştir. Daha sonra bu iki matris birleştirilerek sınıflandırılacak veri seti oluşturulmuştur. 300 adet ve öznitelik uzunluğu 32 olan dinlenme bloğu verisi, 300 adet ve öznitelik uzunluğu 32 olan blok1 verisiyle bir araya getirilerek 600x32 boyutundaki sınıflandırılacak veri seti oluşturulmuştur. 0 ve 1’lerden oluşan etiket vektörü ise 600x1 boyutundadır. Tüm bu süreçlerin elde edilişi Şekil 16’da görülmektedir. Bu süreçler farklı frekans bantları (delta, teta, alfa, beta, gama ve TFB) ve farklı uzunluktaki (0.25s, 0.5s, 1s, 3s ve 5s) EEG parçalarında dinlenme ve iş yükünün olduğu blok (blok1 veya blok2 veya blok3) kullanılarak sınıflandırma işlemleri gerçekleştirilmiştir.

2.5.2. İstatistiksel Öznitelikler

Tez çalışması kapsamında çarpıklık, basıklık ve kare ortalamalarının karekökü gibi çeşitli istatistiksel öznitelikler de kullanılmıştır. Bu özniteliklere ait ayrıntılar aşağıda açıklanmıştır.

2.5.2.1. Çarpıklık Değeri

Çarpıklık değeri aşağıdaki formüle göre hesaplanmaktadır.

$$\zeta D = \frac{\sum_i^N (X_i - \bar{X})^3}{(N - 1) * \sigma^3} \quad (7)$$

Burada N EEG verisindeki zaman noktalarını, $\bar{X}$ EEG verisinin ortalamasını ve σ ise EEG verisinin standart sapmasını göstermektedir.

2.5.2.2. Basıklık Değeri

Basıklık değeri aşağıdaki formüle göre hesaplanmaktadır.

$$BD = \frac{\sum_i^N (X_i - \bar{X})^4}{(N - 1) * \sigma^4} \quad (8)$$

Eşitlikte N EEG verisindeki zaman noktalarını, $\bar{X}$ EEG verisinin ortalamasını ve σ ise EEG verisinin standart sapmasını göstermektedir.

2.5.2.3. Kare Ortalamalarının Karekökü

Kare ortalamalarının karekökü aşağıdaki formüle göre hesaplanmaktadır;

$$RMS = \left(\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i^2 \right)^{1/2} \quad (9)$$

Eşitlikte x_i EEG sinyalindeki i 'inci zaman noktasını göstermektedir.

2.5.3. Yüksek Dereceli Spektral Özniteliği

Fizyolojik sinyallerin çoğu doğrusal ve durağan değildir. Yüksek dereceli spektral özniteliği (ing. Higher-Order Spectral) doğrusal ve durağan olmayan sinyallerdeki sapmaları tespit etmek için kullanılan ikincil bir yöntemdir. Çeşitli frekanslarda Fourier Dönüşümü kullanılarak hesaplanır.

$$HOS = X(f)X(l)X^*(k + l) \quad (10)$$

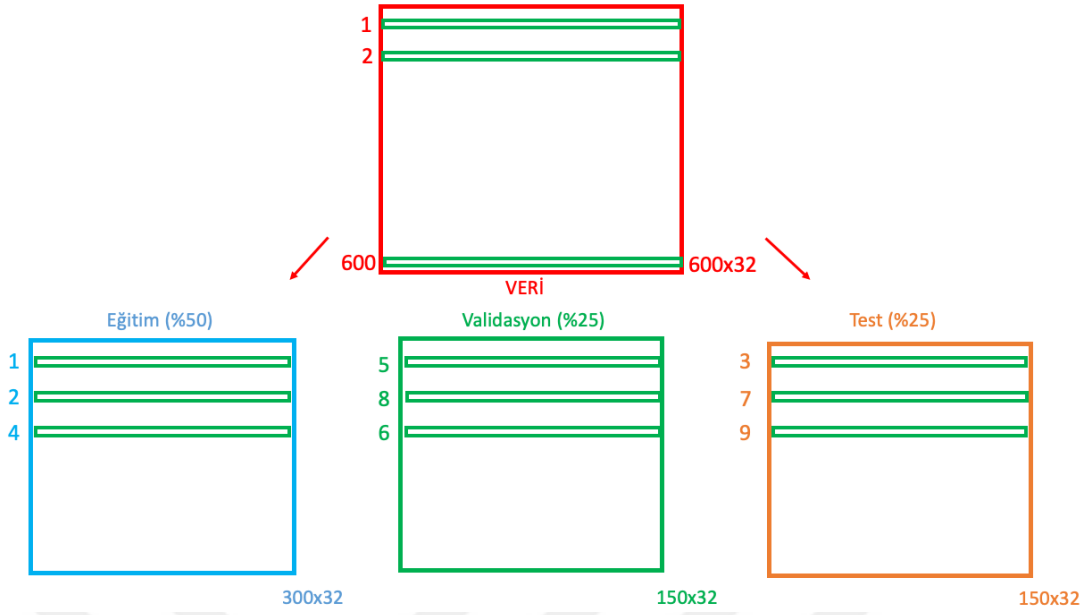
$X(f)$, $x(n)$ ile gösterilen hem EEG sinyalinin fourier dönüşümünü ve l ise öteleme parametresini göstermektedir.

Tablo 4’de yer alan ve dinlenme bloğu için bant gücü özneliği kullanılarak elde edilen matrisler istatistiksel öznitelikler ve yüksek dereceli spektral özneliği için de elde edilmiştir. Yine bu matrisler blok1, blok2 ve blok3 içinde elde edilmiştir. Yukarda ayrıntıları açıklanan süreç bu öznitelikler içinde bire bir aynı prosedürle gerçekleştirildiğinden burada tekrar gösterilmemiştir.

2.6. Sınıflandırma

Yukarda açıklanan adımlar sonucunda her biri $N \times 32$ boyutunda veri matrisi ve $N \times 1$ boyutundaki etiket matrisi elde edilmektedir. Burada N kullanılan EEG parça uzunluğuna göre değişmektedir. Örneğin 1 s’lik EEG parçaları kullanıldığında 300 adet örnek dinlenme bloğundan, 300 adet örnek ise iş yükü bloğundan (blok1 veya blok2 veya blok3) geldiğinden burada $N=600$ olmaktadır. Benzer şekilde EEG uzunluğu sırasıyla 0.25 s, 0.5 s, 3 s ve 5 s seçildiğinde N sırasıyla 2400, 1200, 200 ve 120 ye eşit olmaktadır.

EEG parça uzunluğuna, frekans bileşenine ve kullanılan özneliğe bağlı olarak elde edilen veri seti kullanılarak üç farklı sınıflandırma algoritmasıyla sınıflandırma işlemi gerçekleştirilmiştir. N adet öznitelik vektörü her defasında rastgele biçimde %50 eğitim, %25 doğrulama ve %25 test olmak üzere üç parçaya ayrılarak, toplamda 50 kez sınıflandırma işlemi tekrarlanmıştır. Sonuçlar kısmında bu 50 kez tekrarlanan sınıflandırma işlemi sonucunda elde edilen ortalama test doğrulukları gösterilmiştir. 50 kez tekrarlanan sınıflandırma işlemi ve veri setinin eğitim, doğrulama ve test parçalarına ayrılması süreci Şekil 17’de gösterilmiştir. Buna göre her defasında farklı öznitelik vektörleri eğitim, doğrulama ve test grubuna dahil olmakta bu şekilde yanlış doğruluklar elde edilmemektedir.



Şekil 17. Veri setinin eğitim, doğrulama ve test kısımlarına ayrılması

Sınıflandırma aşamasında, yapay sinir ağları (YSA), DVM, ve doğrusal diskriminant analizi (DDA) algoritmaları kullanılmıştır. Bu algoritmalara ait ayrıntılar sırasıyla alt başlıklar halinde sunulmuştur.

2.6.1. Yapay Sinir Ağları

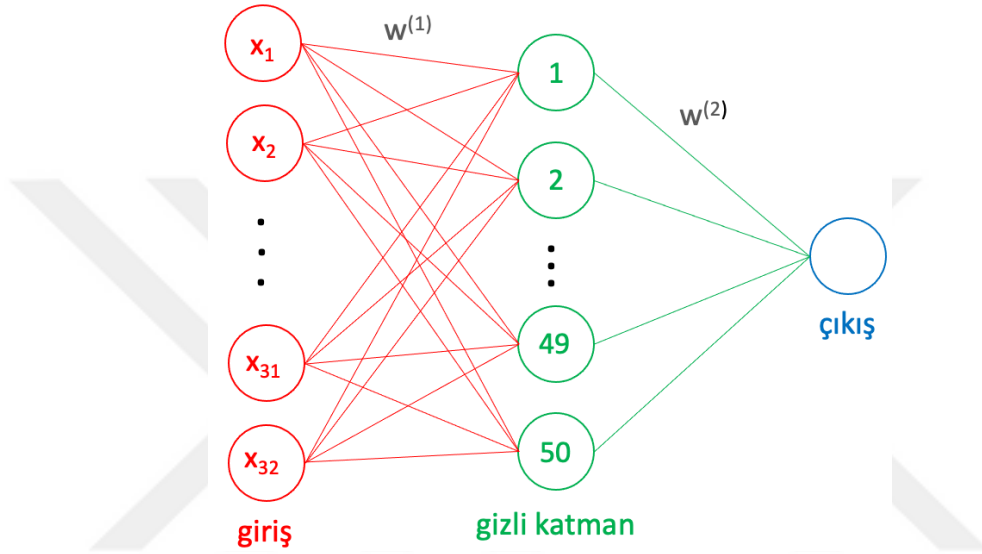
Sınıflandırma aşamasında tek çıkış nöronu ve tek gizli katmanı olan iki katmanlı YSA modeli kullanılmıştır. Gizli katmandaki nöron sayısı 50 olan YSA modeli aşağıda gösterilmiştir.

$$\hat{y} = \tilde{g}\left(\sum_{j=1}^M w_{1j}^{(2)} * g\left(\sum_{i=1}^d w_{ji}^{(1)} * x_i + w_{j0}^{(1)}\right)\right) + w_{11}^{(2)} \quad (11)$$

Burada (x_i) , i'inci girişi, $(w_{ji}^{(k)})$ k'ıncı katmandaki i'inci nöronu j'inci nöron arasındaki katman ağırlığını, (g) tanjant sigmoid fonksiyonunu ve $(\tilde{g})$ lineer fonksiyonu göstermektedir. Ayrıca, (d) ise giriş vektörünün boyutunu göstermektedir. Tüm veri seti için toplam hata;

$$J(w) = -\frac{1}{N} \sum_{n=1}^N [y_n \log \hat{y}_n + (1 - y_n) \log (1 - \hat{y}_n)] \quad (12)$$

Burada (N) sinyaldeki toplam örnek sayısını, ($\hat{y}_l$) sinir ağı modeli tarafından hesaplanan tahmini değeri ve (y_l) ise örneğin gerçek etiket değerini göstermektedir. Oluşturulan YSA modeli Şekil 18’de görülmektedir.



Şekil 18. Yapay sinir ağları modeli

2.6.2. Destek Vektör Makinaları

DVM, öznitelik vektörlerini sınıflandırmak için bir hiper düzlem oluşturan sınıflandırma algoritmasıdır. DVM, en yakın eğitim örnekleri ile hiper düzlemler arasındaki mesafeyi maksimize eden yani bir diğer ifadeyle marjı en büyük olan hiper düzlemi bulmaya çalışır. DVM'nin ana amacı, verileri yüksek boyutlu bir uzaya taşımak ve maksimum marjı olan bir hiper düzlem bulmaktır. DVM aşağıda gösterilen optimizasyon problemini çözer;

$$\min_{w, \xi} \frac{1}{2} \|w\|^2 + C \sum_{i=1}^l \xi_i \quad (13)$$

Burada w hiper düzlemin normal vektörünü, ξ_i yanlış sınıflandırmaya izin veren bolluk değerini ve C , ise bolluk cezasını temsil etmektedir. Amaç, w 'nın küçük normu olan marjı

arttırırken, hataların toplamını azaltmak için w ve ξ_i 'nin değeri bulmaktır. Karar fonksiyonu ise;

$$h(x) = \text{sign}(w^T x + b) \quad (14)$$

Eşitlikte w hiper düzlemin normal vektörünü, x öznitelik vektörünü ve b ise sabit sayıyı göstermektedir.

2.6.3. Doğrusal Diskriminant Analizi

DDA, sınıf içi dağılımı minimize ve sınıflar arası dağılımı maksimize etmeye çalışan, yüksek hesaplama gereksinimleri duymayan çok basit bir sınıflandırıcıdır. DDA genellikle örüntüleri iki sınıfa ayırmada kullanılır, ancak yöntem çoklu sınıflar için geliştirilebilmektedir.

İki sınıflı bir problem için DDA, iki sınıfın doğrusal olarak ayrılabilir olduğunu kabul eder. Buna göre DDA, sınıfları ayırt etmek için öznitelik uzayında bir ayırım fonksiyonu tanımlar. İki'den fazla sınıflı bir problem durumunda, birkaç hiper düzlem seti kullanılır. Karar düzlemi matematiksel olarak aşağıdaki eşitlikte gösterilmektedir;

$$g(x) = w^T x + w_0 \quad (15)$$

Burada (w) ağırlık vektörünü, (x) girdi öznitelik vektörünü ve (w_0) bir eşik değerini göstermektedir. Girişe verilen öznitelik vektörü, $g(x)$ fonksiyonuna göre bir sınıfa veya diğer sınıfa atanır. Ağırlık vektörünü (w) hesaplamak için birçok yöntem bulunmaktadır. Bunlardan biri;

$$w = \sum_c^{-1} (\mu_1 - \mu_2) \quad (16)$$

Burada, μ_i , i sınıfının ortalamasını ve $c = \Sigma_1 + \Sigma_2$ ortak kovaryans matrisini göstermektedir.

Kovaryans matrisi ve ortalama aşağıdaki eşitliklere göre hesaplanmaktadır;

$$\Sigma_c = \frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (x_i - \mu) (x_i - \mu)^T \quad (17)$$

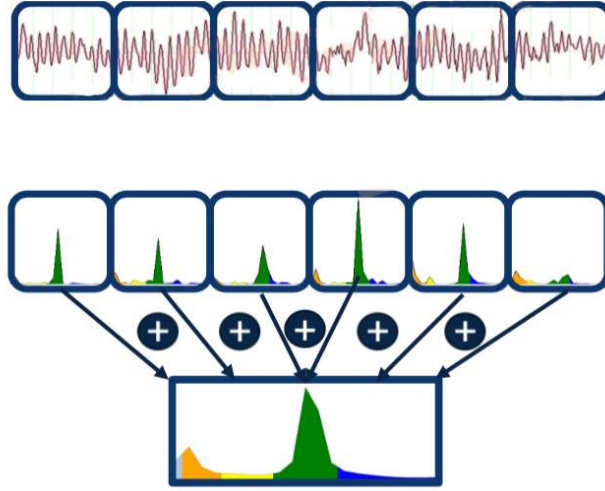
$$\mu_c = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i \quad (18)$$

Eşitlikte (x) , n adet öznitelik vektörünü $(x_1, x_2, x_3, \dots, x_n)$ içeren matrisi göstermektedir. Σ kovaryans matrisini ve (μ) ise öznitelik vektörünün ortalamasını ifade etmektedir.

2.7. Bant Gücü Grafiklerinin Oluşturulması

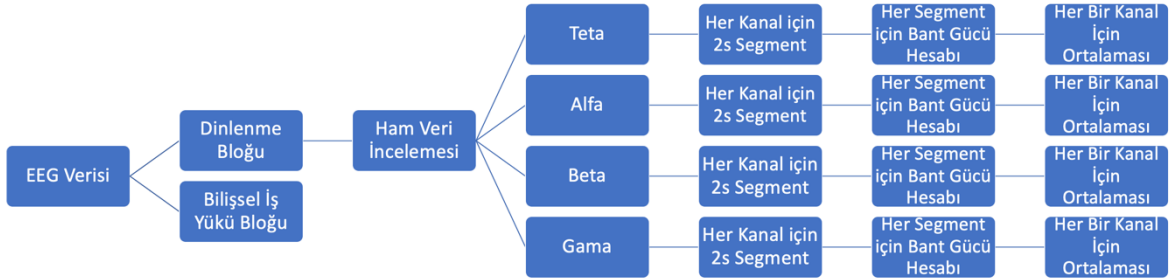
Bant güçleri hesaplanırken öncelikle ‘S1’-‘S2’ tetikleme işaretleri arasındaki dinlenme bloğu ve ‘S7’-‘S8’ tetikleme işaretleri arasındaki bilişsel iş yükünün olduğu blok3 EEG verisi elde edilir.

EEG sinyali, sinirsel salınımların bir karışımıdır. Bir EEG sinyali, her biri kendi frekansına, genliğine ve fazına sahip farklı sinüs dalgalarının bir kombinasyonu olarak ifade edilebilir. Önceki ifade fourier analizinin tanımıdır ve EEG sinyallerinin kendisini oluşturan frekans bileşenlerine ayrıştırılmasını gerektirir. Fourier dönüşümü, durağan sinyalleri analiz etmek için bir araçtır. EEG sinyalleri doğası gereği durağan değildir. Yarı durağan bir sinyal olarak ele alınarak, ilgili sinyalin analiz edilecek kısımları çıkarılır. Yarı durağan veri segmenti çıkarılır ve her segmente Hızlı Fourier Dönüşümü (HFD) (ing. Fast Fourier Transform, FFT) uygulanır. HFD aslında basit bir Ayrık Fourier Dönüşümü algoritmasıdır (BrainProductsWebinar, 2020). HFD algoritmasının açıklaması Şekil 19’da gösterilmiştir.



Şekil 19. Hızlı fourier dönüşümü algoritması (BrainProductsWebinar, 2020).

Şekil 19’da görüldüğü gibi tüm EEG parçası her biri yarı durağan oldukça küçük boyutlu parçalara ayrılarak her bir küçük parçanın HFD toplanıp tüm EEG parçasının HFD elde edilmiştir. Bu şekilde dinlenme ve blok3’teki EEG verileri, farklı frekans bantları ve tüm kanallar için bant güçleri hesaplanarak karşılaştırılmıştır. Bant güçleri elde edilirken izlenen adımlar Şekil 20’de gösterilmiştir.



Şekil 20. Bant gücü hesaplama adımları

Şekil 20’den de görüleceği üzere her bir bloğa ait EEG parçasına ön işleme adımında açıklanan ham veri incelemesi gerçekleştirilmiş. Biyolojik artefaklardan temizlenen EEG verisi teta, alfa, beta ve gama frekans bantlarına ayrılmıştır. Daha sonra her bir frekans bandı ve kanal EEG verisi 2 s’lik segmentlere ayrılmıştır. Son olarak her segmentin bant gücü hesaplanarak tüm kanallar için ortalaması elde edilmiştir. Böylelikle sonuçlar kısmında ayrıntısı görüleceği üzere, dinlenme ve blok3’teki EEG verisi hem farklı frekans bileşenleri hem de farklı beyin bölgelerinde karşılaştırılmıştır.

2.8. Davranışsal Veriler

Katılımcıların blok1, blok2 ve blok3'te yer alan sorulara verdikleri cevaplar için davranışsal verileri de kaydedilmiştir. Bu amaçla katılımcı soruyu gördükten kaç saniye sonra cevap verdiği ve doğru ya da yanlış yaptığına dair davranışsal bilgiler de hazırlanan uyarıcı sunumu programı ile kaydedilmiştir. Her bir blok için 40 soru hazırlanmıştır. Katılımcılar arasından bir blokta en fazla 27 soru cevaplanmış dolayısıyla 40 soru yeterli olmuştur. Soru cevaplanana kadar ekranda kalmış, katılımcı herhangi bir cevap seçeneğini tuşladığında diğer soruya geçilmiştir. Her bir blok toplam 5 dk sürmüştür ve katılımcılar bu süre zarfında yapabildikleri kadar soru işaretlemişlerdir. Elde edilen davranışsal verilerle zaman ilerledikçe kişinin cevap verme süresinin artacağı ayrıca hem işaretlenen soru hem de doğru cevabın düşeceği ön görülmüştür. Bu sayede hazırlanan bilişsel yorgunluk tespiti paradigmasının güvenilirliği test edilmiş, elde edilen sonuçlar bilişsel yorgunluğun oluştuğunu desteklemiştir. Bu şekilde sonuçlar kısmında da görüleceği üzere katılımcıların her bir bloktaki davranışsal verileri istatistiksel açıdan karşılaştırılmış ve anlamlı farklılık olup olmadığı araştırılmıştır.

2.9. NASA TLX ve RTLX Yöntemi ile Bilişsel İş Yükünün Tespit Edilmesi

Katılımcıların bloklardaki zihinsel iş yükünün belirlenebilmesi için subjektif değerlendirme yöntemlerinden NASA Yöntemi kullanılmıştır. Yapılan literatür araştırması sonucunda NASA-TLX ve NASA-RTLX yöntemlerinin literatürde kullanılan diğer iş yükü belirleme metodlarından daha geçerli ve sağlam olduğunu bildirmişlerdir (Al Madi, Peng, & Rogers, 2022; Cao, Chintamani, Pandya, & Ellis, 2009; Rubio, Díaz, Martín, & Puente, 2004). NASA-TLX ve NASA-RTLX yöntemleriyle bir eylemin iş yükü Tablo 5'te görüldüğü üzere 6 başlık kullanarak subjektif bir şekilde değerlendirilmektedir.

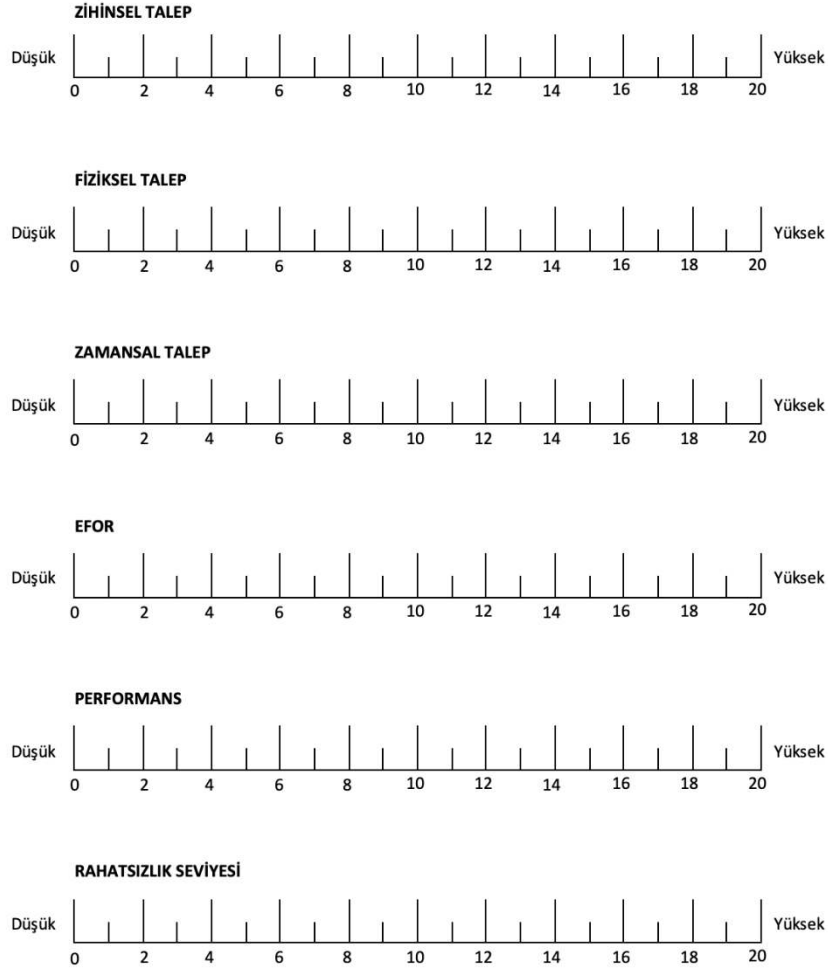
Tablo 5. NASA-TLX ve NASA-RTLX yöntemleriyle bir eylemin iş yükünün belirlenmesinde kullanılan faktörler

İş Yükü Boyutu	Değerlendirme Ölçeği	Açıklama
Zihinsel Talep (ing. Mental Demand, MD)	Düşük/Yüksek	Ne kadar zihinsel ve algılama aktivitesine ihtiyaç duyulduğu. (Düşünme, karar verme, hesaplama, hatırlama, bakma, arama vb.) Görevin icrası hatasız ve kesin mi olmalı yoksa hata kabul edilebilir mi? Görev kolay mı zor mu? Sade mi karışık mı?
Fiziksel Talep (ing. Physical Demand, PD)	Düşük/Yüksek	Ne kadar fiziksel aktivite ihtiyaç duyulduğu. Görev basit mi, yorucu mu, yavaş mı, hızlı mı, gelişmiş mi, güzel yapılabiliyor mu, özel bir özen istiyor mu?
Zamansal Talep (ing. Temporal Demand, TD)	Düşük/Yüksek	Belirli bir görevin bir aşamasını yerine getirirken ne kadar bir zaman baskısı, kısıtı üzerinde hissetmektesiniz? Görevi yerine getirmek için atılan adımların hızlı ya da yavaş olması?
Performans (ing. Performance, PL)	İyi/Kötü	Verilen görevin hedeflerine ulaşmada size göre veya denetçilere göre ne derecede başarılı olduğunuzu düşünüyorsunuz?
Çaba (ing. Effort, EL)	Düşük/Yüksek	Görevinizi yerine getirmek için ne kadarlık ağır çalışma gereklidir?
Rahatsızlık Seviyesi (ing. Frustration, FL)	Düşük/Yüksek	Görevinizi yerine getirirken kendinizi ne kadar güvensiz, gayri memnun, zarar görmüş, gerilmiş, sinirlenmiş, karışık, gevşek yada karmaşık hissediyorsunuz?

