



EEG SİNYALLERİNİ KULLANARAK 2B VE 3B HİBRİT BİR VİDEONUN AYRINTILI KANAL/LOB ANALİZİ

¹Negin MELEK , ²Mesut MELEK , ³Temel KAYIKÇIOĞLU 

^{1,3}Karadeniz Teknik Üniversitesi, Mühendislik-Mimarlık Fakültesi, Elektrik-Elektronik Mühendisliği Bölümü, Trabzon, TÜRKİYE

²Gümüşhane Üniversitesi, Meslek Yüksekokulu, Elektronik ve Otomasyon Bölümü, Gümüşhane, TÜRKİYE

¹negin.manshour@ktu.edu.tr, ²mesutmelek@gumushane.edu.tr, ³tkayikci@ktu.edu.tr

(Geliş/Received: 24.06.2021; Kabul/Accepted in Revised Form: 10.09.2021)

ÖZ: İnsan gözünün yapısına göre 2 Boyutlu (2B) ve 3B parçalardan oluşan video analizinde ani geçiş ve sabit durumların değerlendirilmesi önemlidir. Bu çalışmada, insan beyin sinyallerinin güç spektrum yoğunluğu (GSY), 2B ve 3B hibrit video izleme sonucunda analiz için dikkate alınmıştır. İnsanların yorulunca derinlik algısının kaybettiğini daha önceki çalışmalarımızda iddia etmiştik. Bu çalışmada, rastgele 2B ve 3B parçalardan oluşan, tek akışlı bir anaglif video sağlanmıştır. 2B ve 3B hibrit video çalışmasında, beyin sinyal analizinde kısa zamanlı Fourier dönüşümüne (KZFD) dayalı GSY ve spektrogram adı verilen görsel temsil kullanılmıştır. Tüm EEG frekans bantları test edildikten sonra, spektrogram çizelgesindeki 2B ve 3B parçaların karşılaştırılmasında GSY farkı dikkate alınarak, delta bandı baskın bant olarak seçilmiştir. Bu banttan çıkarılan öznitelikler iki popüler sınıflandırıcı tarafından sınıflandırılmıştır. Bunlar destek vektör makinesi (DVM) ve doğrusal ayırma analizi (DAA) algoritmalarıdır. Sonuç olarak, frontal ve temporal loblar, 2B ve 3B geçişlerin sınıflandırılmasında diğer loblara göre daha iyi sonuçlar göstermektedir. Öznitelik çıkarma yöntemi olarak kullanılan istatistiksel fonksiyonlar ve Hjorth parametreleri sonucunda DVM ve DAA algoritmaları için sınıflandırma başarıları sırasıyla %68 ve %79 olarak hesaplanmıştır.

Anahtar Kelimeler: 2B ve 3B, EEG, Kararlı-durum, Öznitelik çıkarma, Sınıflandırma

Detailed Channel/Lob Analysis of a 2D and 3D Hybrid Video Using EEG Signal

ABSTRACT: It is important to evaluate sudden transition and steady-states in video analysis consisting of 2 dimensional (2D) and 3D tracks, regarding the human eye structure. In this study, the power spectrum density (PSD) of the human brain signals was taken into consideration for analysis as a result of a 2D and 3D hybrid video watching. We claimed in our previous studies that people lose their depth perception when they get tired. In this study, a single stream anaglyph video consisting of random 2D and 3D tracks is provided. In 2D and 3D hybrid video study, PSD based on short-time Fourier transform (STFT) and visual representation called spectrogram were used in brain signal analysis. After all EEG frequency bands have been tested, the delta band has been chosen as the dominant band, taking into account the difference of PSD in the comparison of 2D and 3D parts in the spectrogram chart. Extracted features from this band were classified by two popular classifiers. These are support vector machine (SVM) and Linear discriminant analysis (LDA) algorithms. Consequently, the frontal and temporal lobes show better results in the classification of 2D and 3D transitions than other lobes. As a result of statistical functions and Hjorth parameters used as feature extraction methods, classification success for SVM and LDA algorithms was computed as 68 % and 79 %, respectively.

Key Words: EEG, 2D and 3D, Steady-state, Classification, Feature extraction

GİRİŞ (INTRODUCTION)

Beyin iki simetrik yarım küreden oluşmaktadır. Yarım kürelerin her biri dört loba bölünmüştür: Ön lob ve ya frontal, parietal, temporal, ve oksipital. Frontal lob, bilişsel işlevler, hareket veya istemli aktivitenin kontrolü için önemlidir. Parietal lob ısı, tat, dokunma ve hareketle ilgili bilgileri işlemektedir. Temporal lob anıları işleyerek duyu organlarıyla bütünleştirmeye çalışır, ve son olarak oksipital lob görmeden sorumludur.