Tabloda iş yükü boyutu olarak, zihinsel talep (*ing.* mental demand, MD), fiziksel talep (*ing.* physical demand, PD), zamansal talep (*ing.* temporal demand, TD), performans (*ing.* performance, PL), çaba (*ing.* effort, EL) ve rahatsızlık seviyesi (*ing.* frustration, FL) yer almaktadır. Bu faktörlerden zihinsel (*ing.* mental), fiziksel (*ing.* physical) ve zamansal (*ing.* temporal) talepler görevin karakteristiğini; performans (*ing.* performance), çaba (*ing.* effort) davranışsal karakteristiğini ve rahatsızlık seviyesi (*ing.* frustration) ise bireysel karakteristiği ifade etmektedir.

NASA-TLX yönteminde; oranlama, ağırlıklandırma ve genel iş yükünün belirlenmesi adımları kullanılır. Oranlama, ölçek üzerinde oluşturulan ‘çok düşük’ ve ‘çok yüksek’

seviyeleri arasında işaretleme yapılarak belirlenmektedir. Ölçek üzerinde işaretleme yapılan tablo örneği Şekil 21’de görülmektedir.



Şekil 21. Ölçek üzerinde işaretleme yapılan tablo örneği

Katılımcılardan 6 alt başlık için verilen ölçek üzerinde, düşük-yüksek arasında bir işaretleme yapılması istenir ve bu kısım oranlama aşamasıdır. Bu aşamadan sonra, yapılan işaretlemeler 0-100 arasında bir değere karşılık gelen puana dönüştürülür. Bu değer de ‘ağırlıklandırılmamış iş yükü’ olarak belirlenir. Oranlama aşaması bittikten sonra ikinci aşama olan ağırlıklandırma aşamasına geçilir. Bu kısımda her katılımcı 6 faktörün iş yüküne katkısı oranında kendince ağırlıklandırır. Ağırlıkların ortaya konulmasında ikili karşılaştırma yapılır. Burada, 6 alt faktör arasında iş yükü açısından önem düzeyine göre her biri ikili olmak üzere toplam 15 karşılaştırma işlemi gerçekleştirilir. Katılımcılar ikili karşılaştırmalardan, iş yükü açısından kendilerince en önemli bulduğu başlığı işaretlerler.

Böylece, her faktörün kaç kez seçildiği yani frekans değeri belirlenir. Sonuçta alt faktör için çıkan değer 15'e bölünerek o faktörün ağırlık değeri bulunur. Şekil 22'de ikili karşılaştırma örnekleri görülmektedir.

ZİHİNSEL TALEP	FİZİKSEL TALEP
ZAMANSAL TALEP	FİZİKSEL TALEP
PERFORMANS	ZİHİNSEL TALEP
RAHATSIZLIK SEVİYESİ	ZAMANSAL TALEP
EFOR	PERFORMANS
ZAMANSAL TALEP	PERFORMANS
EFOR	ZAMANSAL TALEP
FİZİKSEL TALEP	EFOR
ZİHİNSEL TALEP	ZAMANSAL TALEP
RAHATSIZLIK SEVİYESİ	FİZİKSEL TALEP
EFOR	ZİHİNSEL TALEP
RAHATSIZLIK SEVİYESİ	ZİHİNSEL TALEP
PERFORMANS	FİZİKSEL TALEP
RAHATSIZLIK SEVİYESİ	PERFORMANS
RAHATSIZLIK SEVİYESİ	EFOR

Şekil 22. İkili karşılaştırma örnekleri

Şekil 21 ve 22'de yer alan tablolar doldurulduktan sonra TLX değeri aşağıdaki formülle elde edilir.

$$TLX = (MD \times W_{MD}) + (PD \times W_{PD}) + (TD \times W_{TD}) + (PL \times W_{PL}) + (EL \times W_{EL}) + (FL \times W_{FL}) \quad (19)$$

Bu eşitlikte MD, PD, TD, PL, EL ve FL sırasıyla zihinsel talep, fiziksel talep, zamansal talep, efor, performans ve rahatsızlık seviyesi açısından ağırlıklandırılmamış iş yükünü göstermektedir. $W_{MD}, W_{PD}, W_{TD}, W_{PL}, W_{EL}$ ve W_{FL} ise ölçütlerin faktör ağırlık değerini göstermektedir. Örneğin katılımcı Şekil 21'de zihinsel talep için 6 numarayı işaretlerse öncelikle bu değer 0-100 arasına çekilmesi için 5 ile çarpılır. 6x5'ten MD değeri 30 olarak bulunur. Katılımcı Şekil 22'deki ikili seçeneklerden de 5 tane zihinsel talep seçeneğini işaretlerse, zihinsel ölçütün faktör ağırlık değeri (W_{MD}) 5/15 olarak elde edilir. Eşitlik 19'da yer alan tüm değerler bu şekilde elde edilerek TLX değeri elde edilir.

NASA-RTLX yönteminde 6 faktörün ağırlığı birbirine eşit kabul edilir ve sadece oranlama değerleri kullanılmaktadır. NASA-TLX'e göre uygulanması daha basittir. Ağırlıklandırma aşamasının gerçekleştirilmemesinden dolayı karar vericiler arasındaki farklılıklar genel iş yüküne yansıtılmamaktadır. NASA-RTLX yöntemi ikili

karşılaştırmaların yapılması için yeterli zaman olmadığı durumlarda kullanılan bir yöntemdir ve aşağıda Eşitlik 20’de gösterilen formülle hesaplanmaktadır.

$$RTLX = (MD + PD + TD + PL + EL + FL) / 6 \quad (20)$$

Bu eşitlikte de *MD, PD, TD, PL, EL* ve *FL* sırasıyla zihinsel talep, fiziksel talep, zamansal talep, efor, performans ve rahatsızlık seviyesi açısından ağırlıklandırılmamış iş yükünü göstermektedir.

Bu tez çalışmasında her bloktan (blok1, blok2 ve blok3) sonra Şekil 21 ve Şekil 22’de yer alan tablolar doldurularak NASA-TLX yöntemiyle bilişsel iş yükü hesaplanmış ve sonuçlar kısmında gösterilmiştir.

3. BULGULAR

Bu tez çalışması kapsamında yapılan çalışma adımları Şekil 5’te görülmektedir. Öncelikle deney katılım şartlarını sağlayan katılımcılara deney hakkında ön bilgi verilir. Daha sonra katılımcı deneye hazırlanıp bilişsel görev gösterilirken EEG kaydı alınır. Elde edilen EEG kaydına ön işleme adımıyla açıklanan sinyal işleme teknikleri uygulanır. Daha sonra veri dinlenme, blok1, blok2 ve blok3 alt parçalarına ayrılır. Çalışmanın bundan sonraki kısmında elde edilen bulgular 2 ye ayrılmaktadır. Birincisi sınıflandırma çalışması, diğeri ise bant güçlerinin beynin farklı bölgeleri için görsel açıdan karşılaştırılmasıdır. Elde edilen sonuçlar iki ayrı alt başlık halinde sunulmuştur.

İlerleyen sayfalarda yer alan sınıflandırma sonuçları incelendiğinde (Şekil 24, 25, 26, 27, 28, 29, 30, 31, 32, 33, 34, 35, 36, 37, 38, 39 ve 40) elde edilen sonuçların;

- Kişiye
- Dinlenme – Blok1, Dinlenme – Blok2, Dinlenme – Blok3 ikili karşılaştırmaya
- Farklı frekans bileşenlerine (delta, teta, alfa, beta, gama, TFB)
- Farklı EEG uzunluklarına (0.25 s, 0.5 s, 1 s, 3 s ve 5 s) ve
- Beynin farklı bölgesinde yer alan elektrotlara (frontal, sentral, parietal, oksipital, temporal ve tüm elektrotlar) bağlı olarak verildiği görülmektedir.

Böyle ayrıntılı sonuçlara birde farklı öznelik ve farklı sınıflandırma algoritmalarının eklenmesiyle sonuçlar iyice karmaşıkmaktadır. Bu nedenle öncelikle çıkarılan öznelikler ve kullanılan sınıflandırma algoritmaları karşılaştırılmıştır. Bu şekilde belirlenen en etkin öznelik ve sınıflandırma algoritması kullanılarak yukarıda bahsedilen ayrıntılı analiz sonuçları verilmiştir.

3.1. Sınıflandırma Sonuçları

Sınıflandırma sonuçlarında iki alt başlıktan oluşmaktadır. Bunlardan ilki olan karşılaştırmalı sınıflandırma sonuçlarında öncelikle etkin öznelik ve sınıflandırma algoritmaları belirlenmiştir. Daha sonra ikinci alt başlıkta etkin öznelik ve sınıflandırma algoritması kullanılarak elde edilen ayrıntılı sonuçlar verilmiştir.

3.1.1. Karşılaştırmalı Sınıflandırma Sonuçları

Karşılaştırmalı sonuçlar elde edilirken öncelikle üç farklı öznitelik kullanılarak üç farklı sınıflandırma algoritmasında dinlenme ve blok3 için karşılaştırmalı sınıflandırma doğrulukları elde edilmiştir. Bu amaçla tüm kanallar ele alınarak gama frekans bandında ve 0.25 s, 0.5 s, 1 s, 3 s ve 5 s uzunluğundaki EEG parçaları kullanılarak tüm kişiler için ortalama sınıflandırma doğruluk değeri elde edilmiştir.

3.1.1.1. Bant Gücü Özniteliğine Ait Sonuçlar

Bant gücü özniteliğine kullanılarak YSA, DVM ve DDA sınıflandırıcıları için elde edilen sınıflandırma doğrulukları Tablo 6’da görülmektedir. Tablo incelendiğinde en yüksek performansı %99.49’lık SD ile YSA sınıflandırıcısının verdiği görülmektedir.

Tablo 6. Bant gücü özniteliği kullanılarak elde edilen sınıflandırma doğrulukları

Gama	0.25 s	0.5 s	1 s	3 s	5 s
YSA	94.48	96.44	97.67	98.35	99.49
DVM	95.72	96.88	97.12	97.13	97.44
DDA	91.01	92.22	93.03	94.65	95.33

3.1.1.2. İstatistiksel Özniteliklere Ait Sonuçlar

İstatistiksel öznitelikler kullanılarak YSA, DVM ve DDA sınıflandırıcıları için elde edilen sınıflandırma doğrulukları Tablo 7’de görülmektedir. Tablo incelendiğinde yine en yüksek performansı %97.57’lik SD ile YSA sınıflandırıcısının verdiği görülmektedir.

Tablo 7. İstatistiksel öznitelikler kullanılarak elde edilen sınıflandırma doğrulukları

Gama	0.25 s	0.5 s	1 s	3 s	5 s
YSA	90.52	92.67	96.10	96.72	97.57
DVM	93.45	93.36	95.54	95.99	96.86
DDA	88.43	88.66	89.52	92.92	93.13

3.1.1.2. Yüksek Dereceli Spektral Özniteliğine Ait Sonuçlar

Yüksek dereceli spektral özniteliği kullanılarak YSA, DVM ve DDA sınıflandırıcıları için elde edilen sınıflandırma doğrulukları Tablo 8’de görülmektedir. Tablo incelendiğinde yüksek performansı %95.89’lık SD ile DVM sınıflandırıcısının verdiği görülmektedir.

Tablo 8. Yüksek dereceli spektral özniteliği kullanılarak elde edilen sınıflandırma doğrulukları

Gama	0.25 s	0.5 s	1 s	3 s	5 s
YSA	86.45	86.64	92.17	93.03	94.54
DVM	83.67	86.88	93.45	94.44	95.89
DDA	81.13	81.35	81.88	84.04	84.64

Tablo 6, 7 ve 8 de yer alan sonuçlar incelendiğinde bant gücü özniteliğinin ve YSA sınıflandırma algoritmasının diğer yöntemlere göre daha etkin olduğu görülmüştür. Bu nedenle çalışmanın devam eden kısımlarında bu iki yöntem kullanılarak ayrıntılı sonuçlar elde edilmiştir.

3.1.2. Bant Gücü Özniteliği Kullanılarak Elde Edilen Sınıflandırma Sonuçları

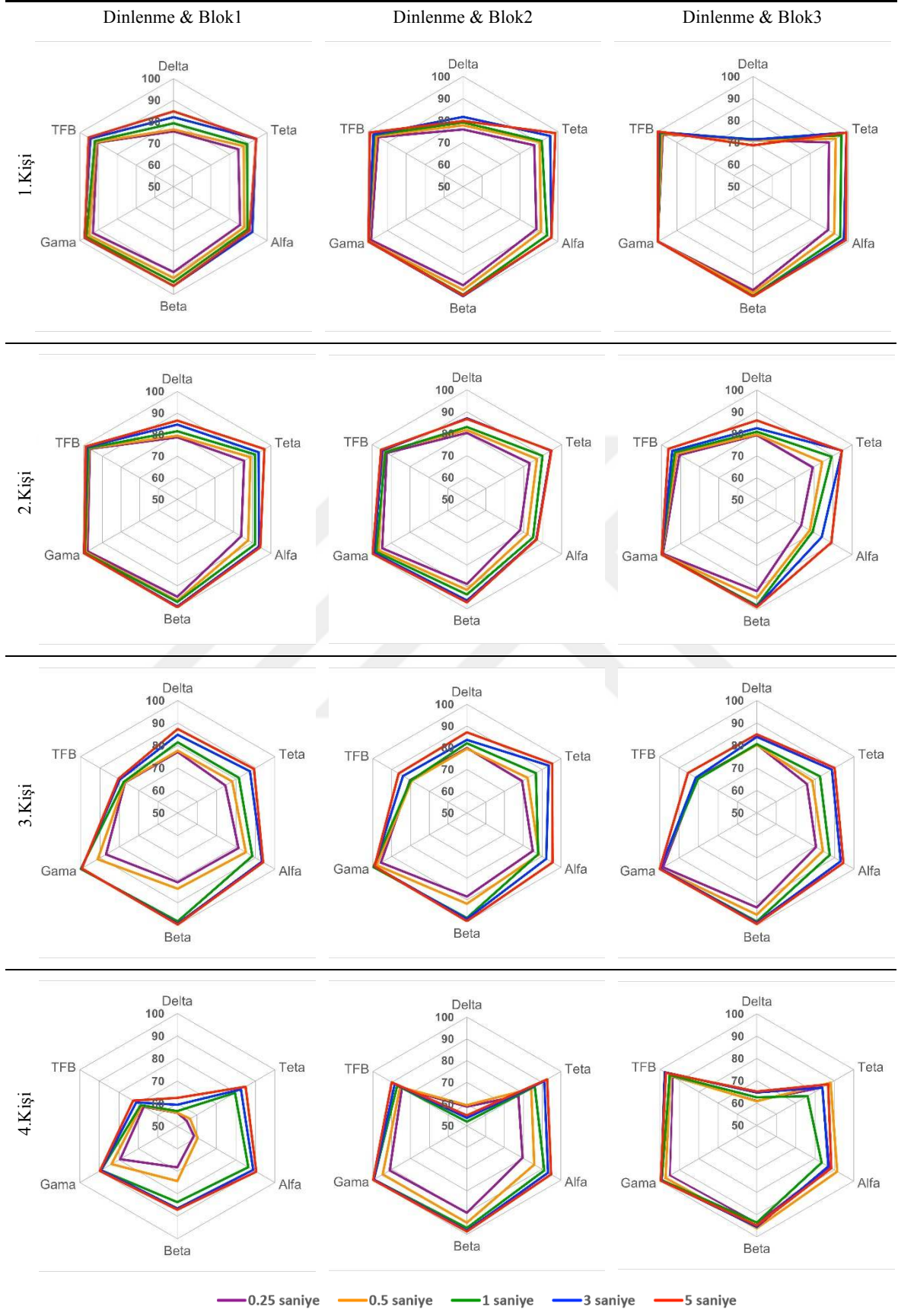
Çalışmanın bant gücü özniteliği kullanılarak elde edilen ayrıntılı sınıflandırma aşamasında, dinlenme-blok1, dinlenme-blok2 ve dinlenme-blok3 olmak üzere üç farklı ikili sınıflandırma problemi ele alınmıştır. Her bir ikili sınıflandırma probleminde ise delta, teta, alfa, beta, gama, TFB olmak üzere farklı frekans bantlarının ve 0.25 s, 0.5 s, 1 s, 3 s ve 5 s’lik EEG parçalarının ve beyin farklı bölgelerinde yer alan elektrotların sınıflandırma performansına etkisi incelenmiştir. Elde edilen bulgular aşağıda maddeler halinde özetlenmiştir. Aşağıda dinlenme ve blok1 ikili sınıflandırma problemi için ele alınan alt başlıklar gösterilmiş, aynı prosedür farklı bölge elektrotları ve dinlenme-blok2, dinlenme-blok3 için de gerçekleştirilmiştir.

- Tüm elektrotlar kullanılarak Dinlenme & Blok1 ikili sınıflandırma işlemi;
 - Delta frekans bandı için; 0.25 s, 0.5 s, 1 s, 3 s ve 5 s’lik EEG parçaları
 - Teta frekans bandı için; 0.25 s, 0.5 s, 1 s, 3 s ve 5 s’lik EEG parçaları
 - Alfa frekans bandı için; 0.25 s, 0.5 s, 1 s, 3 s ve 5 s’lik EEG parçaları

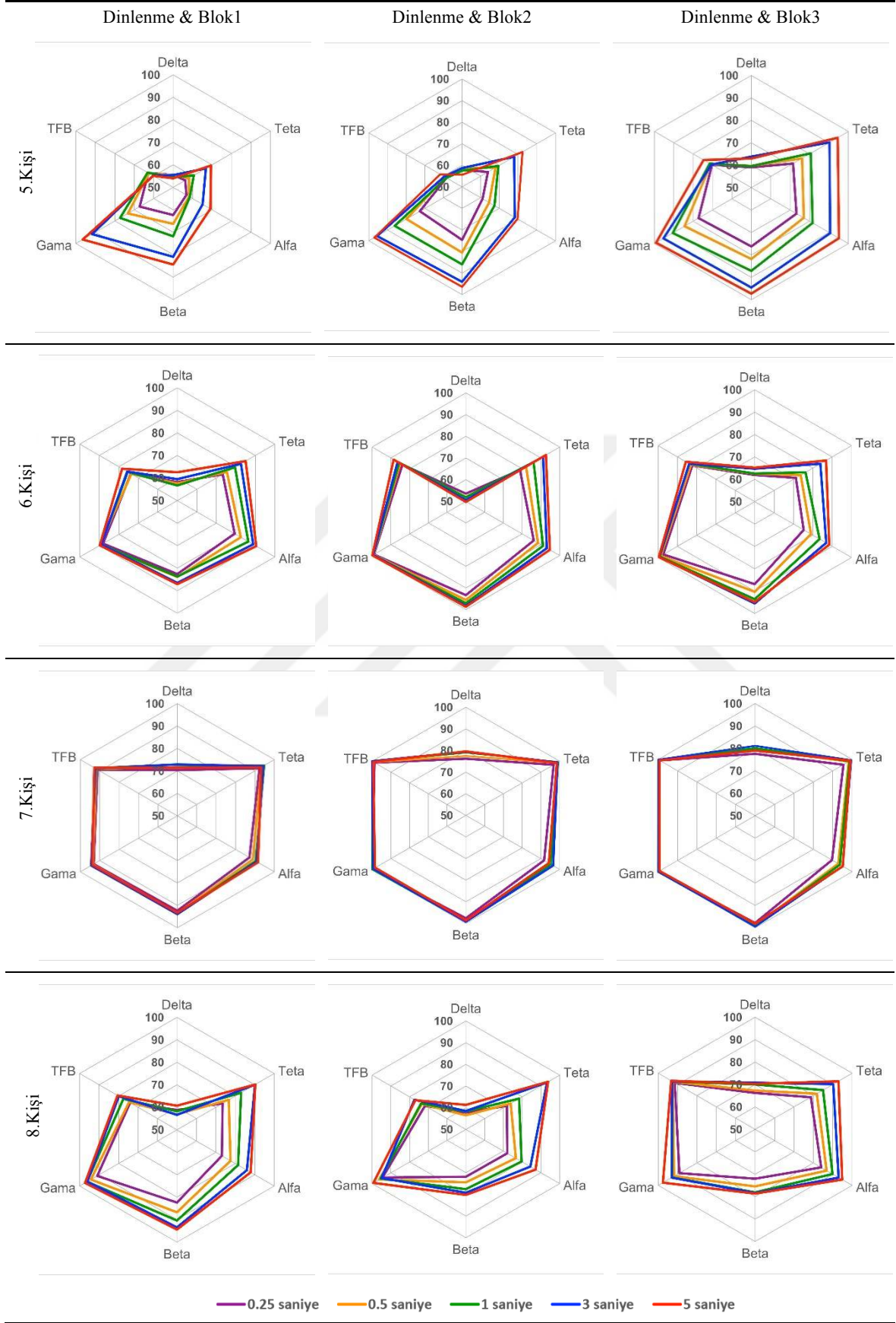
- Beta frekans bandı için; 0.25 s, 0.5 s, 1 s, 3 s ve 5 s'lik EEG parçaları
- Gama frekans bandı için; 0.25 s, 0.5 s, 1 s, 3 s ve 5 s'lik EEG parçaları
- TFB frekans bandı için; 0.25 s, 0.5 s, 1 s, 3 s ve 5 s'lik EEG parçaları

Şekil 23'te 1, 2, 3 ve 4.kişilerde tüm EEG kanalları kullanılarak, yukarda bahsedilen işlem adımları için 50 koşuma ait ortalama test sonuçları görülmektedir. Şekil 24'te ise aynı sonuçlar 5, 6, 7 ve 8.kişiler için gösterilmektedir. Şekillerde birinci sütunlar dinlenme-blok1 karşılaştırma sonuçlarını, ikinci ve üçüncü sütunlar ise sırasıyla dinlenme-blok2 ve dinlenme-blok3 karşılaştırma sonuçlarını göstermektedir. Şekillerde satırlarda ise kişilere ait sınıflandırma doğrulukları görülmektedir.





Şekil 23. Tüm kanallar kullanılarak 1, 2, 3 ve 4. kişiler için elde edilen doğruluklar

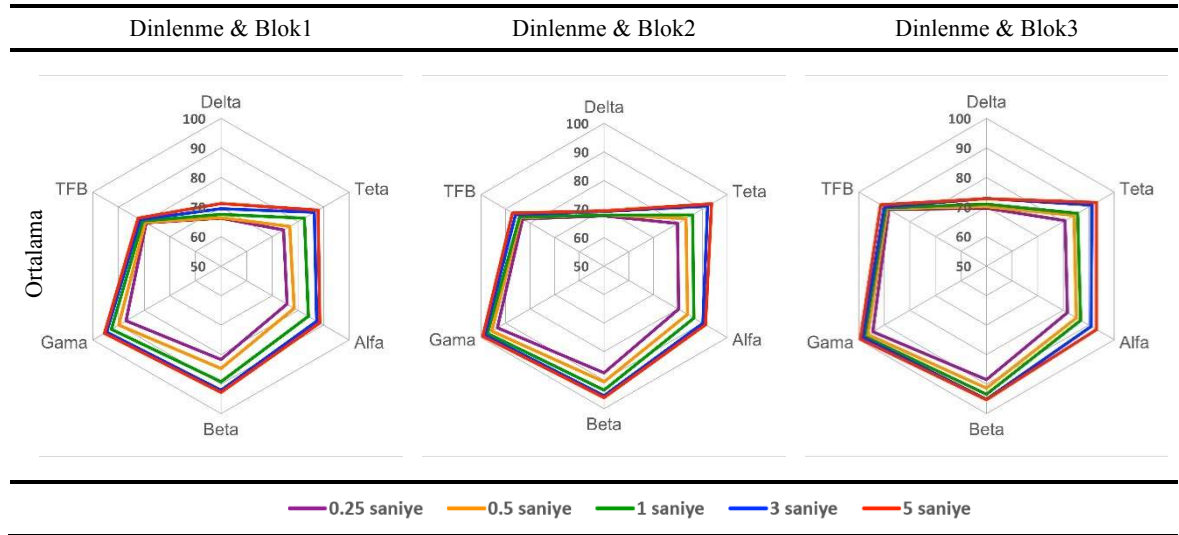


Şekil 24. Tüm kanallar kullanılarak 5, 6, 7 ve 8. kişiler için elde edilen doğruluklar

Tablo 9. Farklı EEG bantları ve farklı EEG uzunlukları için, tüm kanallar kullanılarak dinlenme ve iş yükü bloklarının tüm kişiler için ortalama sınıflandırılma doğrulukları

	Dinlenme & Blok1					Dinlenme & Blok2					Dinlenme & Blok3				
	0.25s	0.5s	1s	3s	5s	0.25s	0.5s	1s	3s	5s	0.25s	0.5s	1s	3s	5s
Delta	66.26	66.38	67.51	69.44	71.23	67.57	67.91	67.84	68.77	68.70	69.59	70.09	70.97	72.86	72.82
Teta	74.37	76.83	82.50	86.39	87.90	79.83	83.27	85.90	92.02	93.60	80.72	84.26	85.60	91.26	92.98
Alfa	75.75	78.54	84.08	87.37	88.57	80.28	83.86	86.47	90.09	91.18	81.60	85.17	86.81	90.94	93.04
Beta	81.69	84.69	89.15	92.03	92.75	87.44	90.53	93.47	95.47	96.11	88.47	91.39	93.47	95.15	95.29
Gama	87.09	89.99	92.78	94.68	95.46	93.28	95.57	97.29	98.39	99.18	94.48	96.44	97.67	98.35	99.49
TFB	79.22	79.56	80.53	81.51	82.41	83.08	83.90	84.28	85.95	87.16	88.20	88.86	89.38	90.02	91.45

Şekil 23 ve 24'te gösterilen radar grafiklerin köşelerinde delta, teta, alfa, beta, gama ve 0.1-100Hz (TFB) bantları yer almaktadır. Radarların içerisinde ise mor renkle 0.25 s, turuncu renkle 0.5 s, yeşil renkle 1s, mavi renkle 3 s ve kırmızı renkle 5 s'lik EEG uzunluklarına ait sınıflandırma doğrulukları yer almaktadır. Radarlar içerisindeki sınıflandırma doğruluk seviyeleri 50'den başlayarak ve 10'ar artarak 100'e kadar gitmektedir. Tablo 9'da ise, Şekil 23 ve Şekil 24'te radar çizelgesi ile gösterilen tüm kişiler için elde edilen farklı uzunlukta ve farklı dalga boylarındaki EEG sinyalleri kullanılarak elde edilen ortalama sınıflandırma doğrulukları görülmektedir. Şekil 25'te ise Tablo 9'a ait radar grafikler görülmektedir.

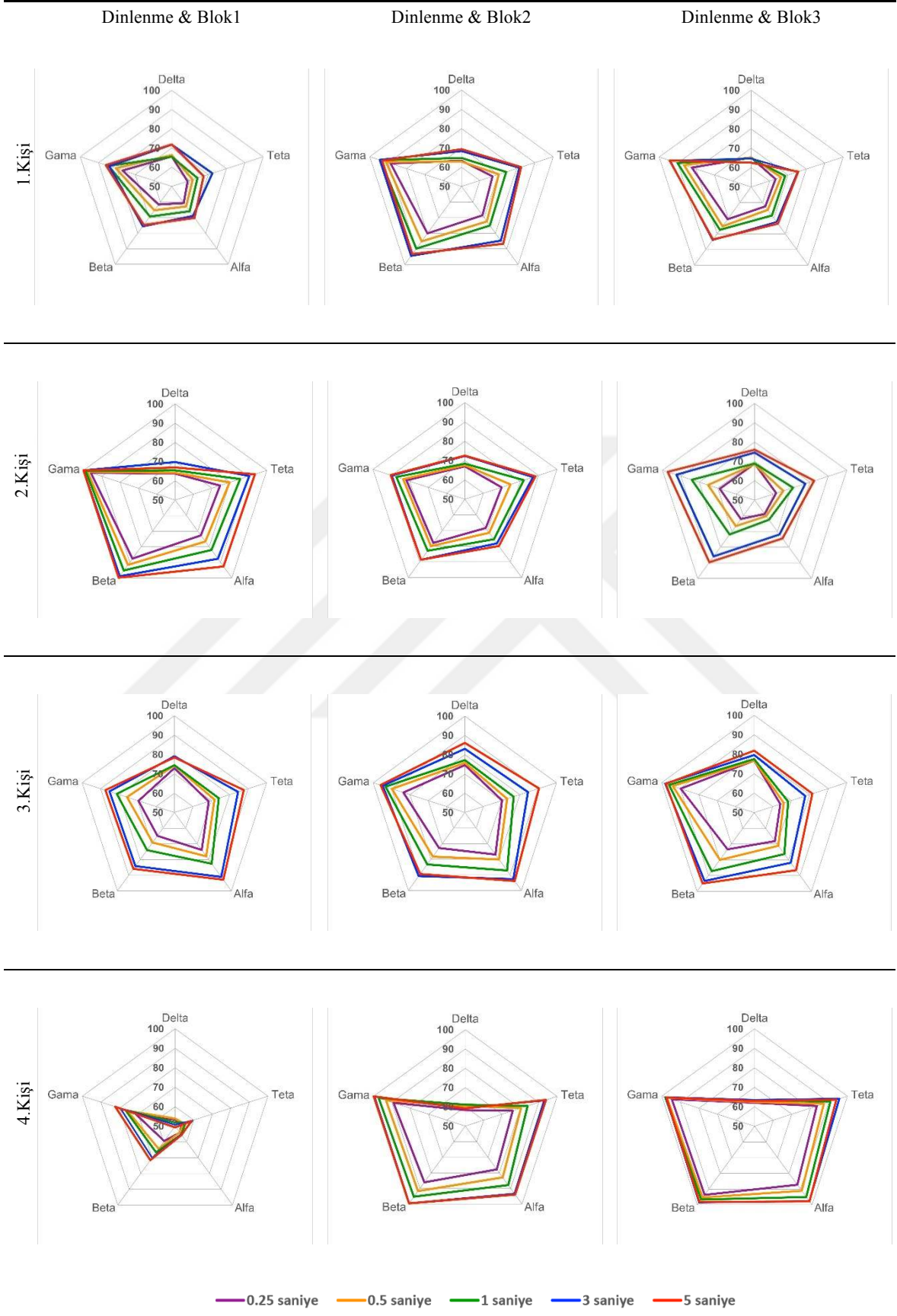


Şekil 25. Tüm kanallar kullanılarak tüm kişiler için elde edilen ortalama doğruluklar

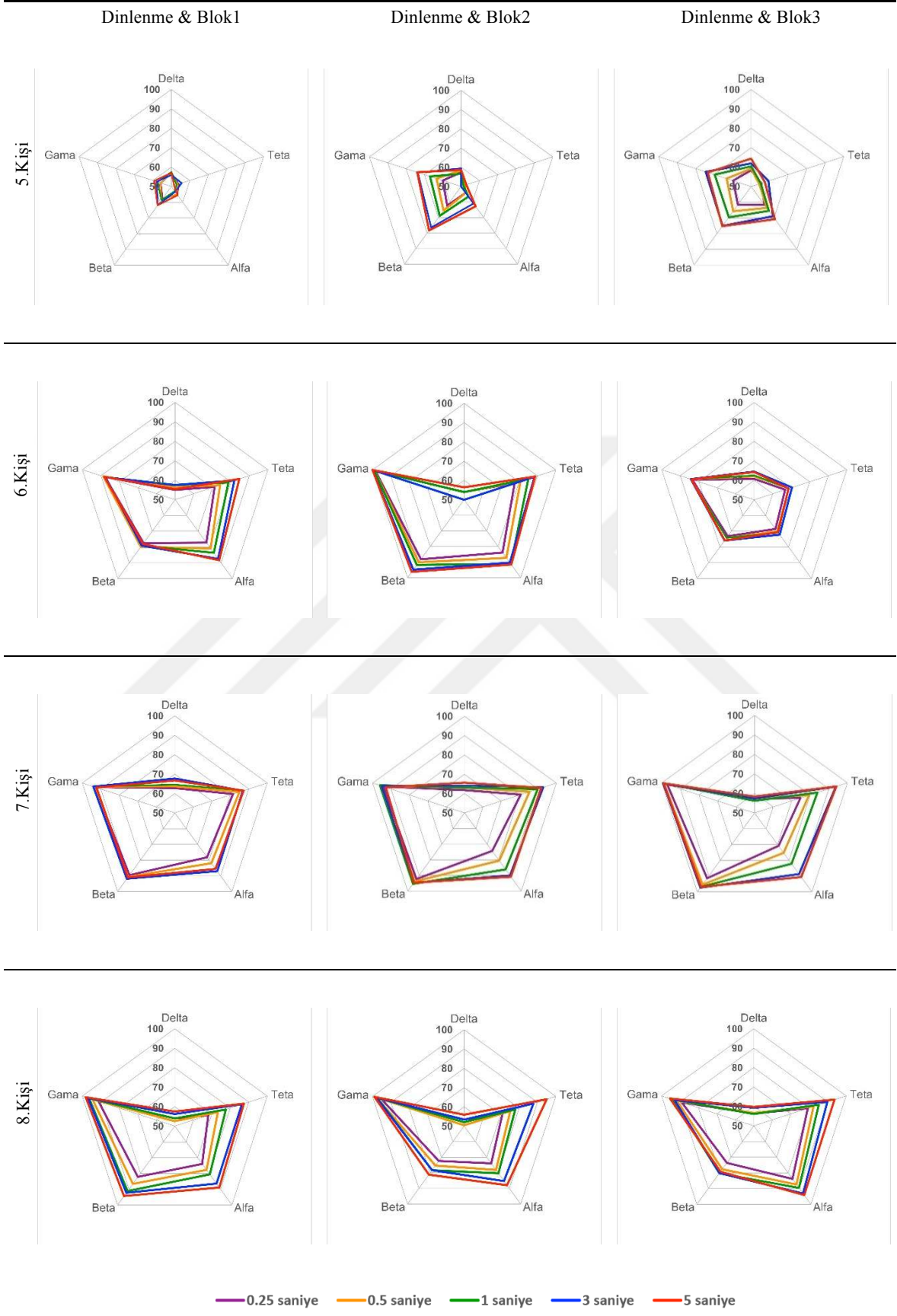
Şekil 23, 24 ve 25'ten de görüleceği üzere, tüm kanallar kullanılarak elde edilen sınıflandırma doğrulukları incelendiğinde gama bandının dinlenme ve bilişsel iş yükünün

olduğu bloklardaki EEG sinyallerini birbirinden ayırmada diğer bantlara göre daha etkili olduğu görülmektedir. Ayrıca dinlenme ve iş yükü bloklarına ait EEG parçalarını birbirinden ayırmada 5 s'lik EEG uzunluklarının kullanılması da SD'ünü artırmaktadır. Tablo 9 ve Şekil 25'ten de görüleceği üzere, dinlenme-blok2 ve dinlenme-blok3 de yer alan EEG sinyallerini kullanarak elde edilen sınıflandırma doğrulukları, dinlenme-blok1 de yer alan EEG sinyallerinden daha da yüksektir. Bu durumun deneyin blok1 ile başlamasından ve zihnin henüz blok2 ve blok3 deki kadar yorulmadığından kaynaklandığı düşünülmektedir. Ayrıca Tablo 9 incelendiğinde en yüksek SD %99.49 ile gama bandı ve 5s'lik EEG parçaları kullanılarak dinlenme-blok3 EEG verilerinden elde edilmektedir. Blok3 de yapılan matematiksel işlemlerin yanında haber kaydının dinletilmesi de bilişsel olarak kişinin daha çok yorulmasına ve dinlenme bloğundan daha iyi ayrılmasına sebep olduğu düşünülmektedir.

Beynin farklı bölgelerinin dinlenme ve bilişsel iş yükü bloklarının sınıflandırılmasına olan etkisinin incelenmesi amacıyla frontal, sentral, parietal, temporal ve oksipital bölgede yer alan elektrotlar ayrı ayrı ele alınarak sınıflandırma performansları beynin farklı bölgeleri için ele alınmıştır. Şekil 26'da frontal bölge elektrotları (Fp1, F3, F7, F4, F8 ve Fp2) kullanılarak 1, 2, 3 ve 4.kişiler için elde edilen sınıflandırma doğrulukları görülmektedir. Şekil 27'de yine frontal bölge elektrotları kullanılarak 5, 6, 7 ve 8.kişiler için elde edilen sınıflandırma doğrulukları görülmektedir. Şekil 28'de ise frontal bölge elektrotları kullanılarak tüm kişiler için elde edilen ortalama sınıflandırma doğrulukları görülmektedir. Şekillerde birinci sütun dinlenme-blok1, ikinci sütun dinlenme-blok2 ve üçüncü sütun ise dinlenme-blok3 sınıflandırma sonuçlarını göstermektedir. Satırlarda ise kişilere ait sınıflandırma sonuçları görülmektedir. Şekil 23, 24 ve 25'ten de görüleceği üzere TFB kullanılarak elde edilen sınıflandırma doğrulukları oldukça düşüktür, bu nedenle çalışmanın devam eden bölgesel sınıflandırma sonuçları elde edilirken TFB kullanılmamıştır.



Şekil 26. Frontal elektrotlar kullanılarak 1, 2, 3 ve 4. kişiler için elde edilen doğruluklar

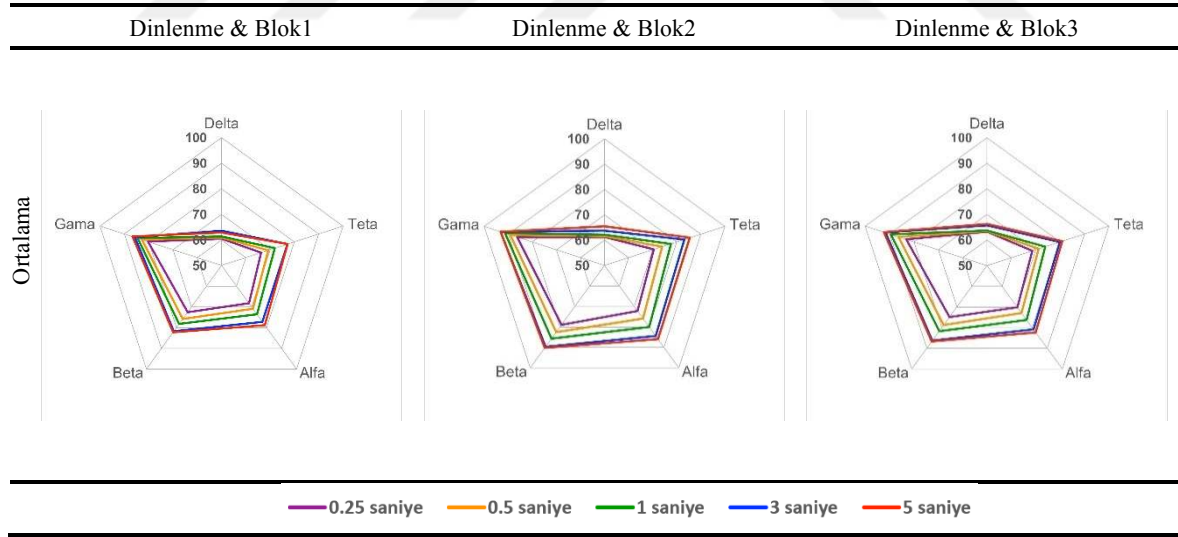


Şekil 27. Frontal elektrotlar kullanılarak 5, 6, 7 ve 8. kişiler için elde edilen doğruluklar

Tablo 10. Farklı EEG bantları ve farklı EEG uzunlukları için, frontal bölge elektrotları kullanılarak dinlenme ve iş yükü bloklarının tüm kişiler için ortalama sınıflandırılma doğrulukları

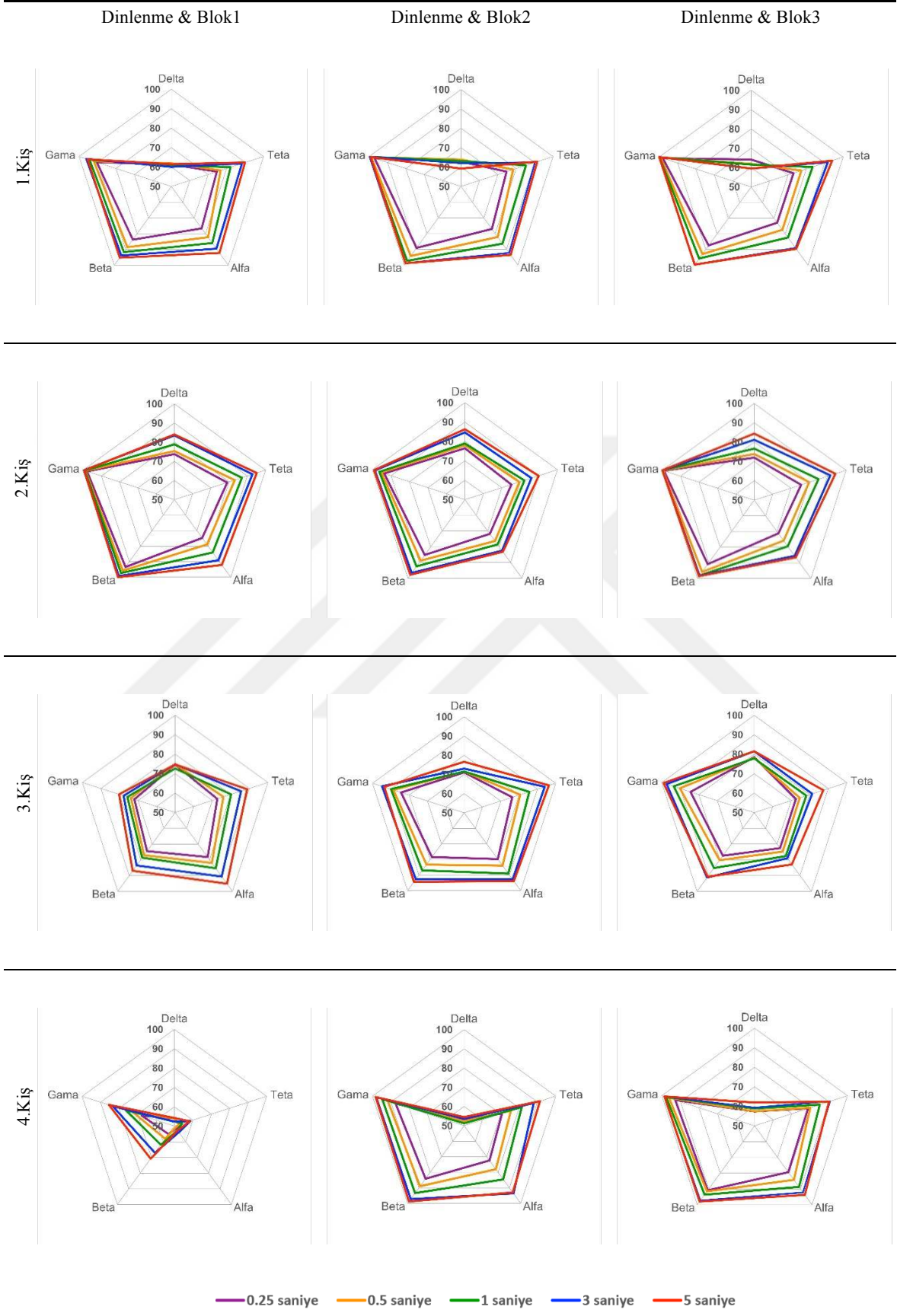
	Dinlenme & Blok1					Dinlenme & Blok2					Dinlenme & Blok3				
	0.25s	0.5s	1s	3s	5s	0.25s	0.5s	1s	3s	5s	0.25s	0.5s	1s	3s	5s
Delta	60.53	60.99	61.34	63.60	62.90	61.22	61.56	62.15	63.74	65.47	63.18	63.50	63.71	65.67	66.25
Teta	66.28	69.19	71.96	77.15	77.26	70.43	73.98	77.61	83.13	85.46	68.57	71.21	73.92	79.89	80.88
Alfa	68.26	70.86	73.60	77.18	78.77	72.21	75.88	79.98	84.42	85.95	70.18	72.90	76.29	80.87	82.31
Beta	72.60	75.81	78.21	81.76	82.22	78.99	82.50	85.70	89.67	90.15	74.95	78.80	81.78	86.30	86.71
Gama	80.27	82.83	84.61	85.67	86.72	86.35	89.16	91.41	93.17	93.17	83.15	86.37	89.46	91.70	92.36

Tablo 10’da, Şekil 26 ve 27’de tüm kişiler için ayrı ayrı gösterilen sınıflandırma doğruluklarının ortalaması görülmektedir. Tablo 10 incelendiğinde yine en yüksek doğruluğun gama frekans bandı ve 5 s’lik EEG uzunluğu kullanılarak elde edildiği görülmektedir. Bu kombinasyon kullanılarak elde edilen en yüksek SD, dinlenme ve blok2 ikili sınıflandırma probleminde %93.17 olarak elde edilmiştir, bu doğruluk değeri 3s’lik EEG parçaları içinde elde edilmiştir. Tablo 10’nun radar grafiklerle gösterimi Şekil 28’de yer almaktadır. Şekilden görüleceği üzere dinlenme ve bilişsel iş yükünün sınıflandırılmasında en etkin frekans bandı gama ve en etkin uzunluk ise 5 s’dir.

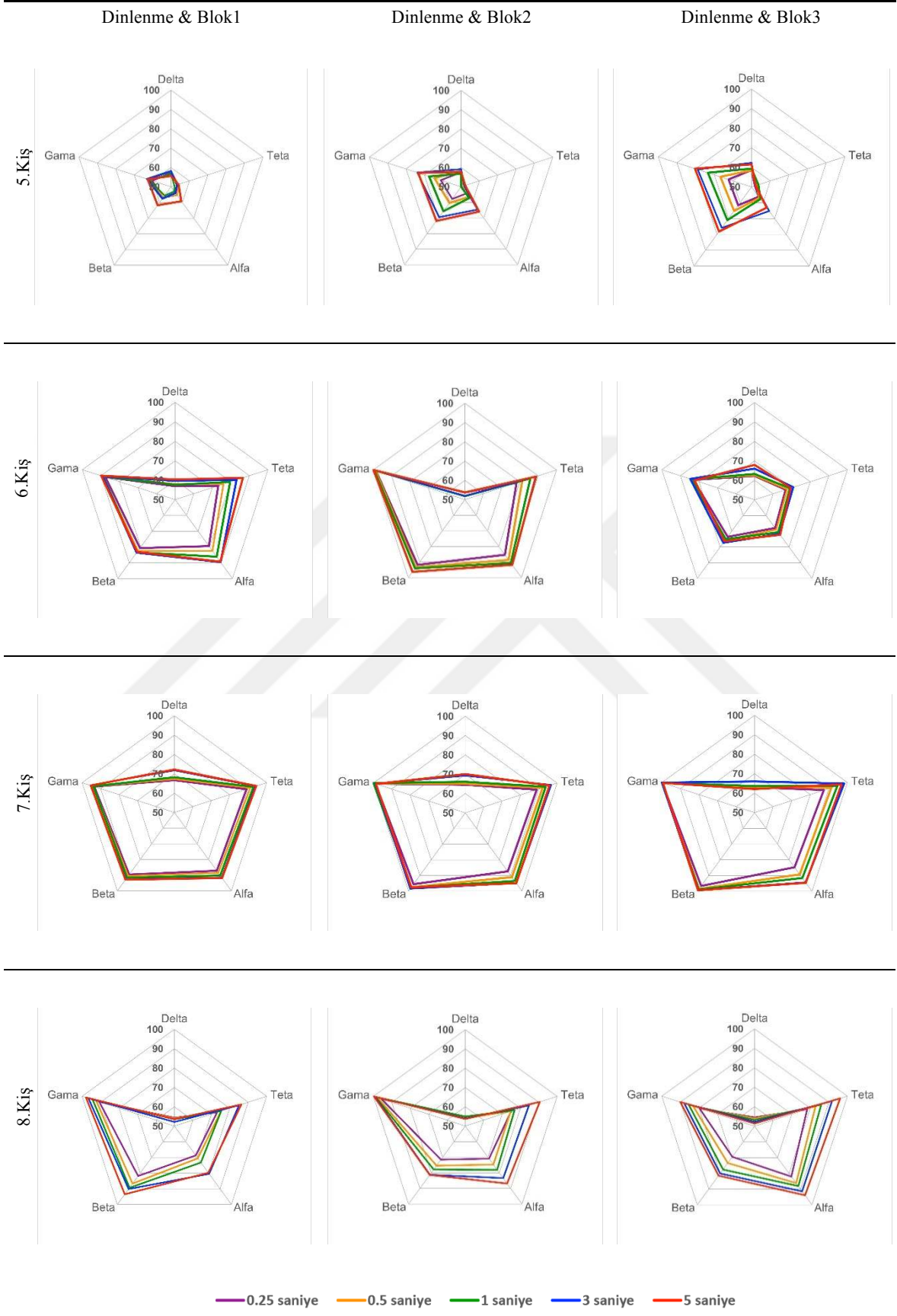


Şekil 28. Frontal bölge elektrotları kullanılarak tüm kişiler için elde edilen ortalama doğruluklar

Şekil 29 ve 30’da sentral bölge elektrotları (FC1, FC5, C3, CP1, CP5, CP2, CP6, Cz, C4, FC2, FC6) kullanılarak 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7 ve 8.kişiler için elde edilen sınıflandırma doğrulukları görülmektedir.