Bilindiği gibi, beyin nöron adı verilen milyarlarca haberciden oluşur. Bu hücreler, kimyasal sinyaller yayarak diğer nöronlara bağlanır; bu ölçülebilir sinyaller beyin aktivitesinin değerlendirilmesine yardımcı olur. Beyin nöronlarının iyonik voltaj dalgalanmaları insanın tüm fonksiyonlarında anahtar rolü oynar. Bu voltajlardaki dalgalanmalar, akım ve son olarak elektrik alanının oluşumuyla sonuçlanır. Beyin nöronlarındaki bu dalgalanmaların ölçümü elektroensefalografi (EEG) olarak adlandırılır (Teplan, 2002). Aslında, bu sinyal kortikal sinir hücresi inhibitörü ve uyarıcı postsinaptik potansiyellerin sonucudur (Subha ve diğ., 2010). EEG'nin zayıf mekânsal duyarlılığına rağmen, taşınabilirlik, kolaylık, yüksek hassasiyetli zaman ölçümleri ve başka özellikleri dahil olmak üzere büyük potansiyeli nedeniyle bir çok araştırmada kullanılmaktadır. Bu sinyal, kafa derisinin farklı kısımlarına elektrotlar yerleştirilerek ölçülür. 0.1 ila 100 Hz arasındaki EEG sinyallerinin frekans aralıklarına göre beş alt bölüme ayrılır: delta (δ , 0.1-4), teta (θ , 4-8), alfa (α , 8-13), beta (β , 13-30) ve gama (γ , > 30). İnvaziv olmayan EEG sinyalinin genliği yaklaşık 100 μ V 'dir (Voiculescu ve diğ., 2015), (Ahmed ve Abbas, 2015).

EEG sinyallerinin örüntülerinden elde edilen bilgiler, hastalık teşhisi hakkında ön görüş sağlar. Alzheimer hastalığı (Houmani ve diğ., 2018), (Jeong, 2004), epilepsi (Smith, 2005), (Rémi, 2009) tümörler (Preuß ve diğ., 2015), (Salai Selvam ve Shenbaga Devi, 2015) demans (Al-Qazzaz ve diğ., 2014), beyin hasarı (Lianyang Li ve diğ., 2015) ve diğer birçok nörolojik hastalık teşhisini kolaylaştırır ve hızlandırır. Uygun bir sinyal işleme yöntemi uygulayarak ve etkili bir sınıflandırıcı seçimi sayesinde, EEG anormal sinyalleri normal sinyallerden kolayca ayırt edilmesi mümkündür.

EEG tıbbi uygulamalarına ek olarak, nöro oyun, nöro oyuncaklar, sanal gerçeklik gibi nöro eğlence alanları için ör. beyin sinyali üzerinde 2B ve 3B oyun etkisi (Khairuddin ve diğ., 2013) ve 3B TV'nin görsel yorgunluğunun araştırılması (Jeong ve diğ., 2015) kullanılabilir. Sanal dünya deneyimi VR kulaklıkları ve EEG sinyalleri aracılığıyla yaygın hale gelmiştir. Bu sinyaller müzik üretimi gibi işlemlerde de kullanılmaktadır (Lenc ve diğ., 2018).

EEG aracılığıyla 2B ve 3B teknolojisinin incelenmesinde gözün çalışma prensibi hakkında bilgi edinmek önemlidir. Bu arada göz ve beyin nasıl çalıştığını öğrenmek de yararlı olacaktır. İnsanlar çevrelerini yaklaşık 6 cm mesafede olan ve iki yöne bakan iki gözle görüyorlar (Nityananda ve Read, 2017). Göz ve beyin, çalışma sırasında gelişen "görsel sistem" adı verilen bir birim oluştururlar. İnsan görüşü kavramında, sağ ve sol gözlerin görebildiği alanlar bir dereceye kadar üst üste bindirilir. Görme alanının çoğu iki gözle, yani binoküler şeklinde görülür (Zhu ve diğ.), (Forrester ve diğ., 2016). Sağlıklı binoküler görmenin stereo vizyon adlı çok ilginç bir özelliği vardır. Aslında bu özellik, hafif bir açı değişikliği ile iki gözün gördüğü görüntülerin birleşimidir. İki gözün görünümü arasındaki büyük benzerliğe rağmen, her göz özel görsel bilgileri yakalar. Bu bilgi işlenmek üzere beyne gönderilir. Benzerlikleri eşleştirerek ve küçük farkları ekleyerek, son görüntüde büyük bir fark elde edilir. Bu görüntü üç boyutlu görüntüdür. Binoküler görmenin bu kadar önemli olmasının nedenlerinden biri, nesnelerin derinliğini ve ilişkilerini algılamasına izin vermesidir. Görme ve beyin fonksiyonu arasındaki ilişki birçok çalışmanın konusu olmuştur (Patterson, 2007), (Fischmeister ve Bauer, 2006), (Zwezdockhina ve Antipov, 2018), (Ramadan ve diğ., 2017).