Şekil 29. Sentral elektrotlar kullanılarak 1, 2, 3 ve 4. kişiler için elde edilen doğruluklar

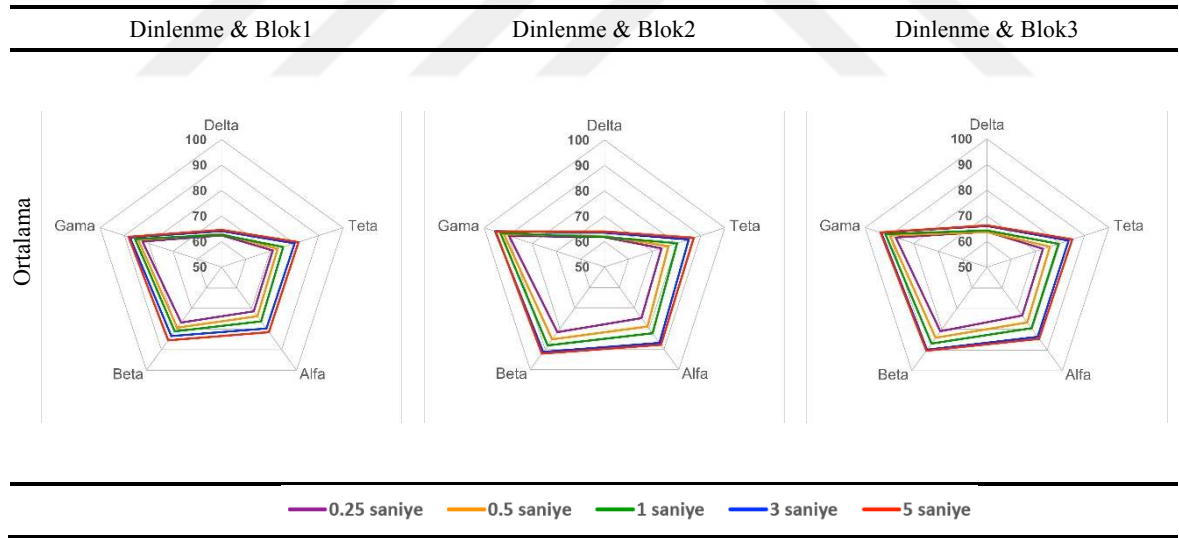


Şekil 30. Sentral elektrotlar kullanılarak 5, 6, 7 ve 8. kişiler için elde edilen doğruluklar

Tablo 11. Farklı EEG bantları ve farklı EEG uzunlukları için, sentral bölge elektrotları kullanılarak dinlenme ve iş yükü bloklarının tüm kişiler için ortalama sınıflandırılma doğrulukları

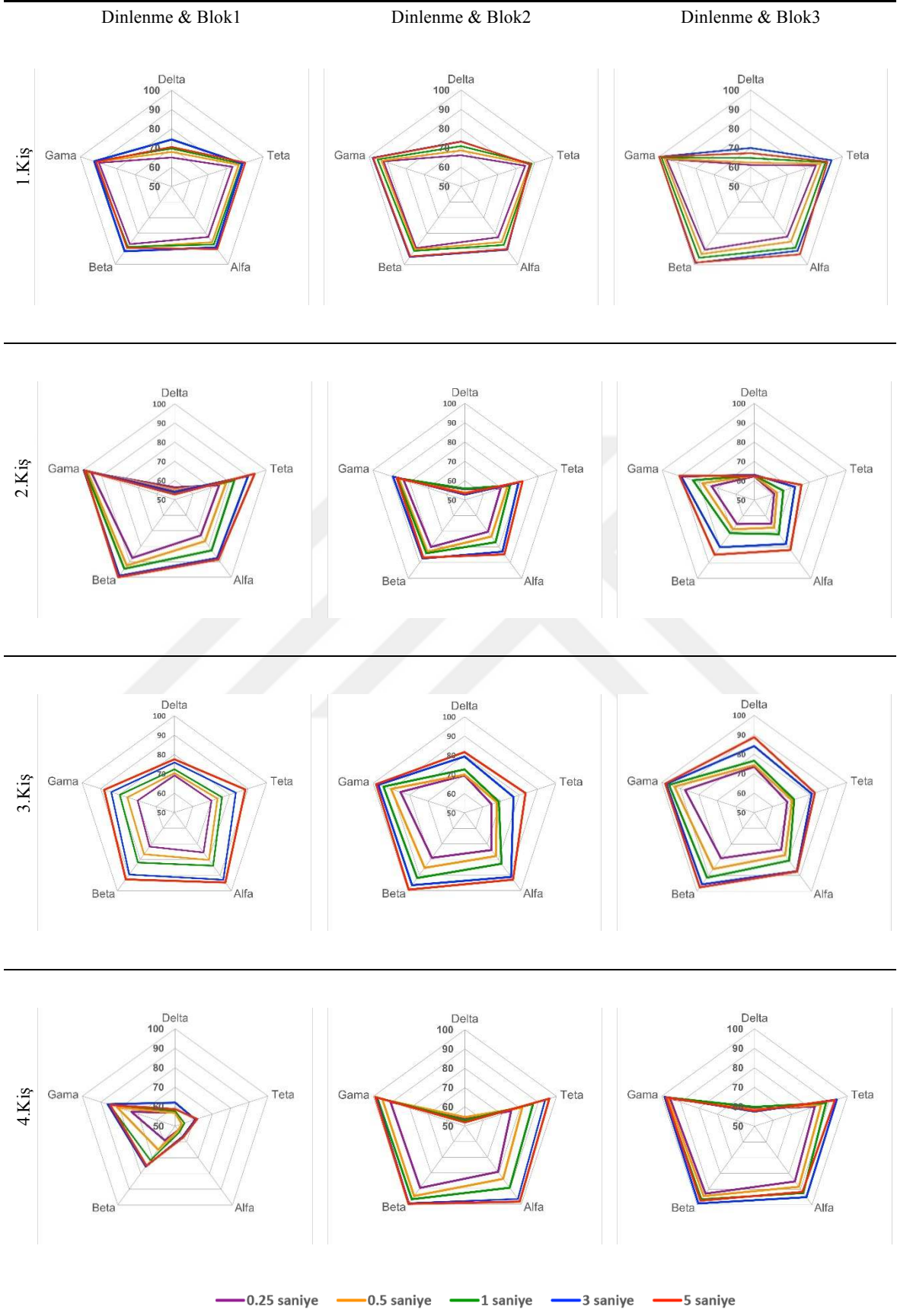
	Dinlenme & Blok1					Dinlenme & Blok2					Dinlenme & Blok3				
	0.25s	0.5s	1s	3s	5s	0.25s	0.5s	1s	3s	5s	0.25s	0.5s	1s	3s	5s
Delta	62.38	62.94	62.64	64.07	64.55	61.75	62.15	61.82	63.45	63.99	63.78	63.68	64.27	66.00	66.28
Teta	71.05	73.09	75.41	80.08	81.69	73.68	76.57	80.11	85.03	87.04	73.00	75.78	79.34	83.51	85.03
Alfa	71.47	73.87	76.34	79.83	81.56	74.86	78.92	82.24	86.95	87.87	73.37	76.71	79.51	83.60	84.61
Beta	76.97	79.44	81.18	83.46	85.55	81.70	85.22	88.19	91.31	92.10	80.99	84.14	86.91	89.89	90.32
Gama	82.51	84.34	85.55	87.67	88.30	89.62	91.87	93.28	95.44	95.24	87.42	89.94	91.78	93.46	93.73

Tablo 11’de, Şekil 29 ve 30’da tüm kişiler için ayrı ayrı gösterilen sınıflandırma doğruluklarının ortalaması görülmektedir. Tablo 11 incelendiğinde yine en yüksek doğruluğun gama frekans bandı ve 3 s’lik EEG uzunluğu kullanılarak elde edildiği görülmektedir. Bu kombinasyon kullanılarak elde edilen en yüksek SD, dinlenme ve blok2 ikili sınıflandırma probleminde %95,44 olarak elde edilmiştir. Tablo 11’in radar grafiklerle gösterimi Şekil 31’de yer almaktadır. Şekilden görüleceği üzere dinlenme ve bilişsel iş yükünün sınıflandırılmasında en etkin frekans bandı gama ve en etkin uzunluk ise 3 s’dir.

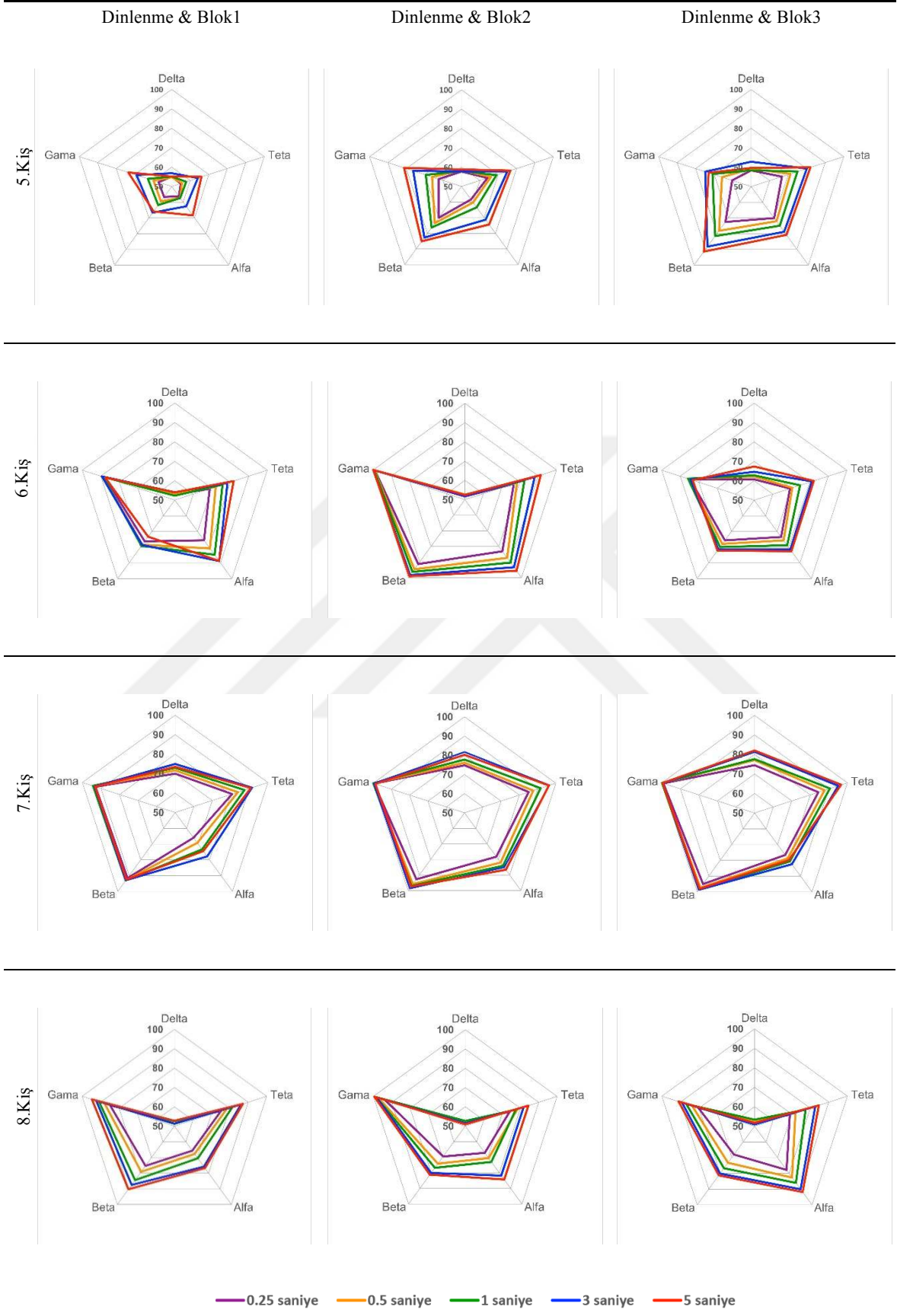


Şekil 31. Sentral bölge elektrotları kullanılarak tüm kişiler için elde edilen ortalama doğruluklar

Şekil 32 ve 33’te parietal bölge elektrotları (Pz, P3, P7, P4, P8) kullanılarak 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7 ve 8.kişiler için elde edilen sınıflandırma doğrulukları görülmektedir.



Şekil 32. Parietal elektrotlar kullanılarak 1, 2, 3 ve 4. kişiler için elde edilen doğruluklar

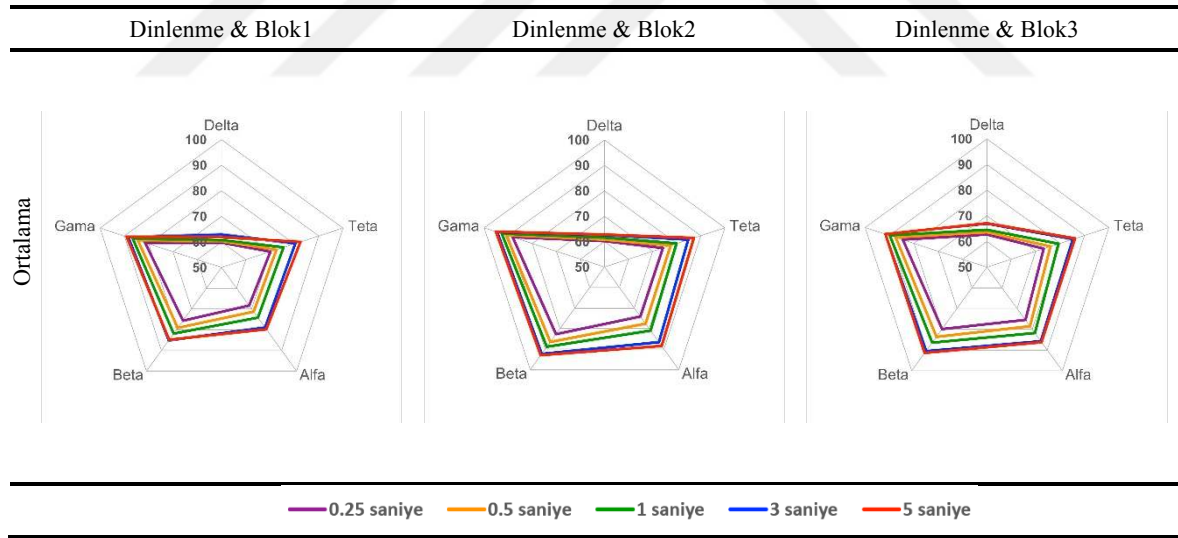


Şekil 33. Parietal elektrotlar kullanılarak 5, 6, 7 ve 8. kişiler için elde edilen doğruluklar

Tablo 12. Farklı EEG bantları ve farklı EEG uzunlukları için, parietal bölge elektrotları kullanılarak dinlenme ve iş yükü bloklarının tüm kişiler için ortalama sınıflandırılma doğrulukları

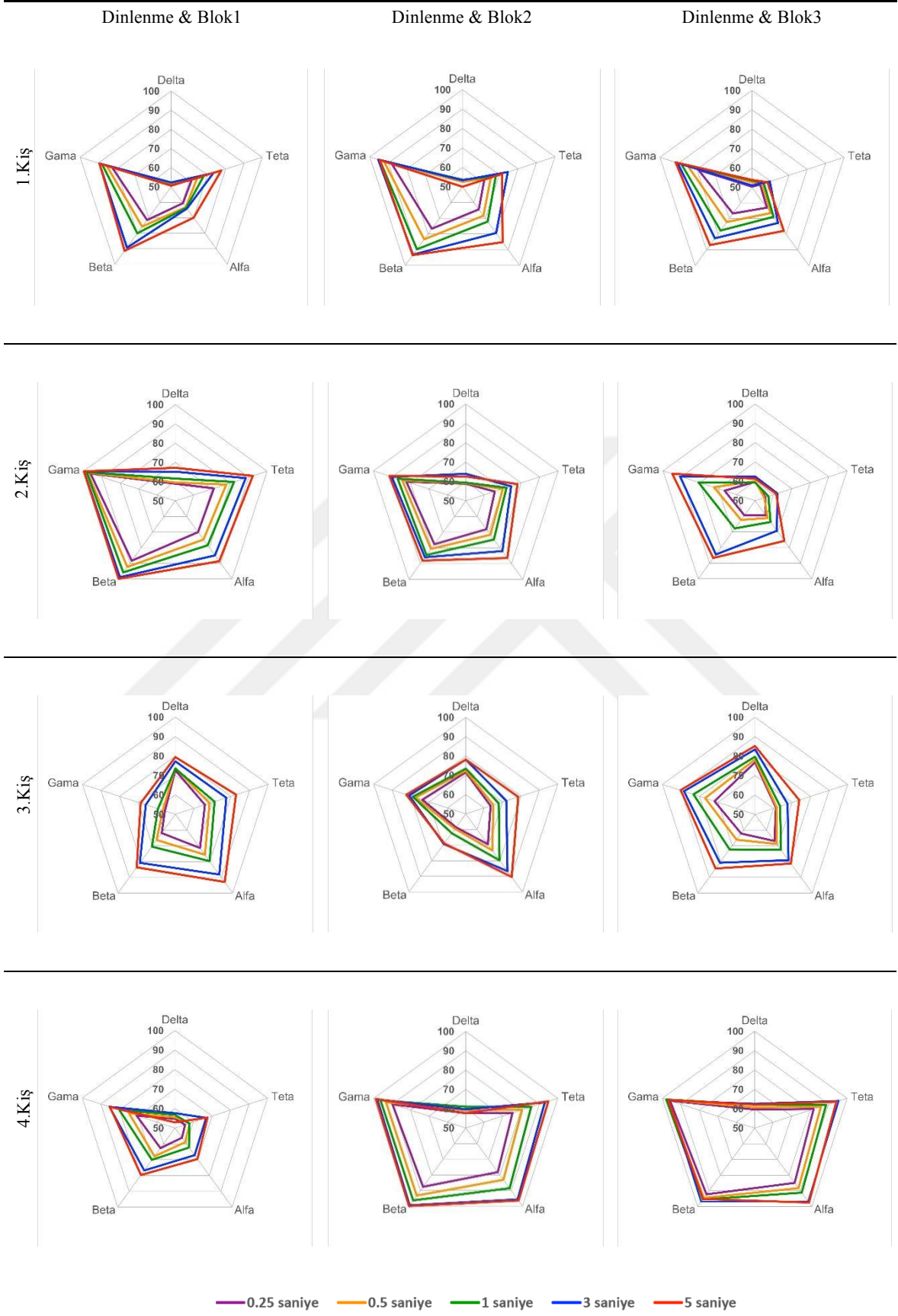
	Dinlenme & Blok1					Dinlenme & Blok2					Dinlenme & Blok3				
	0.25s	0.5s	1s	3s	5s	0.25s	0.5s	1s	3s	5s	0.25s	0.5s	1s	3s	5s
Delta	59.77	60.32	60.81	62.95	61.87	60.20	60.82	61.60	62.56	62.80	62.69	63.56	64.53	66.79	67.13
Teta	70.11	72.66	75.51	80.41	82.53	74.29	77.49	79.94	84.77	87.12	73.22	76.05	79.32	85.08	86.12
Alfa	68.40	71.34	74.24	78.95	79.88	74.11	77.57	80.93	86.63	88.38	75.47	78.48	81.82	85.55	86.22
Beta	75.66	79.14	81.96	85.21	84.90	82.68	86.44	88.79	92.28	92.92	79.88	83.63	86.41	90.30	91.42
Gama	81.47	84.47	86.58	88.37	89.11	88.23	90.86	92.71	94.63	95.20	84.58	87.51	89.98	91.70	91.69

Tablo 12’de Şekil 32 ve 33’te tüm kişiler için ayrı ayrı gösterilen sınıflandırma doğruluklarının ortalaması görülmektedir. Tablo 12 incelendiğinde yine en yüksek doğruluğun gama frekans bandı ve 5 s’lik EEG uzunluğu kullanılarak elde edildiği görülmektedir. Bu kombinasyon kullanılarak elde edilen en yüksek SD, dinlenme ve blok2 ikili sınıflandırma probleminde %95,20 olarak elde edilmiştir. Tablo 12’nin radar grafiklerle gösterimi Şekil 34’te yer almaktadır. Şekilden görüleceği üzere dinlenme ve bilişsel iş yükünün sınıflandırılmasında en etkin frekans bandı gama ve en etkin uzunluk ise 5 s’dir.

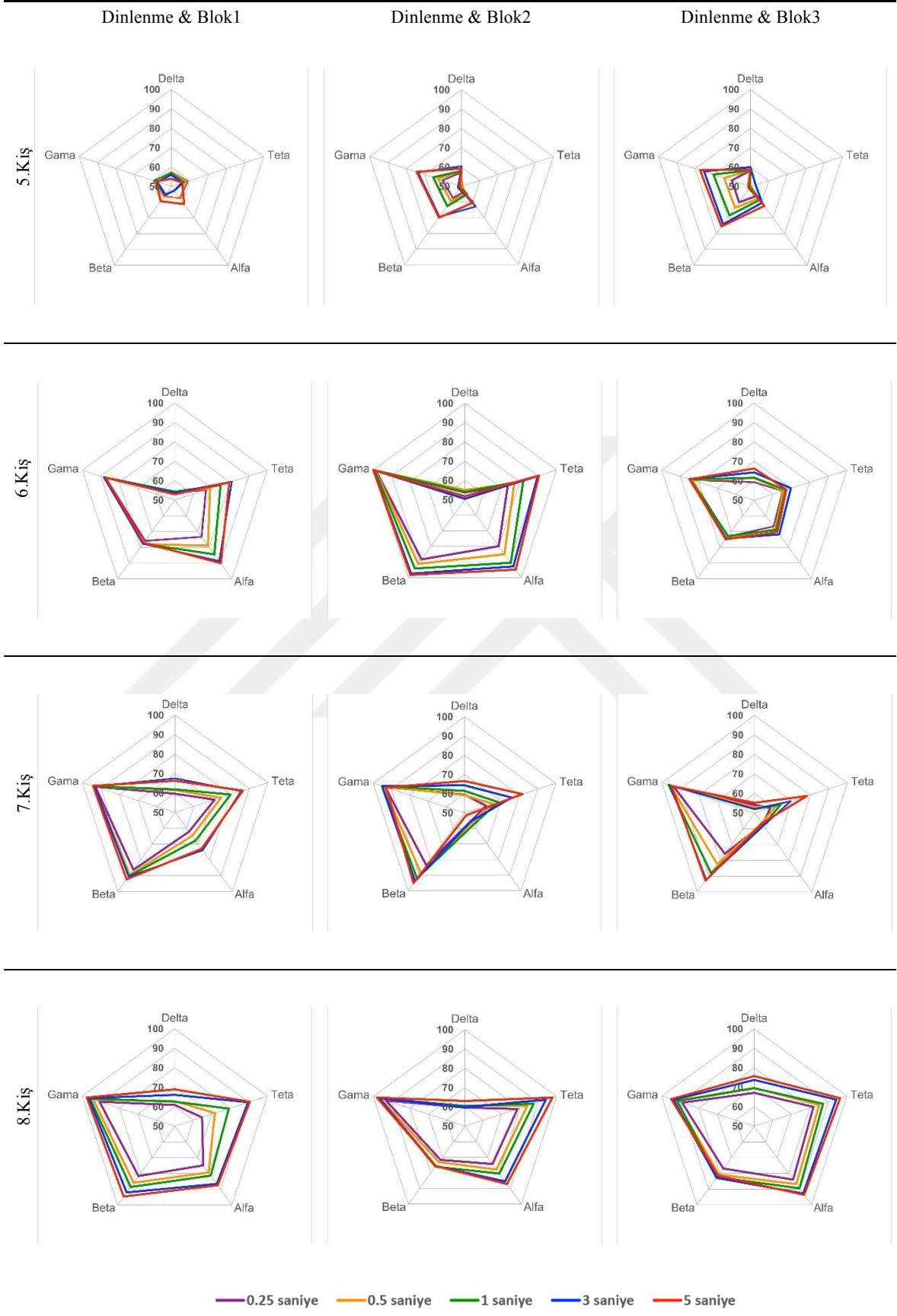


Şekil 34. Parietal bölge elektrotları kullanılarak tüm kişiler için elde edilen ortalama doğruluklar

Şekil 35 ve 36’da oksipital bölge elektrotları (O1, Oz ve O2) kullanılarak 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7 ve 8.kişiler için elde edilen sınıflandırma doğrulukları görülmektedir.



Şekil 35. Oksipital elektrotlar kullanılarak 1, 2, 3 ve 4. kişiler için elde edilen doğruluklar

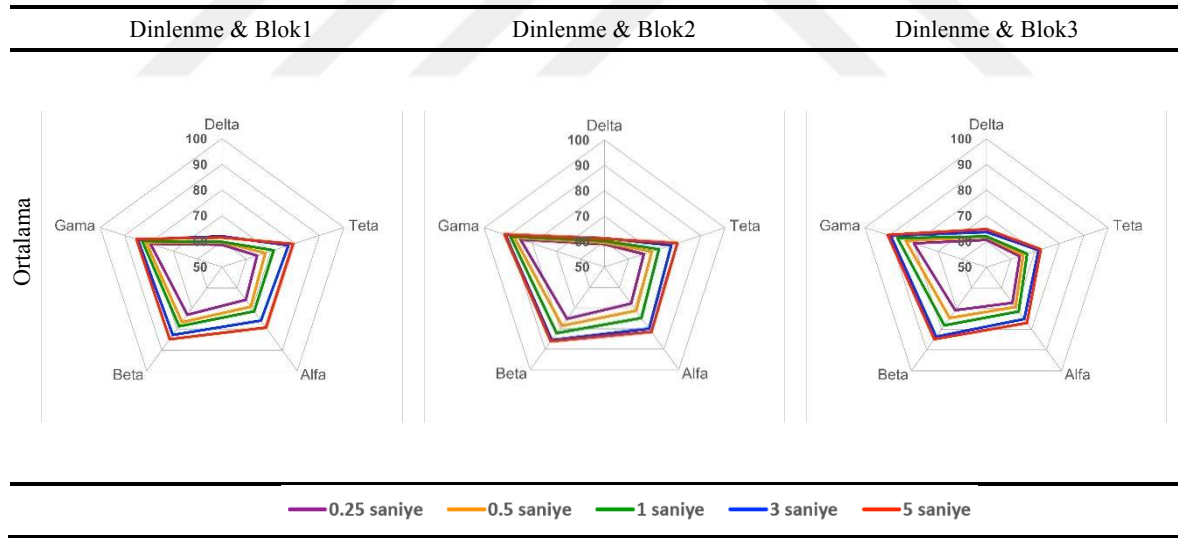


Şekil 36. Oksipital elektrotlar kullanılarak 5, 6, 7 ve 8. kişiler için elde edilen doğruluklar

Tablo 13. Farklı EEG bantları ve farklı EEG uzunlukları için, oksipital bölge elektrotları kullanılarak dinlenme ve iş yükü bloklarının tüm kişiler için ortalama sınıflandırılma doğrulukları

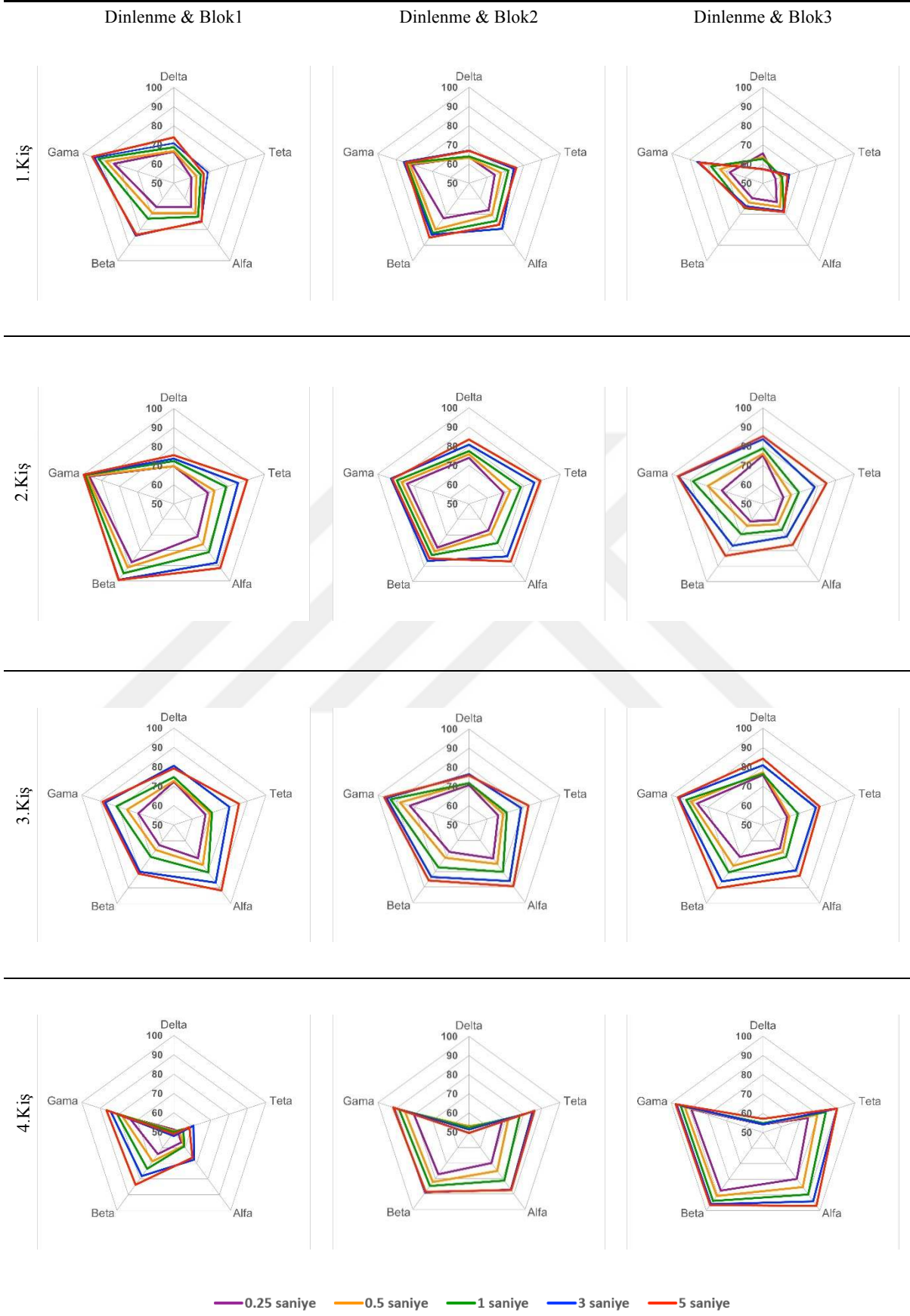
	Dinlenme & Blok1					Dinlenme & Blok2					Dinlenme & Blok3				
	0.25s	0.5s	1s	3s	5s	0.25s	0.5s	1s	3s	5s	0.25s	0.5s	1s	3s	5s
Delta	58.73	59.58	59.81	62.00	61.53	58.99	59.50	60.18	61.30	61.13	60.61	61.76	62.00	63.69	64.79
Teta	64.43	67.79	71.19	77.23	79.08	66.34	69.67	72.56	77.72	80.23	63.64	65.06	66.67	71.41	72.32
Alfa	65.76	69.13	71.32	75.82	79.17	67.81	71.25	74.83	80.03	81.53	67.26	69.25	71.40	75.10	76.89
Beta	73.06	76.53	78.55	82.73	84.79	75.19	78.62	82.22	85.51	86.15	70.85	74.57	78.13	83.56	84.78
Gama	79.43	81.21	82.75	84.55	85.08	84.88	87.47	89.15	91.26	91.60	79.95	83.29	86.66	89.44	90.68

Tablo 13'te, Şekil 35 ve 36'da tüm kişiler için ayrı ayrı gösterilen sınıflandırma doğruluklarının ortalaması görülmektedir. Tablo 13 incelendiğinde yine en yüksek doğruluğun gama frekans bandı ve 5 s'lik EEG uzunluğu kullanılarak elde edildiği görülmektedir. Bu kombinasyon kullanılarak elde edilen en yüksek SD, dinlenme ve blok2 ikili sınıflandırma probleminde %91,60 olarak elde edilmiştir. Tablo 13'ün radar grafiklerle gösterimi Şekil 37'de yer almaktadır. Şekilden görüleceği üzere dinlenme ve bilişsel iş yükünün sınıflandırılmasında en etkin frekans bandı gama ve en etkin uzunluk ise 5 s'dir.

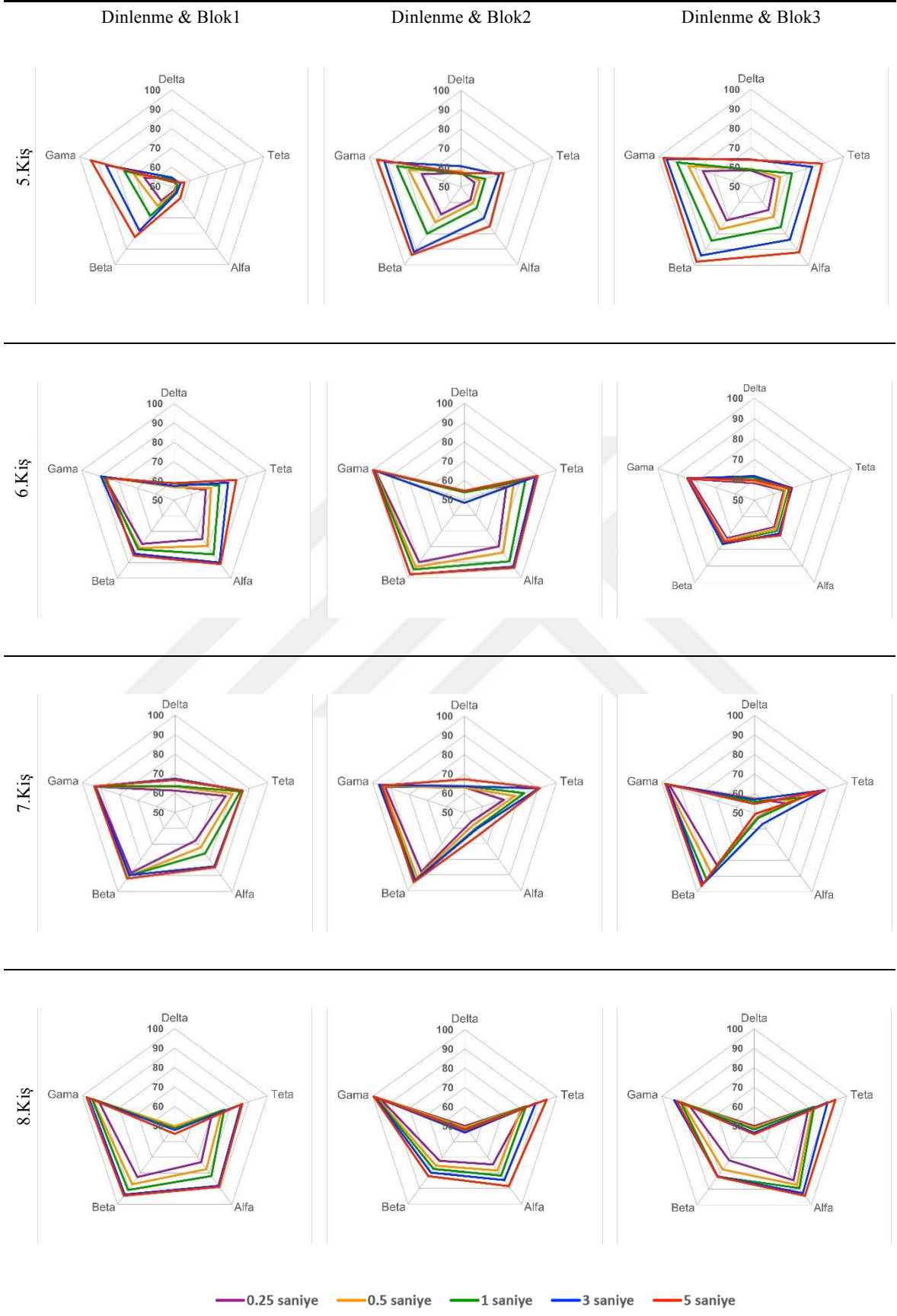


Şekil 37. Okspital bölge elektrotları kullanılarak tüm kişiler için elde edilen ortalama doğruluklar

Şekil 38 ve 39'da temporal bölge elektrotları (FT9, T7, TP9, TP10, T8, FT10) kullanılarak 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7 ve 8.kişiler için elde edilen sınıflandırma doğrulukları görülmektedir. Elde edilen sınıflandırma sonuçlarına göre, temporal bölge elektrotlarının performansının oldukça düşük olduğu görülmektedir.



Şekil 38. Temporal elektrotlar kullanılarak 1, 2, 3 ve 4. kişiler için elde edilen doğruluklar

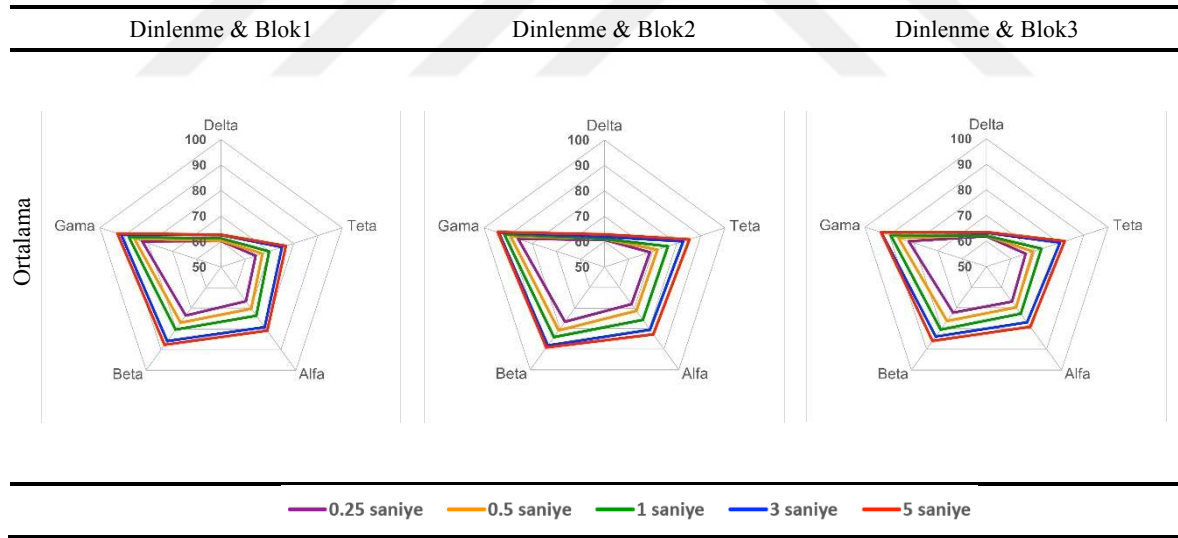


Şekil 39. Temporal elektrotlar kullanılarak 5, 6, 7 ve 8. kişiler için elde edilen doğruluklar

Tablo 14. Farklı EEG bantları ve farklı EEG uzunlukları için, temporal bölge elektrotları kullanılarak dinlenme ve iş yükü bloklarının tüm kişiler için ortalama sınıflandırılma doğrulukları

	Dinlenme & Blok1					Dinlenme & Blok2					Dinlenme & Blok3				
	0.25s	0.5s	1s	3s	5s	0.25s	0.5s	1s	3s	5s	0.25s	0.5s	1s	3s	5s
Delta	60.25	60.39	61.28	62.52	62.68	60.74	61.00	61.01	61.85	62.81	61.84	62.07	62.06	63.22	63.48
Teta	64.32	67.04	69.90	75.16	76.80	68.84	72.02	76.30	82.73	85.28	66.12	69.07	72.60	80.20	82.18
Alfa	66.59	70.22	73.59	79.20	80.86	68.10	71.34	75.76	80.59	82.76	66.95	69.73	72.83	76.98	79.10
Beta	73.53	76.95	80.38	85.92	87.70	76.66	80.84	84.08	88.18	89.11	72.24	76.33	80.51	83.89	85.97
Gama	82.50	85.78	88.03	91.27	92.74	85.94	89.06	91.68	93.97	94.42	82.03	86.26	89.47	93.30	93.44

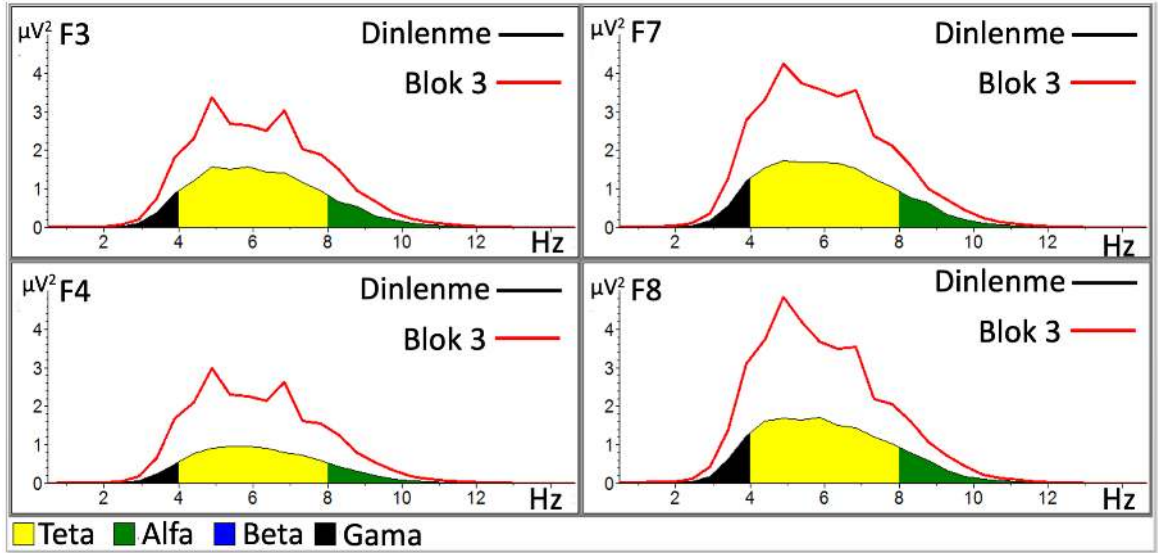
Tablo 14’de Şekil 38 ve 39’da tüm kişiler için ayrı ayrı gösterilen sınıflandırma doğruluklarının ortalaması görülmektedir. Tablo 14 incelendiğinde yine en yüksek doğruluğun gama frekans bandı ve 5 s’lik EEG uzunluğu kullanılarak elde edildiği görülmektedir. Bu kombinasyon kullanılarak elde edilen en yüksek SD, dinlenme ve blok2 ikili sınıflandırma probleminde %94,42 olarak elde edilmiştir. Tablo 14’ün radar grafiklerle gösterimi Şekil 40’ta yer almaktadır. Şekilden görüleceği üzere dinlenme ve bilişsel iş yükünün sınıflandırılmasında en etkin frekans bandı gama ve en etkin uzunluk ise 5 s’dir.



Şekil 40. Temporal bölge elektrotları kullanılarak tüm kişiler için elde edilen ortalama doğruluklar

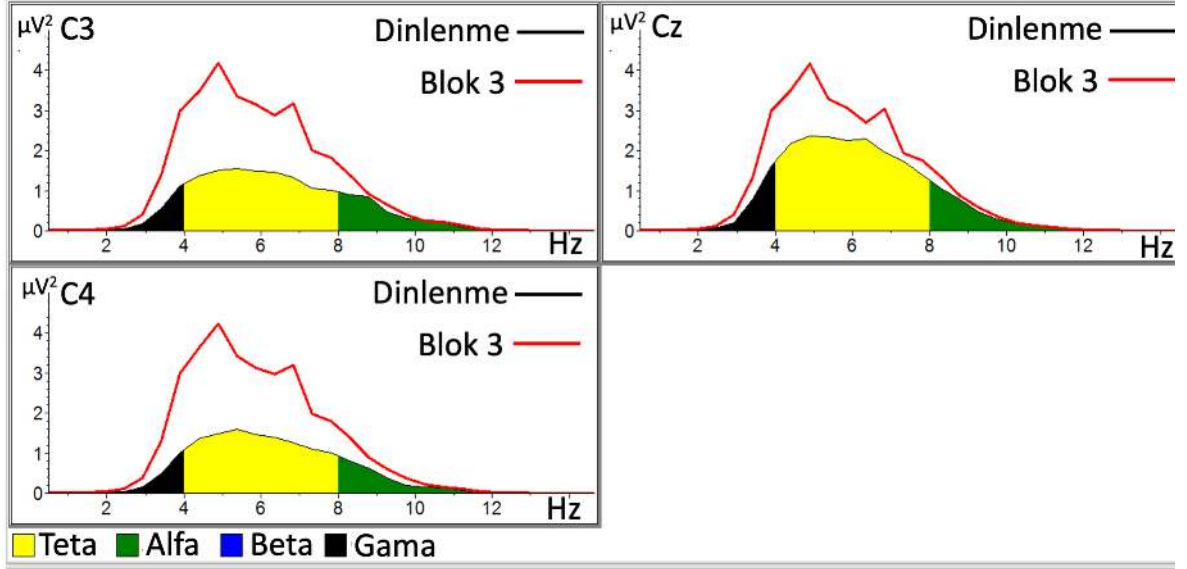
3.2. Bant Gücü Grafikleri

Bant güçleri hesaplanırken öncelikle ‘S1’-‘S2’ tetikleme işaretleri arasındaki dinlenme bloğu ve ‘S7’-‘S8’ tetikleme işaretleri arasındaki bilişsel iş yükünün olduğu blok3 EEG veri blokları elde edilmiştir. Daha sonra yöntem kısmında ayrıntılı açıklandığı gibi her bir bloğa ait bant güçleri hesaplanmıştır. Dinlenme ve blok3 için bant güçleri hesaplanırken beynin farklı bölgelerinin bilişsel iş yükünden nasıl etkilendiğini göstermek adına sonuçlar farklı bölgeler için ayrı ayrı gösterilmiştir. Ayrıca farklı frekans bantlarının bilişsel iş yükü tespitinde ne anlam ifade ettiğini göstermek adına da sonuçlar farklı frekans bantları içinde ayrı ayrı ele alınmıştır. Teta, alfa, beta ve gama frekans bantları için beynin frontal, sentral, parietal ve oksipital bölgelerinde dinlenme ve bilişsel iş yükü bloklarının bant güçleri karşılaştırılmıştır. Sınıflandırma aşamasında elde edilen sonuçlara göre tüm frekans ve delta bandı bu iki bloğu ayırmada etkin olmadığı görülmüştür. Ayrıca yine temporal bölge elektrotları kullanılarak elde edilen sınıflandırma sonuçlarına göre de bu iki bloğu ayırmada yetersiz olduğu görülmektedir. Tüm bu sebeplerden ötürü bant gücü hesaplama aşamasında delta ve tüm frekans bandına ait sonuçlar elde edilmemiştir. Ayrıca temporal bölge elektrotları için de sonuçlar elde edilmemiştir.

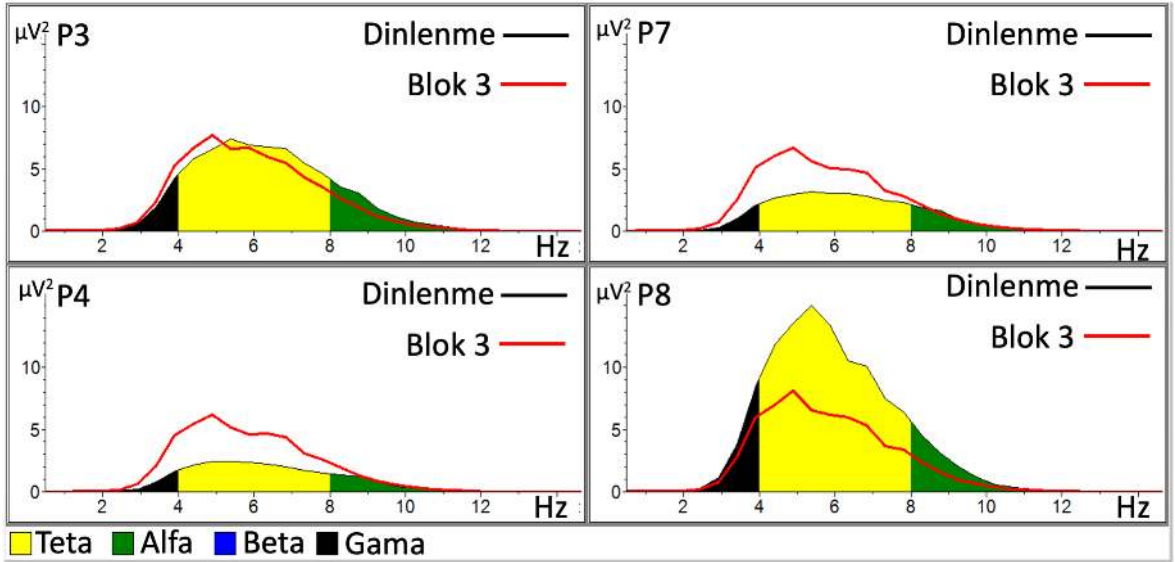


Şekil 41. Teta frekans bandı ve frontal bölge elektrotları için dinlenme ve iş yükü bloklarına ait bant güçlerinin karşılaştırılması

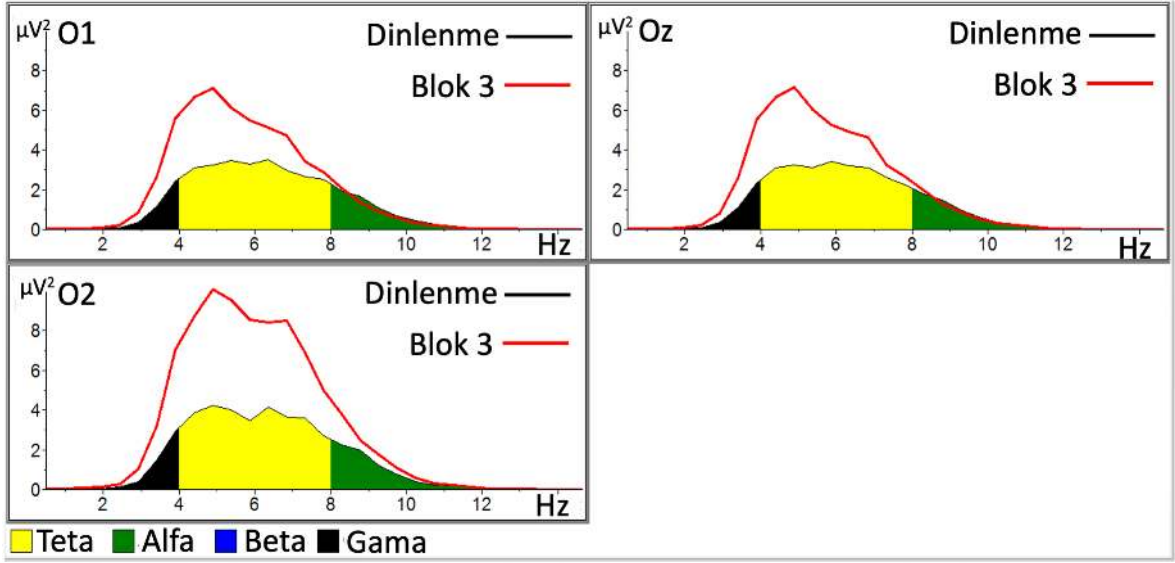
Her görseldeki siyah ana hat çizgisine sahip renkli bölge dinlenme bloğuna ait bant gücünü gösterirken, kırmızı hat çizgisine sahip grafik ise bilişsel iş yükünün olduğu blok3 e ait bant gücünü göstermektedir.