Literatür taraması sonucunda 2B, 3B ve EEG uygulamaları üzerine yapılan bir çok çalışmaya rastlamaktayız. Bu çalışmalar 2B ve 3B teknolojisinin EEG ile incelenmesinde göz yorgunluğu tespiti (Han ve diğ., 2017), (Chen ve diğ., 2013), 2B ve 3B oyun analizi (Khairuddin ve diğ., 2013), (Minchev, 2013) beyin dalgalarındaki güç spektrumu farklılıklarının tespiti (Manshour ve Kayikcioglu, 2019) ve stereoskopik eşitsizliğin olaya ilişkin potansiyeller üzerindeki etkilerinin araştırılması olarak sınıflandırılabilir.

EEG tabanlı 2B ve 3B konsantrasyon oyunları kullanılarak, tıbbi alanlarda etkili olabilecek bir nörofeedback sistemi geliştirilmiştir (Wang ve diğ., 2010). Bu çalışmada oksipital lobdan sadece bir EEG kanalı, gerçek zamanlı uygulamaların hızlı olması ve kanal sayısının az olması açısından seçilmiştir. 2011 yılına kadar, 2B ve 3B görselleştirme sistemlerinin kantitatif yararları üzerine çok az çalışma yapılmıştır. Oddball paradigmasındaki P300 yanıtının hedef tespit kullanımı için 2B ve 3B uyaranlarda değişimi çalışmanın temel konusunu oluşturmaktadır (Ting ve diğ., 2011). Başka bir 2B ve 3B teknolojisi çalışmasında (Kober ve diğ., 2012), 29 gönüllüde sanal mekânsal navigasyon denemesi gerçekleştirilmiştir. 2B ve 3B eğlence oyunları analizi açısından farklı çalışmalar yapılmıştır. Bu çalışmaların amacı, oyun sırasında 2B ve 3B oyun konsollarını kullanırken göz yorgunluğunun derecesini araştırmaktır (Chen ve diğ., 2013). Beyin sinyallerinin düzenliliği ve bu iki durumun beyin sinyallerinde nasıl bir fark yarattığı farklı çalışmalarda araştırılmıştır (Minchev, 2013), (Mumtaz ve diğ., 2013), (Khairuddin ve diğ., 2013). 2B ve 3B teknolojisinin oyunlarda ve göz yorgunluğunda bir etkisi olup olmadığı da incelenmiştir (Chen ve diğ., 2013), (Chen ve diğ., 2014), (Zou ve diğ., 2015). Chen ve diğerleri tarafından, uzun süreli 3B TV izlemeden sonra, alfa ritminin prefrontal ve frontal bölgelerde önemli ölçüde azaldığı gözlemlenmiştir. Ayrıca, prefrontal, frontal, parietal, ve temporal bölgelerde beta aktivitesinde önemli bir azalma tespit edilmiştir ve teta ritmindeki bağıl enerjinin ortalama değerinde anlamlı bir değişiklik görünmemiştir. İnsan beyin bantlarındaki yorgunluk faktörlerinin analizinde farklı sonuçlar çeşitli çalışmalarda bildirilmiştir (Belyavin ve Wright, 1987), (Subasi, 2005), (Jap ve diğ., 2009).

Bu çalışmanın temel amacı, rastgele 2B ve 3B parçalardan oluşan tek bir hibrit videoda geçiş anının kapsamlı EEG analizidir. 3B insan görme yeteneğine dayanarak, bu geçiş anının analizi insan yorgunluğu durumunda bir hipoteze yol açabilir. İnsanlar yorgunken, derinlik algılarının boyut kaybedeceğini iddia ediyoruz. Böyle bir koşul altında, 3B'den 2B'ye (3B_2B) ani bir geçiş olabilir. Mevcut çalışmanın hipotezini test etmek için, kritik geçişi devre dışı bırakarak kararlı-durum koşullarını içeren epoklar rastgele 2B ve 3B geçişleri olan videoda dikkate alınmıştır. KZFD'ye dayanarak EEG davranışı, spektrogram grafiğine göre farklı beyin loblarını temsil eden kanallarda analiz edilmiştir. Bu zaman-frekans görsel sunum ve GSY farkını kullanarak, EEG'nin önemli frekans bantları ve baskın zaman aralıkları hakkında fikir sahibi olacağız.