Şekil 42. Teta frekans bandı ve sentral bölge elektroları için dinlenme ve iş yükü bloklarına ait bant güçlerinin karşılaştırılması

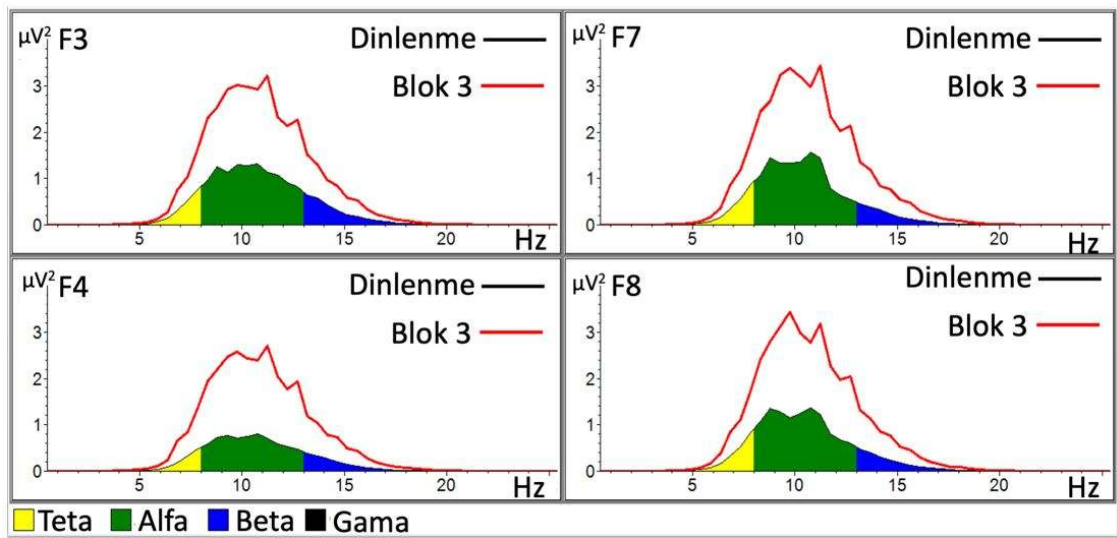


Şekil 43. Teta frekans bandı ve parietal bölge elektroları için dinlenme ve iş yükü bloklarına ait bant güçlerinin karşılaştırılması

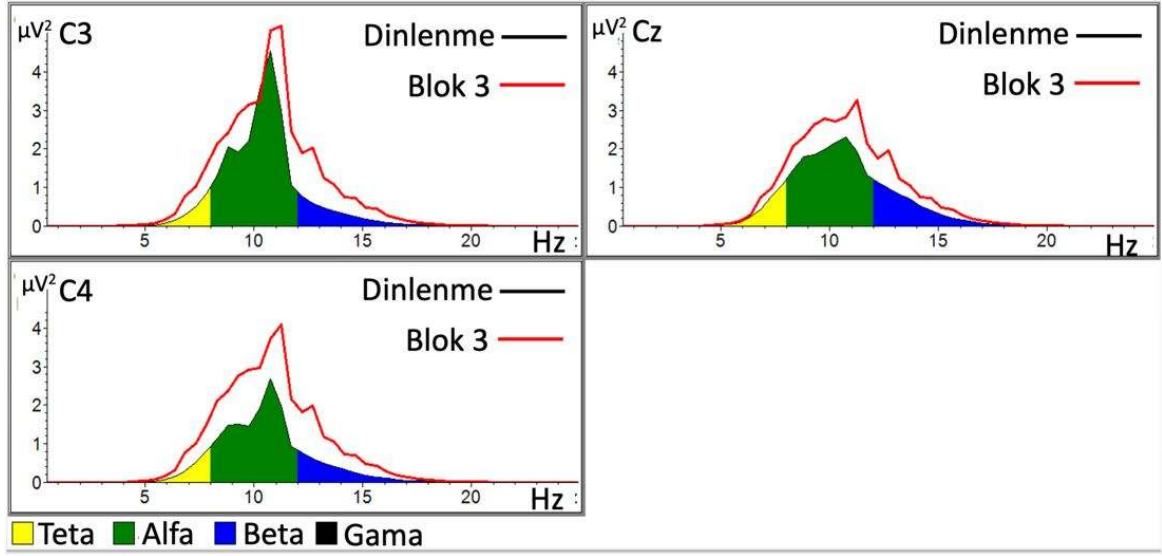


Şekil 44. Teta frekans bandı ve oksipital bölge elektroları için dinlenme ve iş yükü bloklarına ait bant güçlerinin karşılaştırılması

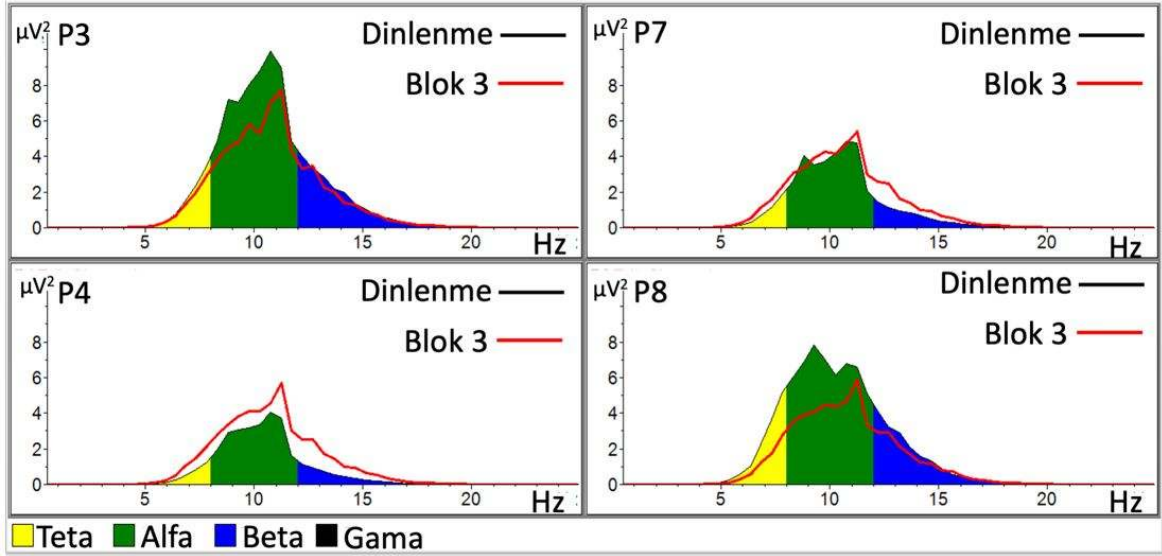
Şekil 41, 42, 43 ve 44 incelendiğinde genel olarak teta frekans bandının bilişsel iş yükü ve dinlenme bloklarını ayırmada etkili olduğu görülmektedir. Yine frontal, sentral ve oksipital bölge elektrotları kullanılarak teta bandı için her iki bloğun bant güçleri arasında farklılık olduğu görülmektedir. Parietal bölge elektrotları kullanılarak elde edilen bant güçlerinde ise az da olsa farklılık bulunmaktadır ancak bu farklılık diğer bölge elektrotlarından daha azdır.



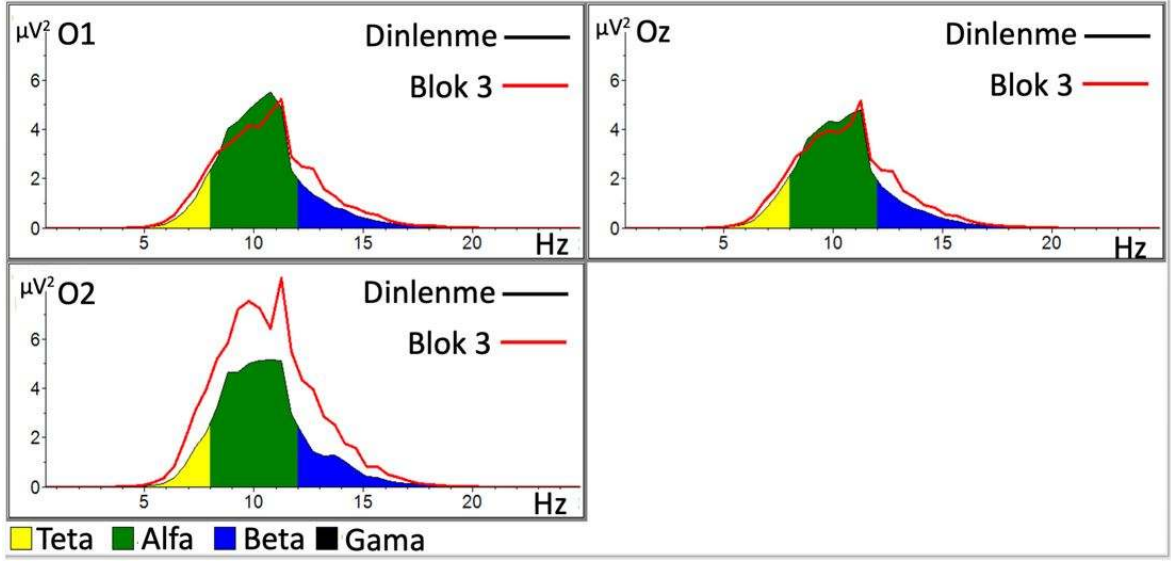
Şekil 45. Alfa frekans bandı ve frontal bölge elektroları için dinlenme ve iş yükü bloklarına ait bant güçlerinin karşılaştırılması



Şekil 46. Alfa frekans bandı ve sentral bölge elektroları için dinlenme ve iş yükü bloklarına ait bant güçlerinin karşılaştırılması

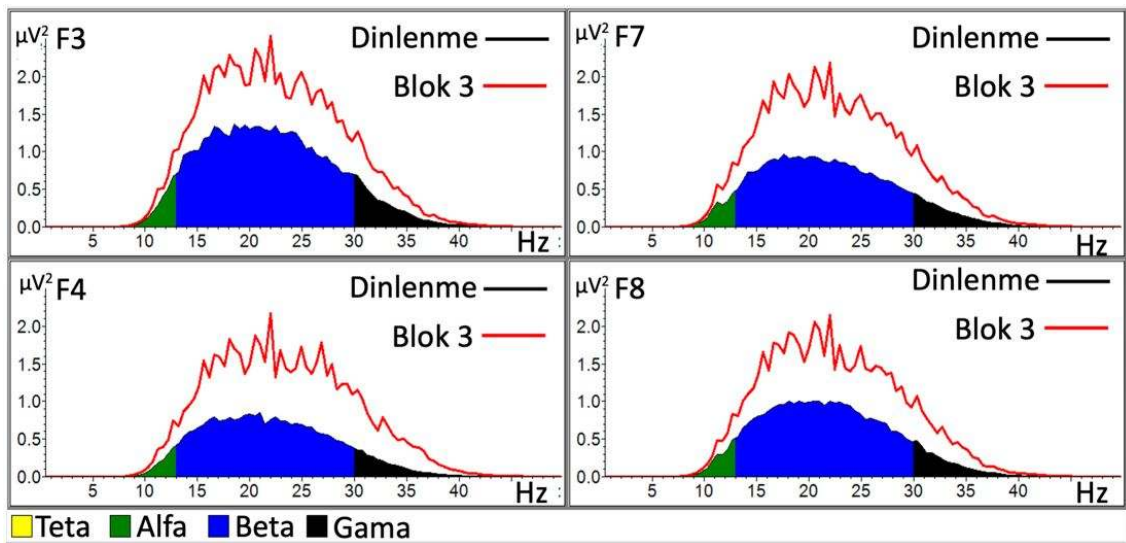


Şekil 47. Alfa frekans bandı ve parietal bölge elektroları için dinlenme ve iş yükü bloklarına ait bant güçlerinin karşılaştırılması

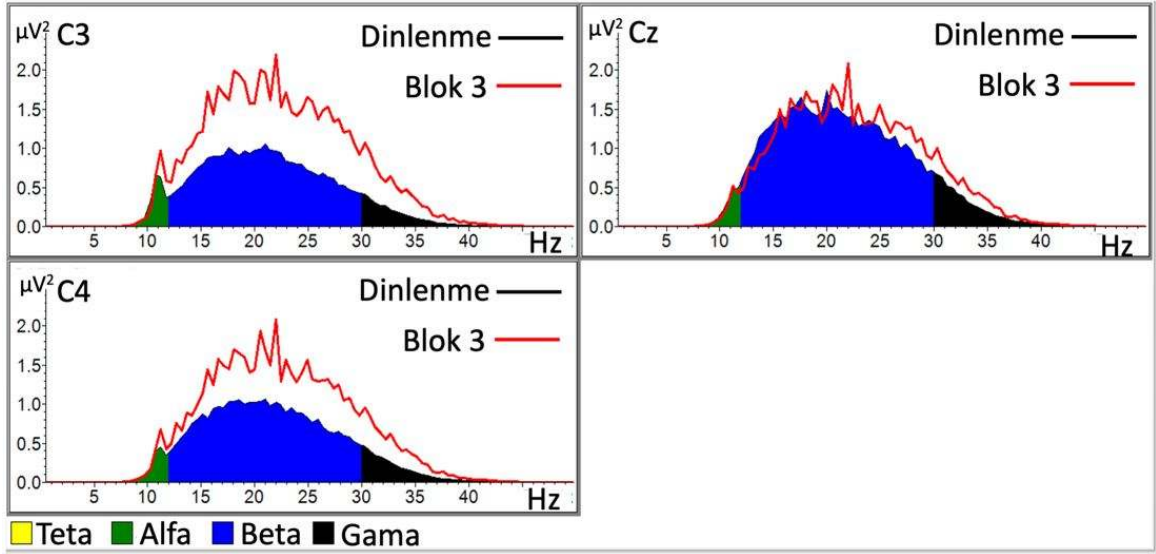


Şekil 48. Alfa frekans bandı ve oksipital bölge elektroları için dinlenme ve iş yükü bloklarına ait bant güçlerinin karşılaştırılması

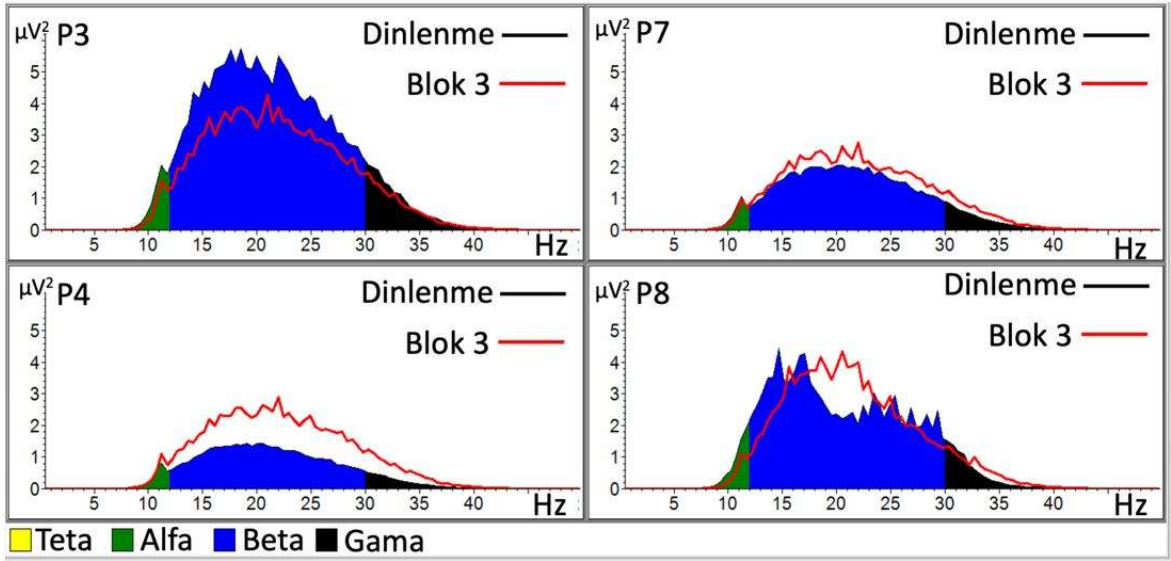
Şekil 45, 46, 47 ve 48 incelendiğinde genel olarak alfa frekans bandının bilişsel iş yükü ve dinlenme bloklarını ayırmada etkili olduğu görülmektedir. Yine fronral ve sentral bölge elektrotları kullanılarak alfa bandı için her iki bloğun bant güçleri arasında farklılık olduğu görülmektedir. Parietal ve okspital bölge elektrotları kullanılarak elde edilen bant güçlerinde ise az da olsa farklılık bulunmaktadır ancak bu farklılık diğer bölge elektrotlarından daha azdır.



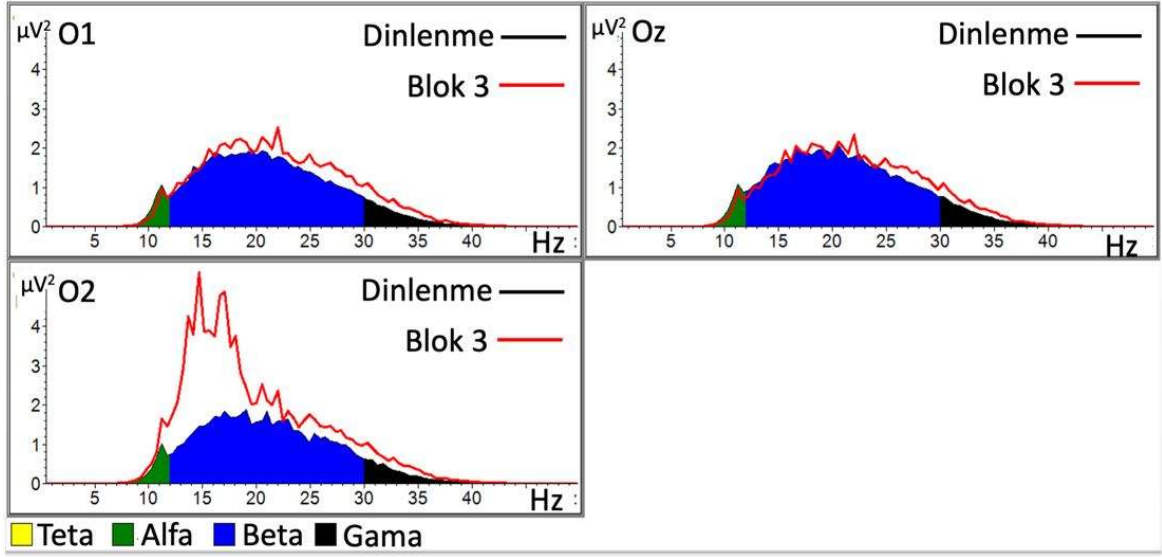
Şekil 49. Beta frekans bandı ve frontal bölge elektroları için dinlenme ve iş yükü bloklarına ait bant güçlerinin karşılaştırılması



Şekil 50. Beta frekans bandı ve sentral bölge elektroları için dinlenme ve iş yükü bloklarına ait bant güçlerinin karşılaştırılması

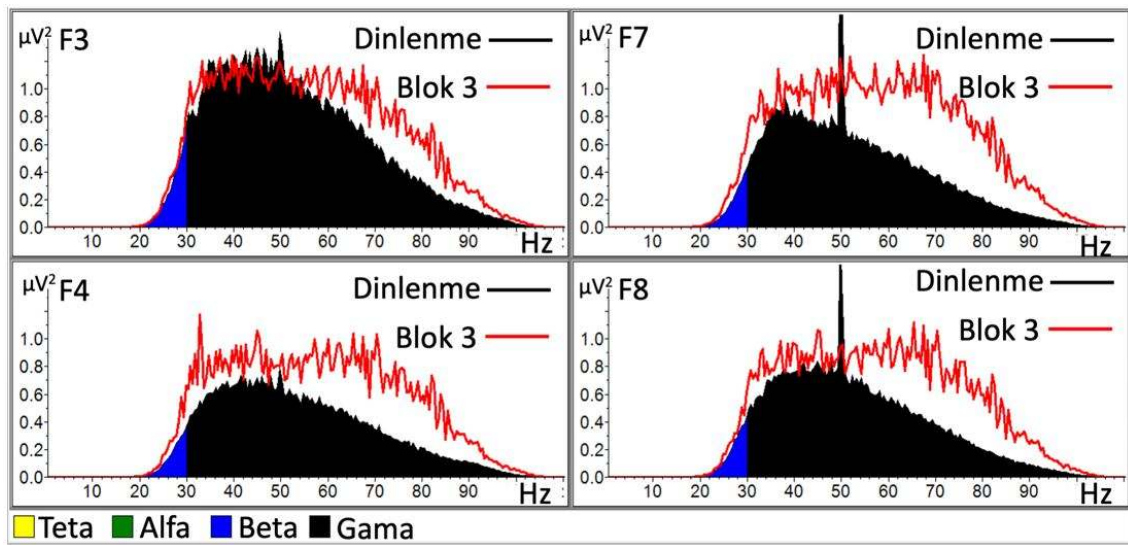


Şekil 51. Beta frekans bandı ve parietal bölge elektroları için dinlenme ve iş yükü bloklarına ait bant güçlerinin karşılaştırılması

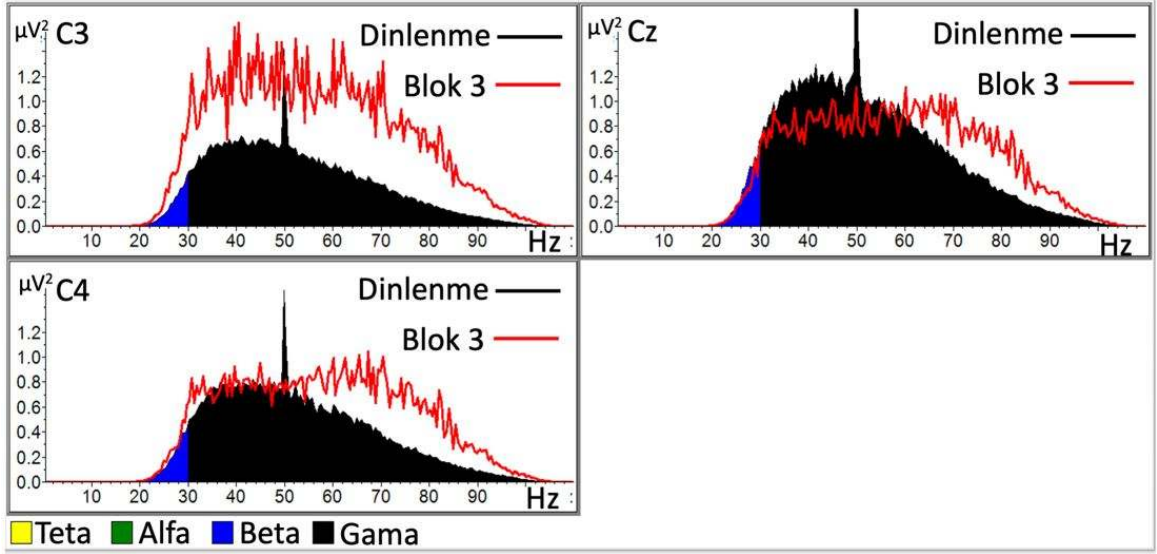


Şekil 52. Beta frekans bandı ve oksipital bölge elektroları için dinlenme ve iş yükü bloklarına ait bant güçlerinin karşılaştırılması

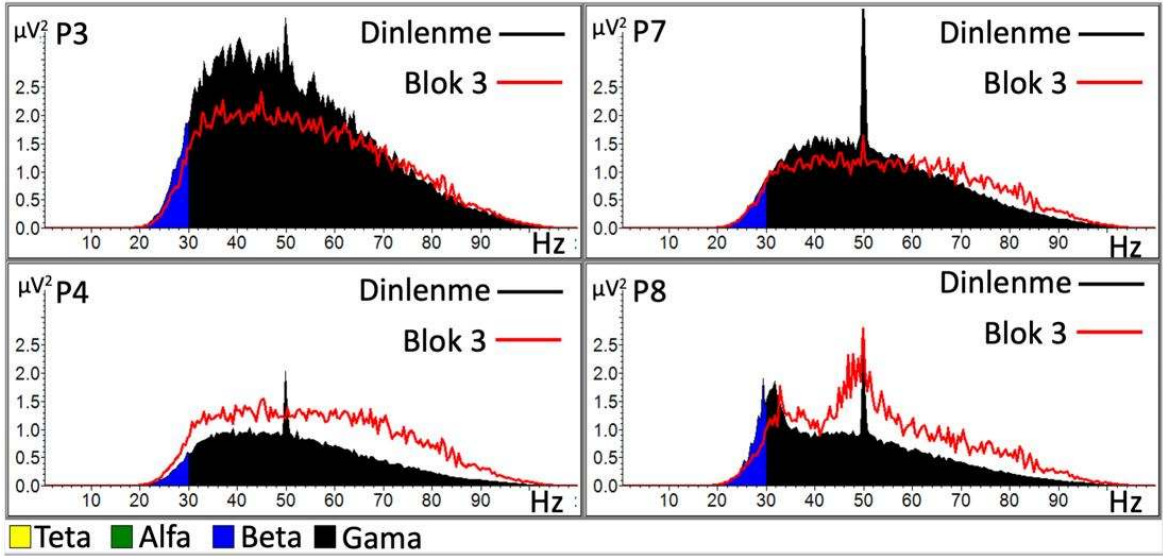
Şekil 49, 50, 51 ve 52 incelendiğinde genel olarak beta frekans bandının bilişsel iş yükü ve dinlenme bloklarını ayırmada etkili olduğu görülmektedir. Yine fronral ve sentral bölge elektrotları kullanılarak beta bandı için her iki bloğun bant güçleri arasında farklılık olduğu görülmektedir. Parietal ve oksipital bölge elektrotları kullanılarak elde edilen bant güçlerinde ise az da olsa farklılık bulunmaktadır ancak bu farklılık diğer bölge elektrotlarından daha azdır.



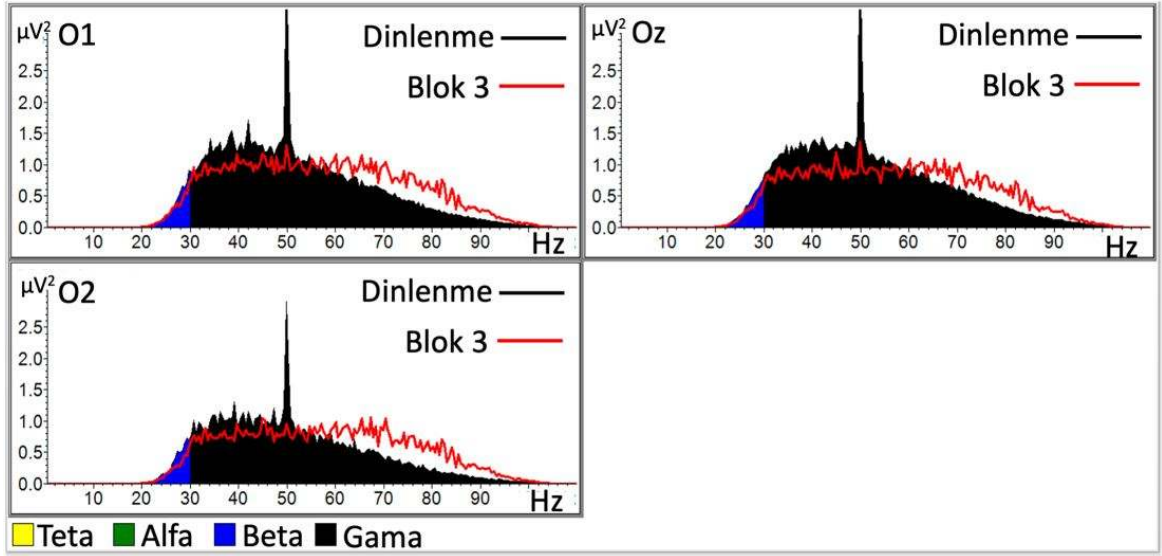
Şekil 53. Gama frekans bandı ve frontal bölge elektroları için dinlenme ve iş yükü bloklarına ait bant güçlerinin karşılaştırılması



Şekil 54. Gama frekans bandı ve sentral bölge elektroları için dinlenme ve iş yükü bloklarına ait bant güçlerinin karşılaştırılması



Şekil 55. Gama frekans bandı ve parietal bölge elektroları için dinlenme ve iş yükü bloklarına ait bant güçlerinin karşılaştırılması



Şekil 56. Gama frekans bandı ve oksipital bölge elektrotları için dinlenme ve iş yükü bloklarına ait bant güçlerinin karşılaştırılması

Şekil 53, 54, 55 ve 56 incelendiğinde genel olarak gama frekans bandının da bilişsel iş yükü ve dinlenme bloklarını ayırmada etkili olduğu görülmektedir. Yine frontal ve sentral bölge elektrotları kullanılarak gama bandı için her iki bloğun bant güçleri arasında farklılık olduğu görülmektedir. Parietal ve oksipital bölge elektrotları kullanılarak elde edilen bant güçlerinde ise az da olsa farklılık bulunmaktadır ancak bu farklılık diğer bölge elektrotlarından daha azdır.

Elde edilen bant gücü grafiklerine göre, dinlenme ve bilişsel iş yükü bloklarında özellikle frontal ve sentral bölge elektrotlarının bant güçleri arasında gözle görülür farklılık bulunmaktadır. Elde edilen bu sonuçlar sınıflandırma çalışmasıyla paralellik göstermektedir. Yine beta ve yüksek gama frekans bantlarında her iki bloğun bant güçleri arasında gözle görülür farklılıklar yer almaktadır. Teta ve alfa frekans bantlarında ise özellikle frontal ve sentral bölge elektrotları için büyük bir farklılık yer almaktadır.

3.3. Davranışsal Veri Sonuçları

Katılımcıların blok1, blok2 ve blok3'te yer alan sorulara verdikleri cevaplar için davranışsal verileri de kaydedilmiştir. Bu amaçla katılımcı soruyu gördükten kaç s sonra cevap verdiği ve doğru ya da yanlış yaptığına dair davranışsal bilgiler de hazırlanan uyarın sunumu programı ile kaydedilmiştir. Her blok için toplam 40 soru hazırlanmıştır. Katılımcı soru için cevaplama yapana kadar soru ekranda kalmış ve bu süre algoritma tarafından kaydedilmiştir. Katılımcıların sorulara doğru-yanlış verdiği cevaplar Tablo 15'de soruları çözerken geçirdikleri zaman ise Tablo 16'da gösterilmektedir.

Tablo 15. Sorulara verilen cevaplar

	1.Kişi			2.Kişi			3.Kişi			4.Kişi			5.Kişi			6.Kişi			7.Kişi			8.Kişi		
	Blok1	Blok2	Blok3	Blok1	Blok2	Blok3	Blok1	Blok2	Blok3	Blok1	Blok2	Blok3	Blok1	Blok2	Blok3	Blok1	Blok2	Blok3	Blok1	Blok2	Blok3	Blok1	Blok2	Blok3
Soru 1	1	1	1	1	1	1	0	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
Soru 2	0	1	1	0	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	0	1	1	1	0	1	0	1	0	0
Soru 3	1	1	0	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	0	1	1
Soru 4	1	1	0	1	1	1	1	1	0	1	1	1	1	1	1	1	1	1	0	0	1	1	0	1
Soru 5	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	0	1	1	1	0
Soru 6	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
Soru 7	1	1	1	1	1	0	1	1	0	1	1	0	1	1	0	1	1	1	1	1	1	1	1	0
Soru 8	1	1	1	0	1	1	1	1	1	1	1	0	1	1	1	1	1	1	1	1	0	1	1	1
Soru 9	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	0
Soru 10	1	1	0	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
Soru 11	1	0	1	1	1	1	1	1	1	1	1	0	1	1	1	1	0		1	1	1	1	1	1
Soru 12	1	1	1	1	1	0	1	1	1	1	1		1	1	1	1	0		1	1	1	1	1	1
Soru 13	1	1	1	1	1	1	1	1	0	1	1		1	1	1	1	1		1	1	1	1	1	1
Soru 14	0	0	0	1	1	0	1	1		1	0		1	0	1		1		1	1		1	1	1
Soru 15	1	1	1	1	1	1	1	0		1	1		1	0	1				1	1			1	
Soru 16	0	1	1	0	1	1	0	1		0	1		0	1					1				1	
Soru 17	1	1	0	1	1	1	1	1		1	1		1	1										
Soru 18	1	1	1	1	1	1	1	1		1	1		1	1										
Soru 19	0	1	0	1	1	1	0	1		1			1											
Soru 20	1	1	1	1	1		1	1					1											
Soru 21	1	1	1	1	1		1	1					1											
Soru 22	1	1	1	1	1		1						1											
Soru 23		1		1	1		1						1											
Soru 24			1	1	1		1						1											
Soru 25		1		1	1		1																	
Soru 26		1			1																			
Soru 27		1																						
Toplam	18	25	16	22	26	16	22	20	10	18	17	8	23	16	13	13	12	10	14	13	11	14	13	7

Tablo 15 incelendiğinde, blok1'den blok3'e gidildikçe doğru cevaplanan soru sayısı genelde azalmaktadır. Tüm bloklar için aynı zorluk seviyesinde sorular hazırlanmışken, doğru cevaplanan soru sayısının giderek azalmasının zihnin yorulmasından kaynaklandığı düşünülmektedir. Ayrıca blok3'te sorular çözülürken bir yandan da haber kaydının dinlenmesinden dolayı cevaplanan ve doğru yapılan soru sayısı azalmıştır. Buda bilişsel yorgunluk tespiti için hazırlanan paradigmanın katılımcıyı deney esnasında giderek yordugunu göstermektedir.

Tablo 16. Sorular cevaplanırken geçen süreler

	1.Kişi			2.Kişi			3.Kişi			4.Kişi			5.Kişi			6.Kişi			7.Kişi			8.Kişi		
	Blok1	Blok2	Blok3	Blok1	Blok2	Blok3	Blok1	Blok2	Blok3	Blok1	Blok2	Blok3	Blok1	Blok2	Blok3	Blok1	Blok2	Blok3	Blok1	Blok2	Blok3	Blok1	Blok2	Blok3
Soru 1	15.48	6.12	6.04	14.45	5.66	4.50	8.36	9.16	10.45	9.06	7.00	7.77	6.87	15.95	6.38	14.05	25.65	13.02	15.98	14.56	20.87	16.56	9.69	12.94
Soru 2	26.90	8.61	11.23	17.51	4.29	17.97	7.91	9.91	15.93	11.03	8.83	21.56	0.00	10.63	0	23.77	13.52	12.21	19.51	19.83	26.99	17.74	11.91	17.58
Soru 3	6.70	7.94	16.68	5.17	16.47	19.55	7.73	25.44	20.23	8.56	14.73	41.53	8.80	18.30	34.2	23.34	22.11	34.26	11.83	9.15	7.37	12.47	21.06	9.76
Soru 4	8.01	6.13	8.47	17.10	9.47	13.66	8.70	6.52	34.91	13.64	7.63	43.65	6.77	13.58	42.1	30.33	20.30	22.85	21.56	11.28	13.64	22.53	18.90	34.77
Soru 5	8.66	4.46	18.65	18.66	10.84	13.20	7.24	21.18	48.81	10.86	21.71	30.71	8.20	12.98	12.1	21.08	13.39	19.19	30.89	51.32	15.42	17.84	19.16	23.71
Soru 6	5.89	11.11	4.25	5.59	7.12	4.77	9.30	7.03	11.19	5.37	7.39	19.31	6.31	11.92	7.72	22.66	13.78	9.91	21.26	20.06	31.13	29.77	12.68	11.41
Soru 7	14.40	10.53	9.55	13.70	10.00	7.91	12.04	16.90	11.86	69.17	42.33	67.62	12.63	17.77	49.5	29.01	52.16	22.25	21.31	18.29	18.52	26.03	20.73	39.35
Soru 8	12.14	4.73	14.86	11.88	9.09	14.49	16.04	8.23	15.78	18.55	11.00	9.37	0.00	13.48	17.7	24.28	15.47	18.44	34.05	14.14	36.56	31.91	47.09	7.87
Soru 9	19.80	5.43	7.09	8.64	8.84	6.10	8.06	13.31	19.03	6.31	19.16	15.23	7.36	42.23	8.26	15.96	17.17	10.11	9.13	9.43	16.65	31.61	14.95	25.71
Soru 10	13.12	2.50	14.66	2.57	1.97	17.91	5.59	6.50	10.53	7.40	5.23	16.66	6.60	8.72	14.7	14.46	11.75	31.72	10.45	9.93	13.08	19.51	24.78	36.01
Soru 11	6.54	8.39	13.60	9.63	16.38	18.20	8.23	11.48	24.76	11.68	22.84	25.88	8.28	14.37	24.7	26.21	15.43		10.45	14.89	11.65	23.75	2.35	24.52
Soru 12	4.62	4.26	9.48	7.67	9.58	21.63	7.31	11.67	49.02	9.04	11.91		6.48	12.03	18.4	20.90	14.50		30.42	22.00	20.09	23.10	13.74	
Soru 13	10.26	21.49	12.26	10.39	8.83	10.41	10.36	9.92	14.51	7.17	11.20		6.68	13.99	9.01	16.28	15.81		7.39	20.81	39.69	10.45	11.98	
Soru 14	42.73	19.04	37.83	7.10	8.34	23.29	8.09	12.77		13.81	36.92		9.49	18.91	21.6	49.54			10.03	34.68		9.35	17.45	
Soru 15	10.76	6.60	9.75	9.24	5.98	13.09	14.18	0.00		24.16	7.26		13.11	17.55	20				24.22	17.50		29.52		
Soru 16	10.07	4.44	7.81	14.45	20.18	28.92	9.63	14.64		0.18	16.24		26.54	13.76					9.73			14.88		
Soru 17	7.71	4.59	0.00	8.76	6.28	26.92	13.95	8.32		24.82	10.60		18.03	7.52										
Soru 18	10.97	7.97	15.75	7.86	7.57	10.38	8.30	24.79		11.05	11.77		11.96	7.86										
Soru 19	11.66	16.93	36.02	11.53	17.05	16.09	9.56	21.89		27.44			7.68											
Soru 20	23.30	15.04	14.82	15.37	17.11		10.64	11.13					14.92											
Soru 21	9.54	21.93	10.60	13.28	14.40		9.66	40.09					15.38											
Soru 22	15.24	5.74	6.08	16.85	12.38		15.60						13.19											
Soru 23		4.88		6.65	9.76		8.95						12.14											
Soru 24		40.55		10.24	26.99		7.92						7.31											
Soru 25		7.57		19.18	10.45		36.31																	
Soru 26		12.04		20.84																				
Soru 27		7.97																						
Ortalama	13.39	10.26	12.98	11.34	11.38	15.21	10.79	13.85	22.08	15.23	15.21	27.21	9.78	15.09	19.10	21.72	21.47	19.40	18.01	19.19	20.90	20.90	18.18	22.15

Tablo 16 incelendiğinde, blok1’den blok3’e gidildikçe soruların cevaplanması için geçen süre genelde artmaktadır ve bu durumun zihnin yorulmasından kaynaklandığı düşünülmektedir. Ayrıca blok3’te sorular çözülürken bir yandan da haber kaydının dinlenmesinden dolayı soruların cevaplanması için geçen süre artmaktadır. Aşağıdaki Tablo 17’de ise tüm kişiler için blok1, blok2 ve blok3’teki ortalama doğru cevaplanan soru sayısı ve cevaplama süreleri görülmektedir.

Tablo 17. Bloklara ait ortalama doğruluk ve geçen süre bilgileri

	Blok1	Blok2	Blok3
Ortalama Doğruluk	18	17.75	11.35
Ortalama Geçen Süre	15.14s	15.58s	19.88s

Tablo 17’den elde edilen sonuçlara göre, blok1’den blok3’e gidildikçe sorulara verilen ortalama doğru sayısı azalmakta, soruları çözerken geçen ortalama süre ise artmaktadır. Bu bilgiler ışığında hazırladığımız bilişsel yorgunluk tespiti paradigmasının güvenilirliği bu şekilde gösterilmiştir. Blok 3’te ortama doğru sayısı azalmış hem de geçen süre uzamıştır. Bunun sebebinin zaman geçtikçe beynin yorulmasından ve blok3’teki haber kaydı dinletisinin zihni daha çok yormasından kaynaklandığı düşünülmektedir. Böylelikle blok3

ve dinlenme bloklarının karşılaştırıldığı sonuçlarda elde edilen en yüksek SD, davranışsal veri sonuçlarıyla desteklenmiştir.

Blok3'te matematiksel sorular çözülürken haber kaydı dinlettirilmiş ve katılımcılara deneyden sonra dinledikleri haberle alakalı soru sorulacağı söylenmiştir. Katılımcılara deney sonunda sorulan sorulara verdikleri doğru ve yanlış cevap sayıları ise Tablo 18'te görülmektedir. Tabloya göre haber kaydı sorularına tüm katılımcılar ortalama 9 doğru, 3 yanlış cevap vermişlerdir. Elde edilen doğru cevap sayılarına göre tüm katılımcılar soruları çözerken bir yandan da haberleri dinlemişlerdir. Bu şekilde blok3'te katılımcı soruları çözerken bir yandan da haber kaydını dinlemiş böylelikle diğer iki bloktan daha fazla bilişsel çaba sarf etmiştir.

Tablo 18. Katılımcıların haber kaydı sorularına verdikleri doğru ve yanlış cevap sayıları

	Kişi1	Kişi2	Kişi3	Kişi4	Kişi5	Kişi6	Kişi7	Kişi8	Ortalama
Doğru Cevap Sayısı	9	10	9	8	10	8	9	9	9
Yanlış Cevap Sayısı	3	2	3	4	2	4	3	3	3

3.4. NASA-TLX Sonuçları

Katılımcıların bloklardaki zihinsel iş yükünün belirlenebilmesi için subjektif değerlendirme yöntemlerinden NASA-TLX yöntemi kullanılmıştır. Katılımcılar tarafından blok1, blok2 ve blok3 sonunda doldurulan formlardan elde edilen değerler sırasıyla Tablo 19,20 ve 21'de gösterilmiştir.

Tablo 19. Blok1 NASA-TLX sonuçları

	Kişi1	Kişi2	Kişi3	Kişi4	Kişi5	Kişi6	Kişi7	Kişi8
MD	90	65	70	85	60	60	70	70
<i>W_{MD}</i>	5/15	5/15	4/15	3/15	5/15	3/15	3/15	4/15
PD	10	30	40	35	50	40	45	50
<i>W_{PD}</i>	0/15	0/15	0/15	1/15	0/15	0/15	0/15	1/15
TD	50	80	75	80	50	70	65	65
<i>W_{TD}</i>	4/15	2/15	5/15	4/15	3/15	4/15	5/15	4/15
PL	70	50	70	60	50	55	60	60
<i>W_{PL}</i>	2/15	4/15	2/15	3/15	4/15	3/15	4/15	3/15
EL	85	80	70	80	80	75	80	70
<i>W_{EL}</i>	1/15	3/15	3/15	4/15	2/15	3/15	3/15	3/15
FL	30	70	70	60	20	50	60	65
<i>W_{FL}</i>	3/15	1/15	1/15	0/15	1/15	1/15	1/15	0/15
TLX	64.33	66.33	71.66	74	55.33	60	71.66	65.33

Tablo 20. Blok2 NASA-TLX sonuçları

	Kişi1	Kişi2	Kişi3	Kişi4	Kişi5	Kişi6	Kişi7	Kişi8
MD	90	80	80	70	70	85	70	75
<i>W_{MD}</i>	4/15	4/15	5/15	4/15	5/15	5/15	4/15	3/15
PD	5	35	55	50	30	40	40	50
<i>W_{PD}</i>	0/15	0/15	0/15	0/15	2/15	1/15	0/15	0/15
TD	50	80	90	70	40	90	80	85
<i>W_{TD}</i>	2/15	3/15	4/15	4/15	2/15	4/15	4/15	4/15
PL	70	85	75	60	70	60	70	70
<i>W_{PL}</i>	1/15	3/15	1/15	2/15	2/15	3/15	3/15	2/15
EL	80	80	80	80	50	80	85	80
<i>W_{EL}</i>	4/15	4/15	3/15	4/15	3/15	3/15	3/15	4/15
FL	90	80	80	70	50	70	65	80
<i>W_{FL}</i>	4/15	1/15	2/15	1/15	1/15	1/15	2/15	2/15
TLX	80.66	81	82.33	71.33	57.33	87.66	79.66	79

Tablo 21. Blok3 NASA-TLX sonuçları

	Kişi1	Kişi2	Kişi3	Kişi4	Kişi5	Kişi6	Kişi7	Kişi8
MD	100	90	80	90	60	90	95	90
<i>W_{MD}</i>	4/15	5/15	5/15	5/15	4/15	5/15	5/15	4/15
PD	5	55	60	80	50	60	50	45
<i>W_{PD}</i>	1/15	0/15	0/15	0/15	1/15	1/15	0/15	0/15
TD	50	90	90	80	70	90	80	95
<i>W_{TD}</i>	0/15	2/15	4/15	3/15	4/15	4/15	4/15	3/15
PL	30	35	55	60	75	40	30	70
<i>W_{PL}</i>	3/15	4/15	1/15	1/15	2/15	1/15	1/15	3/15
EL	100	95	95	90	75	100	95	90
<i>W_{EL}</i>	2/15	3/15	3/15	3/15	4/15	4/15	4/15	3/15
FL	100	85	80	80	60	80	90	100
<i>W_{FL}</i>	5/15	1/15	2/15	3/15	0/15	1/15	2/15	3/15
TLX	79.66	76	84	84	68	92.66	92.33	95

Tablo 22 de ise her üç blok için elde edilen ortalama iş yükü değerleri görülmektedir. Tablo 22 incelendiğinde kullanıcıların yapmış olduğu değerlendirmelere göre ortalama iş yükü değerinin blok1 den blok3 e gidildikçe arttığı görülmektedir.

Tablo 22. Bloklar için elde edilen ortalama iş yükü değerleri

Blok1 için ortalama TLX değeri	66.08 ± 6.33
Blok2 için ortalama TLX değeri	77.37 ± 9.26
Blok3 için ortalama TLX değeri	83.95 ± 9.29

4. İRDELEME

Tez çalışması kapsamında bilişsel yorgunluğun EEG sinyallerinden tespit edilebilmesi amacıyla bir paradigma oluşturulmuş ve toplam 8 katılımcıyla deneyler gerçekleştirilmiştir. Elde edilen veri seti kullanılarak öncelikle etkin öznitelik ve sınıflandırma algoritması belirlenmiştir. Daha sonra bilişsel yorgunluğun tespiti amacıyla sınıflandırma işlemi ve bant gücü grafikleri olmak üzere iki ana çalışma yapılmıştır. Sınıflandırma aşamasında;

- Kişiye
- Farklı frekans bileşenlerine (delta, teta, alfa, beta, gama, TFB)
- Farklı EEG uzunluklarına (0.25 s, 0.5 s, 1 s, 3 s ve 5 s)
- Beynin farklı bölgesinde yer alan elektrotlara (frontal, sentral, parietal, oksipital, temporal ve tüm elektrotlar)
- Dinlenme – Blok1, Dinlenme – Blok2, Dinlenme – Blok3 ikili karşılaştırmaya bağlı olarak sonuçlar elde edilmiştir.

Tüm elektrotlar kullanılarak elde edilen SD göz önüne alındığında özellikle gama frekans bandının bilişsel iş yükü ve dinlene bloğunda yer alan EEG sinyallerini ayırmada etkili olduğu görülmektedir. Yine kullanılan farklı EEG uzunlukları dikkate alındığında 5 s'lik EEG verilerinin etkin olduğu görülmektedir. Elde edilen SD değerlerine göre en yüksek performans dinlenme ve blok3te yer alan EEG sinyallerinin karşılaştırılmasından elde edilmiştir. Bu durumun, blok3te katılımcını bir yandan zihinden problem çözümü yaparken bir yandan da haber kaydını dinlemesinden dolayı bilişsel manada daha fazla yorulduğundan kaynaklandığı düşünülmektedir. Böylelikle bilişsel iş yükü oluşturacak etkili bir paradigmanın oluşturulduğu söylenebilir. En yüksek SD, tüm elektrotlar kullanılarak dinlenme ve blok3 EEG verilerinin karşılaştırıldığı çalışmada elde edilmiştir. Gama frekans bandı ve 5 s uzunluğundaki EEG parçaları kullanılarak tüm kişiler için 50 koşum sınıflandırma sonucunda elde edilen ortalama SD %99.49'dur. Bu durum bant gücü grafikleri karşılaştırmasında da doğrulanmıştır. Buna göre özellikle teta, alfa ve yüksek gama frekans bölgesinde (60-100 Hz) frontal bölge elektrotları (F3, F4, F7, F8) kullanılarak dinlenme ve blok3 EEG verilerinin bant güçlerinin karşılaştırıldığı grafiklerden de aradaki fark görülmektedir. Ayrıca deneye katılan katılımcılardan elde edilen davranışsal verilerle uygulanan paradigmanın güvenilirliği kanıtlanmıştır. Elde edilen sonuçlara göre katılımcıların blok1 den blok3 e gittikçe soruları cevaplama süresinin ortalamasının arttığı

ve sorulara verilen doğru cevap sayısının azaldığı görülmektedir. Bu durum da blok3 e gidildikçe bilişsel anlamda yorulmanın meydana geldiğini göstermektedir. Güvenirliğin artırılması amacıyla katılımcılarla yapılan anket çalışması sonucunda da blok1 den blok3 e gidildikçe katılımcıların yoruldukları, anketlere verilen cevaplardan elde edilen analizlerden anlaşılmıştır.