YÖNTEMLER VE TEST PROTOKOLÜ (METHODS AND TEST PROTOCOL)

Gönüllüler (Volunteers)

Nörofizyolojik bozukluğu olmayan dokuz gönüllü (4 kadın ve 5 erkek) deneylere katıldı. Gönüllülerin yaş ortalaması ve standart sapması (SS) sırasıyla 34.12 ve 2.072'dir. Gönüllü bireylere testin tüm aşamaları ayrıntılı olarak açıklandı ve gereksiz göz kırpması ve vücut hareketlerini en aza indirmeleri istendi.

Hibrit Video Hazırlama (Hybrid Video Creation)

TV özelliklerine istinaden (Manshourri ve Kayikcioglu, 2019), hibrit videoyu tek akışlı bir şekilde sunmak için anaglif gözlüğün bu senaryoda uygun olması görülmüştür. Çünkü bu gözlük çalışma prensibine göre (Kim ve diğ., 2011) her hangi bir görüntüleme sistemine bağlı değildir. Saw videonun (3DN3D, 2019) 3B versiyonu "Xilisoft 3D Video Converter" (Xilisoft, 2019) ile 2B'ye dönüştürüldü ve "IQ mango 3D Converter" programı aracılığıyla 3B anaglif formuna getirildi (IQmango, 2019). Bir sonraki adımda, 8 saniyelik kısa parçalar "Idoo video editor pro" (Idoo, 2019) ile birleştirildi. Son olarak, 135 saniyelik 2B ve 3B rastgele sekiz saniyelik parçalardan oluşan tek bir anaglif video elde edildi.

EEG Kaydı ve Veri Kümesi (EEG Recording and Dataset)

Önerilen çalışma için, Karadeniz Teknik Üniversitesinin tıp fakültesinde 14.12.2018 tarihinde Bilimsel Araştırmalar Etik Kurul Başkanlığı tarafından 2018/286 sayılı ve 24 237 859-806 nolu etik kurul kararı alınmıştır. EEG kayıtları Trabzon Karadeniz Teknik Üniversitesi'nin EEG laboratuvarında alınmıştır. Tüm elektrotlar, uluslararası 10-20 sistemine göre kafa derisine yerleştirilmiştir. EEG sinyalleri 21 kanallı bir kep "Brain Quick EEG Sistemi (Micromed, İtalya)" ile elde edilmiştir. Kanallar Fp1, Fpz, Fp2, F3, F4, F7, F8, C3, C4, Fz, P3, P4, Pz, O1, O2, T3, T4, T5, T6, Oz ve Cz (referans elektrodu) dır. EEG verileri 512 Hz'de örneklendi ve cilt empedansı 10 K Ω altında tutuldu. Tüm deneklerden TV standından yaklaşık 85 cm uzakta rahat bir sandalyede oturmaları ve gereksiz hareketlerden, baş sallama ve vücut hareketlerinden kaçınmaları istendi. Her kayıt 135 saniye sürdü ve 5 kez tekrarlandı. EEG cihazında, 0.1-120 Hz arası için bir bant geçiren ve şebeke gürültüsünden kurtulmak için 50 Hz'lik bir çentik filtre uygulanmıştır.

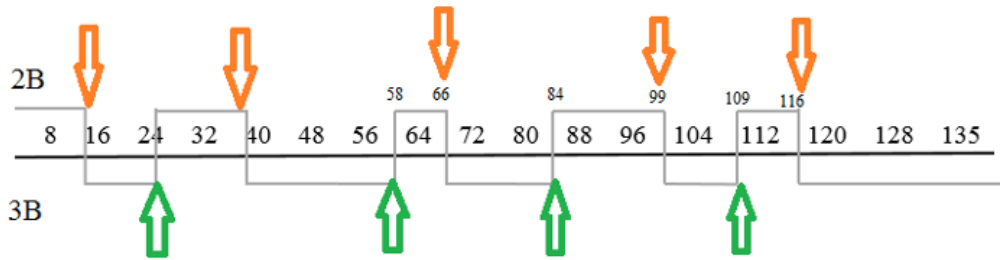
Senaryo (Scenario)

Analizde toplam 10 kararlı-durum bölgesi vardır. Epok kategorisinde Çizelge 1'de görüldüğü gibi 4 saniyelik pencere uzunluğu dikkate alınmıştır. Daha önce söylendiği gibi, her kayıt 5 kez tekrarlanmıştır. Bu nedenle, 4 saniyelik pencere uzunluğu ve 10 kararlı bölgenin mevcut olması nedeniyle, toplam 50 epok analize dahil edildi. 8 saniyelik 2B ve 3B rastgele parçalardan oluşan video sekansının bir EEG kayıt örneği Şekil 1'de gösterilmiştir. Bu parça uzunlukları rastgele olarak seçilmiştir. Şekil 1'de, turuncu renkli oklar 2B den 3B geçişlerini (2B_3B) ve yeşil oklar 3B_2B geçişlerini temsil etmektedir.