Literatürde yapılan çalışmalar incelendiğinde, Dehais ve arkadaşlarının yaptıkları analizler alfa, beta ve teta gücünde meydana gelen kaymaların bilişsel yorgunluğun belirlenmesi için kullanılabilen etkili bir yöntem olduğunu göstermiştir (Dehais vd., 2018). Bu amaçla hibrit fNIRS ve EEG sinyallerini kullanarak pilotların uçuş simülatörü anındaki sinyallerini %87.6 oranında sınıflandırmayı başarmışlardır. Bilişsel yorgunluğun tespit edilmesinde Dehais ve arkadaşlarının yapmış olduğu bir diğer çalışmada ise 32 kanallı EEG sisteminin zihinsel yorgunluğu ve zihinsel aşırı yüklenmenin elektrofizyolojik etkilerinin ölçülmesi olmuştur. Gerçek uçuş koşulları altında ve simülatör üzerinde olmak üzere iki deney yapılmış, bilişsel yorgunluğun ortaya çıkmasında alfa, teta ve beta bant güçleriyle ilişkili olduğunu ortaya koymuşlardır. Elde edilen sonuçlar incelendiğinde, zihinsel yorgunluğu ayırt etmede ortalama %89.1 SD'a ulaşmışlardır (Dehais, Somon, Mullen, & Callan, 2020). Bir başka çalışmada da Papakostas 19 kadın ve erkekten oluşan deneklere Winconsin Kart Sıralama Testi ve bu testin değiştirilmiş halini uygulayarak 76 oturumluk bir bilişsel deney uygulamıştır. Deney sırasında kaydettiği EEG sinyallerini kullanarak Destek Vektör Makinesi (DVM) Algoritması ile sınıflandırma işlemi yapılmış ve %67'lik bir doğruluk elde edilmiştir (Papakostas vd., 2019). Jeon ve arkadaşlarının yaptıkları “Giyilebilir EEG kullanarak bilişsel durum değerlendirmesi yoluyla inşaat tehlikelerinin sınıflandırması” isimli çalışmalarında giyilebilir EEG cihazı kullanarak bilişsel iş yükünü %82.3 SD ayırmışlardır. Kullanımı ve ulaşımı kolay basit bir EEG sistemiyle bilişsel iş yükünü yüksek doğrulukla ayırmayı başarmışlardır (Jeon vd., 2021). Chen ve arkadaşları ise konvolüsyonel sinir ağı kullanılarak sürücü yorgunluğunun otomatik olarak tanınması için EEG sinyallerini kullanarak %95.4'lük SD elde etmişlerdir (Chen vd., 2022). Bir diğer çalışmada Aydın ve arkadaşları frekansa özgü karmaşıklık yaklaşımını kullanarak topluluk öğrenme algoritmasıyla 5 kat çapraz doğrulama sonucu %99.47'lik SD elde etmişlerdir (Aydın vd., 2022). Gerçekleştirilen bu tez çalışması kapsamında gama frekans bant gücü kullanılarak YSA algoritmasıyla %99.49 doğrulukla bilişsel iş yükü tespit edilmiştir.

Tablo 23. Literatür karşılaştırması

Çalışma	Yöntem	Bant	KS	Paradigma	SA	SD (%)
Dehais ve ark., 2018	EEG + fNIRS	Alfa, Beta, Teta	4	Uçuş simülasyonu	Topluluk öğrenmesi	87.6
Dehais ve ark., 2020	EEG	Alfa, Beta, Teta	4	Gerçek uçuş ve simülasyon	DVM	89.1
Papakostas ve ark., 2019	EEG	Delta, Teta, Alfa, Beta, Gama	19	Winconsin Kart Sıralama Testi	DVM	67
Jeon ve ark., 2021	EEG	Delta, Teta, Alfa, Beta, Gama	28	Sanal gerçeklik ortamı.	Topluluk öğrenmesi	82.3
Chen ve ark., 2022	EEG	Delta, Teta, Alfa, Beta	14	Gerçek araba kullanma durumu	CNN	95.4
Aydın ve ark., 2022	EEG	Alfa, Beta	20	1-California Sözlü Öğrenme Görevi 2- Dikkat Performansı Testi: Uyanıklık	Topluluk öğrenmesi	99.47
Babu ve ark., 2022	EEG	Delta, Teta, Alfa, Beta, Gama	36	Matematiksel işlem	DDA, YSA, RSC	89.9
Suhail ve ark., 2022	EEG	Delta, Teta, Alfa, Beta, Gama	33	Matematiksel işlem ve dikkatli okuma görevi	DVM, k-EYK, DDA, YSA, Topluluk öğrenmesi	96.98
Önerilen Yöntem	EEG	Delta, Teta, Alfa, Beta, Gama	8	Matematiksel işlem	YSA, DVM, DDA	99.49

Tabloda KS kişi sayısını, SA sınıflandırma algoritmasını ve SD ise sınıflandırma doğruluğunu göstermektedir.

5. SONUÇ

Bu tez çalışması kapsamında katılımcılardan elde edilen EEG verileri kullanılarak bilişsel iş yükü tespiti yapılmıştır. Elde edilen veriler kullanılarak;

- Dinlenme ve bilişsel iş yükü tespiti olmak üzere ikili sınıflandırma sonuçları
- Dinlenme ve blok3 e ait EEG verilerinin bant güçlerinin grafiksel açıdan karşılaştırmalı sonuçları olmak üzere iki temel araştırma yapılmıştır.

Sınıflandırma aşamasında ise;

1. Tüm elektrotlar kullanılarak;
 - Kişiler bazında
 - Farklı frekans bantları bazında
 - Farklı EEG uzunlukları bazında
 - Dinlenme-Blok1, Dinlenme-Blok2 ve Dinlenme-Blok3 ikili sınıflandırma bazında ortalama SD elde edilmiştir.
2. Frontal bölge elektrotları kullanılarak;
 - Kişiler bazında
 - Farklı frekans bantları bazında
 - Farklı EEG uzunlukları bazında
 - Dinlenme-Blok1, Dinlenme-Blok2 ve Dinlenme-Blok3 ikili sınıflandırma bazında ortalama SD elde edilmiştir.
3. Sentral bölge elektrotları kullanılarak;
 - Kişiler bazında
 - Farklı frekans bantları bazında
 - Farklı EEG uzunlukları bazında
 - Dinlenme-Blok1, Dinlenme-Blok2 ve Dinlenme-Blok3 ikili sınıflandırma bazında ortalama SD elde edilmiştir.
4. Parietal bölge elektrotları kullanılarak;
 - Kişiler bazında
 - Farklı frekans bantları bazında
 - Farklı EEG uzunlukları bazında

- Dinlenme-Blok1, Dinlenme-Blok2 ve Dinlenme-Blok3 ikili sınıflandırma bazında ortalama SD elde edilmiştir.
5. Oksipital bölge elektrotları kullanılarak;
- Kişiler bazında
 - Farklı frekans bantları bazında
 - Farklı EEG uzunlukları bazında
 - Dinlenme-Blok1, Dinlenme-Blok2 ve Dinlenme-Blok3 ikili sınıflandırma bazında ortalama SD elde edilmiştir.
6. Temporal bölge elektrotları kullanılarak;
- Kişiler bazında
 - Farklı frekans bantları bazında
 - Farklı EEG uzunlukları bazında
 - Dinlenme-Blok1, Dinlenme-Blok2 ve Dinlenme-Blok3 ikili sınıflandırma bazında ortalama SD elde edilmiştir.

Elde edilen sonuçlar incelendiğinde tüm elektrotlar kullanılarak tüm kişiler için en yüksek, gama frekans bant gücü özneliği ve 5 s uzunluğundaki EEG parçaları kullanılarak dinlenme ve blok3 ikili sınıflandırma probleminde ortalama %99.49 SD elde edilmiştir. Aynı parametreler kullanılarak dinlenme-blok1 ve dinlenme-blok2 ikili sınıflandırmaları için sırasıyla en yüksek %95.46 ve %99.18 SD elde edilmiştir. Tüm kişiler için elde edilen ortalama SD Şekil 25'te görülmektedir. Ayrıca bu tablodan gama frekans bandının ve 5 s uzunluğundaki EEG parçalarının SD açısından en uygun parametreler olduğu görülmektedir. Frontal bölge elektrotları kullanılarak tüm kişiler için en yüksek, gama frekans bant gücü özneliği 3 s ve 5 s uzunluğundaki EEG parçaları kullanılarak dinlenme ve blok2 ikili sınıflandırma probleminde ortalama %93.17 SD elde edilmiştir. Aynı parametreler kullanılarak dinlenme-blok1 ve dinlenme-blok3 ikili sınıflandırmaları için sırasıyla en yüksek %86.72 ve %92.36 SD elde edilmiştir. Yine bu elektrot grubu içinde gama ve 5 s lik EEG parçaları en yüksek SD sağlayan parametrelerdir. Sentral bölge elektrotları kullanılarak tüm kişiler için en yüksek, gama frekans bant gücü özneliği 3 s uzunluğundaki EEG parçaları kullanılarak dinlenme ve blok2 ikili sınıflandırma probleminde ortalama %95.44 SD elde edilmiştir. Aynı parametreler kullanılarak dinlenme-blok1 ve dinlenme-blok3 ikili sınıflandırmaları için sırasıyla en yüksek %88.30 ve %93.73 SD elde edilmiştir. Bu elektrot grubu için gama ve 3 s lik EEG parçaları en yüksek SD sağlayan parametrelerdir. Parietal

bölge elektrotları kullanılarak tüm kişiler için en yüksek, gama frekans bant gücü özneliliği ve 5 s uzunluğundaki EEG parçaları kullanılarak dinlenme ve blok2 ikili sınıflandırma probleminde ortalama %95.20 SD elde edilmiştir. Aynı parametreler kullanılarak dinlenme-blok1 ve dinlenme-blok3 ikili sınıflandırmaları için sırasıyla en yüksek %89.11 ve %91.70 SD elde edilmiştir. Yine bu elektrot grubu içinde gama ve 5 s lik EEG parçaları en yüksek SD sağlayan parametrelerdir. Oksipital bölge elektrotları kullanılarak tüm kişiler için en yüksek, gama frekans bant gücü özneliliği ve 5 s uzunluğundaki EEG parçaları kullanılarak dinlenme ve blok2 ikili sınıflandırma probleminde ortalama %91.60 SD elde edilmiştir. Aynı parametreler kullanılarak dinlenme-blok1 ve dinlenme-blok3 ikili sınıflandırmaları için sırasıyla en yüksek %85.08 ve %90.68 SD elde edilmiştir. Yine bu elektrot grubu içinde gama ve 5 s lik EEG parçaları en yüksek SD sağlayan parametrelerdir. Temporal bölge elektrotları kullanılarak tüm kişiler için en yüksek, gama frekans bant gücü özneliliği ve 5 s uzunluğundaki EEG parçaları kullanılarak dinlenme ve blok2 ikili sınıflandırma probleminde ortalama %94.42 SD elde edilmiştir. Aynı parametreler kullanılarak dinlenme-blok1 ve dinlenme-blok3 ikili sınıflandırmaları için sırasıyla en yüksek %92.74 ve %93.44 SD elde edilmiştir. Yine bu elektrot grubu içinde gama ve 5 s lik EEG parçaları en yüksek SD sağlayan parametrelerdir. Beynin farklı bölgelerinde yer alan elektrotların sınıflandırma performansı üzerine olan etkisi araştırıldığında, %95.44 SD ile sentral bölge elektrotları kullanılarak en yüksek SD elde edilmektedir.

6. ÖNERİLER

Bu tez çalışmasında beynin farklı bölgelerinin, farklı frekans bileşenlerinin ve farklı uzunluktaki EEG parçalarının bilişsel iş yükünü belirlemedeki rolü ele alınmıştır. Elde edilen bulgulara göre en yüksek sınıflandırma performansı için gama frekans bandı, 5 s uzunluğundaki ve tüm korteksten alınan EEG sinyallerinin kullanılması sonucu çıkarılmıştır. Bu ön bilgi kullanılarak farklı öznitelik ve farklı sınıflandırma algoritmalarıyla kapsamlı araştırmalar gerçekleştirilebilir. Bu kapsamda frekans bilgisi içeren fourier dönüşümü, hem zaman hem frekans bilgisi sağlayan wavelet dönüşümü gibi öznitelikler kullanılarak bu özniteliklerin sınıflandırma performansı üzerine etkisi araştırılabilir. Yine son dönemlerde popüler sınıflandırma algoritmalarından olan bir boyutlu konvolüsyonel sinir ağı modeli (*ing.* Convolutional Neural Networks, CNN) veya zaman serisi sinyallerinin analizinde kullanılan uzun kısa süreli bellek (*ing.* Long Short Term Memory, LSTM) gibi derin öğrenme algoritmalarıyla sınıflandırma işlemleri gerçekleştirilebilir.

Bilişsel yorgunluğun tespiti amacıyla geliştirilen paradigma için alternatifler üretilebilir. Stresin önemli olduğu bazı meslek grupları için (asker, polis, pilot, hemşire, doktor) özel paradigmlar geliştirilerek o meslek grubu için daha gerçeğe yakın stres seviyeleri oluşturulabilir. Bu şekilde hem mesleki hem de genel bilişsel iş yükü paradigmlarından elde edilen verilerin karşılaştırmalı sonuçları faydalı olacaktır.

7. KAYNAKLAR

- Al Madi, N., Peng, S., ve Rogers, T., 2022. Assessing Workload Perception in Introductory Computer Science Projects using NASA-TLX. Computer Science Education, 668-674.
- Ariyanti, S. W., Prihatmanto, A. S., Priyana, Y., ve Kim, C. S., 2016. A development of non-invasive optical technique to investigate the feasibility of fatigue using skin color extraction. International Annual Engineering, 1-4.
- Aydın, S., ve Akın, B., 2022. Machine learning classification of maladaptive rumination and cognitive distraction in terms of frequency specific complexity. Biomedical Signal Processing and Control, 77, 103740.
- Ayşe, E., Aydemir, Ö., ve Demir, M., 2020. Classification of Cognitive Fatigue with EEG Signals. TIPTEKNO, 1-4.
- Bogdanis, G. C., 2012. Effects of physical activity and inactivity on muscle fatigue. Frontiers in physiology, 3, 142.
- Boksem, M. A., Meijman, T. F., ve Lorist, M. M., 2006. Mental fatigue, motivation and action monitoring. Biological psychology, 72, 123-132.
- Boksem, M. A., ve Tops, M., 2008. Mental fatigue: costs and benefits. Brain research reviews, 59, 125-139.
- BrainProducts., 11.05.2019. BrainVision Analyzer 2. Retrieved from <https://www.brainproducts.com/downloads.php?kid=2>
- BrainProductsWebinar., 01.01.2020. Retrieved from <https://www.gotostage.com/channel/brainproducts>
- Cao, A., Chintamani, K. K., Pandya, A. K., ve Ellis, R. D., 2009. NASA TLX: Software for assessing subjective mental workload. Behavior research methods, 41, 113-117.
- Champigneulle, B., Davranche, K., Brugniaux, J. V., Baillieul, S., Gajdos, T., Doutreleau, S., ve Verges, S., 2022. Effect of a speed ascent to the top of Europe on cognitive function in elite climbers. European journal of applied physiology, 1-15.
- Chaudhuri, A., ve Behan, P. O., 2004. Fatigue in neurological disorders. The lancet, 978-988.
- Chen, J., Wang, S., He, E., Wang, H., ve Wang, L., 2022. Two-dimensional phase lag index image representation of electroencephalography for automated recognition of driver fatigue using convolutional neural network. Expert Systems with Applications, 191-196.

- Chuckravanen, D., 2014. Approximate entropy as a measure of cognitive fatigue: an eeg pilot study. Int J Emerg Trends Sci Technol, 1036-1042.
- Collet, C., Salvia, E., ve Petit-Boulanger, C., 2014. Measuring workload with electrodermal activity during common braking actions. Ergonomics, 57, 886-896.
- Cook, D. B., O'Connor, P. J., Lange, G., ve Steffener, J., 2007. Functional neuroimaging correlates of mental fatigue induced by cognition among chronic fatigue syndrome patients and controls. Neuroimage, 108-122.
- Çayakar, A., 2019. Halsizlik ve yorgunluğa klinik yaklaşım. Ege Tıp Bilimleri Dergisi, 168-178.
- De Groot, M. H., Phillips, S. J., ve Eskes, G. A., 2003. Fatigue associated with stroke and other neurologic conditions: implications for stroke rehabilitation. Archives of physical medicine and rehabilitation, 1714-1720.
- Dehais, F., Dupres, A., Di Flumeri, G., Verdiere, K., Borghini, G., Babiloni, F., ve Roy, R., 2018. Monitoring pilot's cognitive fatigue with engagement features in simulated and actual flight conditions using an hybrid fNIRS-EEG passive BCI. Systems, Man, and Cybernetics, 544-549.
- Dehais, F., Somon, B., Mullen, T., ve Callan, D. E., 2020. A neuroergonomics approach to measure pilot's cognitive incapacitation in the real world with EEG. Applied Human Factors and Ergonomics, 111-117.
- DeLuca, J., Genova, H. M., Hillary, F. G., ve Wylie, G., 2008. Neural correlates of cognitive fatigue in multiple sclerosis using functional MRI. Journal of the neurological sciences, 28-39.
- Dhillon, H. S., Singla, R., Rekhi, N. S., ve Jha, R., 2009. EOG and EMG based virtual keyboard: A brain-computer interface. Computer Science and Information Technology.
- ESEN, F., 2000. Elektrodermal aktivite. Türkiye Klinikleri Tıp Bilimleri Dergisi, 20, 27-34.
- Fujita, K., Kinoshita, F., ve Touyama, H., 2018. Detection of cognitive decline due to mental fatigue using electroencephalogram. Systems, Man, and Cybernetics.
- Gandevia, S. C., 2001. Spinal and supraspinal factors in human muscle fatigue. Physiological reviews, 4011-4021.
- Giulio, C. D., Daniele, F., ve Tipton, C. M., 2006. Angelo Mosso and muscular fatigue: 116 years after the first Congress of Physiologists: IUPS commemoration. Advances in physiology education, 30, 51-57.
- Glaus, A., 2012. Fatigue in patients with cancer. Analysis and Assessment 114-159.

- Gohara, T., Mizuta, H., Takeuchi, I., Tsuda, O., Yana, K., Yanai, T., Kishi, N., 1996. Heart rate variability change induced by the mental stress: the effect of accumulated fatigue. Biomedical Engineering, 367-369.
- Hancock, P. A., ve Desmond, P. A., 2001. Active and passive fatigue states. Stress, Workload And Fatigue, 455-465.
- Head, J., Tenan, M. S., Tweedell, A. J., LaFiandra, M. E., Morelli, F., Wilson, K. M. ve Helton, W. S., 2017. Prior mental fatigue impairs marksmanship decision performance. Frontiers in physiology, 8, 680-688.
- Heaton, K. J., Williamson, J. R., Lammert, A. C., Finkelstein, K. R., Haven, C. C., Sturim, D., ve Quatieri, T. F., 2020. Predicting changes in performance due to cognitive fatigue: A multimodal approach based on speech motor coordination and electrodermal activity. The Clinical Neuropsychologist, 34, 1190-1214.
- Jaiswal, A., Babu, A. R., Zadeh, M. Z., Makedon, F., ve Wylie, G., 2021. Understanding Cognitive Fatigue from fMRI Scans with Self-supervised Learning. arXiv preprint arXiv:2106.15009.
- Jeon, J., ve Cai, H., 2021. Classification of construction hazard-related perceptions using: Wearable electroencephalogram and virtual reality. Automation in Construction, 132, 103975.
- Ji, Q., ve Yang, X., 2002. Real-time eye, gaze, and face pose tracking for monitoring driver vigilance. Real-time imaging, 8, 357-377.
- Job, R. S., ve Dalziel, J., 2000. Defining fatigue as a condition of the organism and distinguishing it from habituation, adaptation, and boredom. In Stress, workload, and fatigue, 466-476.
- Johansson, B., Berglund, P., ve Rönnbäck, L., 2009. Mental fatigue and impaired information processing after mild and moderate traumatic brain injury. Brain injury, 23, 1027-1040.
- Johansson, B., Starmark, A., Berglund, P., Rödhölm, M., ve Rönnbäck, L., 2010. A self-assessment questionnaire for mental fatigue and related symptoms after neurological disorders and injuries. Brain injury, 24, 2-12.
- Kamrani, E., 2014. On-chip integrated functional near infra-red spectroscopy (fNIRS) photoreceiver for portable brain imaging. École Polytechnique de Montréal, 200-211.
- Lee, K. F. A., Gan, W.-S., ve Christopoulos, G., 2021. Biomarker-informed Machine Learning model of cognitive fatigue from a heart rate response perspective. Sensors, 21, 3843.
- Marcora, S. M., Staiano, W., ve Manning, V., 2009. Mental fatigue impairs physical performance in humans. Journal of applied physiology.

- Martin, K., Staiano, W., Menaspà, P., Hennessey, T., Marcora, S., Keegan, R., ve Rattray, B., 2016. Superior inhibitory control and resistance to mental fatigue in professional road cyclists. Plos One, 11, 159907.
- Matuz, A., van der Linden, D., Kisander, Z., Hernádi, I., Kázmér, K., ve Csathó, Á., 2021. Enhanced cardiac vagal tone in mental fatigue: Analysis of heart rate variability in Time-on-Task, recovery, and reactivity. Plos One, 16, 238670.
- Mizuno, K., Tanaka, M., Yamaguti, K., Kajimoto, O., Kuratsune, H., ve Watanabe, Y., 2011. Mental fatigue caused by prolonged cognitive load associated with sympathetic hyperactivity. Behavioral and Brain Functions, 7, 1-7.
- Murugan, S., Selvaraj, J., ve Sahayadhas, A., 2020. Detection and analysis: driver state with electrocardiogram (ECG). Physical and engineering sciences in medicine, 43, 525-537.
- Pan, T., Wang, H., Si, H., Li, Y., ve Shang, L., 2021. Identification of Pilots' Fatigue Status Based on Electrocardiogram Signals. Sensors, 21, 3003.
- Paolicelli, D., Manni, A., Iaffaldano, A., Tancredi, G., Ricci, K., Gentile, E., ve Trojano, M., 2021. Magnetoencephalography and High-Density Electroencephalography Study of Acoustic Event Related Potentials in Early Stage of Multiple Sclerosis: A Pilot Study on Cognitive Impairment and Fatigue. Brain sciences, 11, 481.
- Papakostas, M., Rajavenkatanarayanan, A., ve Makedon, F., 2019. Cogbeacon: A multi-modal dataset and data-collection platform for modeling cognitive fatigue. Technologies, 7, 46.
- Park, J., Jeong, H., Park, J., ve Lee, B. C., 2018. Relationships between cognitive workload and physiological response under reliable and unreliable automation. Applied human factors and ergonomics, 3-8.
- Pattyn, N., Van Cutsem, J., Dessy, E., ve Mairesse, O., 2018. Bridging exercise science, cognitive psychology, and medical practice: Is “cognitive fatigue” a remake of “the emperor’s new clothes”? Frontiers in Psychology, 9, 1246.
- Pires, F. O., Silva-Júnior, F. L., Brietzke, C., Franco-Alvarenga, P. E., Pinheiro, F. A., De Franca, N. M., ve Meireles Santos, T., 2018. Mental fatigue alters cortical activation and psychological responses, impairing performance in a distance-based cycling trial. Frontiers in physiology, 227.
- Price, E., Moore, G., Galway, L., ve Linden, M., 2016. User centred design of a smartphone-based cognitive fatigue assessment application. Advances in Mobile Computing and Multi Media, 120-127.
- Rubio, S., Díaz, E., Martín, J., ve Puente, J. M., 2004. Evaluation of subjective mental workload: A comparison of SWAT, NASA- TLX, and workload profile methods. Applied psychology, 53, 61-86.

- Salam, H., Marcora, S. M., ve Hopker, J. G., 2018. The effect of mental fatigue on critical power during cycling exercise. European journal of applied physiology, 118, 85-92.
- Staub, F., ve Bogousslavsky, J., 2001. Fatigue after stroke: a major but neglected issue. Cerebrovascular Diseases, 12, 75-81.
- Sun, Y., Lim, J., Meng, J., Kwok, K., Thakor, N., ve Bezerianos, A., 2014. Discriminative analysis of brain functional connectivity patterns for mental fatigue classification. Annals of biomedical engineering, 42, 2084-2094.
- Tanaka, M., Ishii, A., ve Watanabe, Y., 2014. Neural effect of mental fatigue on physical fatigue: A magnetoencephalography study. Brain research, 1542, 49-55.
- Tanaka, M., Ishii, A., ve Watanabe, Y., 2015. Effects of mental fatigue on brain activity and cognitive performance: a magnetoencephalography study. Anat Physiol, 4, 1-5.
- Tanaka, M., Mizuno, K., Tajima, S., Sasabe, T., ve Watanabe, Y., 2009. Central nervous system fatigue alters autonomic nerve activity. Life sciences, 84, 235-239.
- Taylor, J. L., Todd, G., ve Gandevia, S. C., 2006. Evidence for a supraspinal contribution to human muscle fatigue. Clinical and experimental pharmacology and physiology, 33, 400-405.
- Trejo, L. J., Knuth, K., Prado, R., Rosipal, R., Kubitz, K., Kochavi, R., ve Zhang, Y., 2007. EEG-based estimation of mental fatigue: convergent evidence for a three-state model. Foundations of Augmented Cognition.
- Van Cutsem, J., De Pauw, K., Buyse, L., Marcora, S. M., Meeusen, R., ve Roelands, B., 2017. Effects of mental fatigue on endurance performance in the heat. Medicine & Science in Sports & Exercise, 49, 1677-1687.
- van der Linden, D., Massar, S. A., Schellekens, A. F., Ellenbroek, B. A., ve Verkes, R.-J., 2006. Disrupted sensorimotor gating due to mental fatigue: preliminary evidence. International journal of psychophysiology, 62, 168-174.
- Weinberg, R., ve Gould, D., 2003. Introduction to psychological skills training. Foundations of sport and exercise psychology 327-352.
- Zhang, Y., Chen, Y., ve Pan, Z., 2018. A deep temporal model for mental fatigue detection. Systems, Man, and Cybernetics, 1879-1884.
- Zhao, C., Zhao, M., Liu, J., ve Zheng, C., 2012. Electroencephalogram and electrocardiograph assessment of mental fatigue in a driving simulator. Accident Analysis & Prevention, 45, 83-90.

ÖZGEÇMİŞ

İlk, orta ve lise eğitimini Trabzon'da tamamladı. 2018 yılında Karadeniz Teknik Üniversitesi Elektrik Elektronik Mühendisliğinden mezun oldu. 2019 yılında Karadeniz Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Elektrik Elektronik Mühendisliğinde yüksek lisans eğitimine başladı.

Ulusal konferansta bir yayını bulunmaktadır. Ayrıca TÜBİTAK 1002 projesi kapsamında bursiyer öğrenci olarak çalışmaktadır.