Çizelge 1. Kararlı-durumu kapsayan pencerelerin epok uzunluğu saniye cinsinden

Table 1. Epoch length of windows covering steady state in seconds

2B	3B
9-13	17.5-21.5
33-37	51-55
60.5-64.5	77-81
92-96	102-106
110.5-114.5	122-126



Şekil 1. Hibrit video detayları

Figure 1. Hybrid video details

Veri İşleme (Data Processing)

EEG Veri Ön İşleme (EEG Data Preprocessing)

EEG sinyallerinin küçük genliği nedeniyle, 100 μV 'den büyük değerler artefaktlar olarak kabul edilmiştir. Bu çalışmada, gürültü ve artefaktın ham EEG verileri üzerindeki etkilerini en aza indirmek için, 20 kanaldan oluşan analizde her bir birey için 15 denemenin ortalaması hesaplanmıştır. Daha sonra,

EEG sinyalleri çentik filtre (50 Hz) ve üçüncü dereceden bant geçiren Butterworth filtresinden (1-55 Hz) geçirilmiştir. Filtre derecesi deneme yanılma yöntemi ile üç olarak seçilmiştir.

EEG Sinyalinin Ön Analizi (Preliminary Analysis of The EEG Signal)

Zaman-Frekans Analizi ve Bant Seçimi (Time-Frequency Analysis And Band Selection)

İşlenmiş veriler hakkında daha etkili bir fikir elde etmek için zaman-frekans analizi uygulanmıştır. Böylece, 2B ve 3B geçiş analizinde, GSY'nin maksimum farkını ve yoğun frekans aralığını temsil eden zaman aralıkları dikkate alınmıştır. Bu amacı gerçekleştirmek için KZFD'e (Harris, 1987) dayanan spektrogram yöntemi kullanılmıştır. KZFD sinyalin yerel frekans içeriğini kayan pencerelerle analiz eden bir tekniktir (Hlawatsch ve Boudreaux-Bartels, 1992). Bu pencerenin genişliğini ayarlayarak öngörülemeyen EEG sinyalleri hakkında değerli bilgiler elde edilebilir. EEG sinyallerinin bilinmeyen doğası nedeniyle, bu çalışmada yumuşak davranışlı Hanning penceresi seçilmiştir. Bu pencerenin uygun özellikleri arasında, dar yan loblarından farklı olarak geniş bir zirveye sahip olmasıdır. Bu nedenle, bu çalışmada istenen frekans aralığı dikkate alınarak, ilgili zaman ve frekans çözünürlüğünü yakalamak için 512 örnek uzunluğu, pencere boyutu olarak kabul edilmiştir. Pencerenin üst üste binmesi "pencere boyutu -1" olarak dikkate alınmıştır (Manshouri ve diğ., 2020).

Her bir alt veri setindeki 9 gönüllüye ait tüm epokların ortalama EEG güç spektrogramı 20 kanal için ayrı ayrı elde edilmiştir. Sonuç olarak, etkili zaman pencereleri için ortalama EEG güç spektrogramları incelendiğinde, baskın frekans ve kanallar üzerindeki 2B ve 3B kararlı-durum bölgelerinin ortalama güç spektrogramları arasında farklılıklar gözlemlenmiştir. Bir sonraki adımda, bu bölümden elde edilen baskın bant ve zaman aralıkları göz önünde bulundurularak 4 saniyelik epoklar için, 2, 3 ve 4 Hz frekanslarda 1-1.5 ve 1.5-3 saniye zaman aralıklarını seçerek, öznelik çıkarma işlemi gerçekleştirilmiştir.

Öznelik Çıkarma (Feature Extraction)

KZFD tabanlı spektrogram grafiği değerlendirildiğinde, baskın bant ve zaman aralıklarında iki farklı öznelik çıkarma yöntemi kullanılmıştır. Bunlardan biri istatistiksel fonksiyonlardan standart sapma (SS) ve maximum (max), diğeri ise Hjorth parametreleri (Oh ve diğ.) dir.

Sınıflandırma Teknikleri ve Performans Değerlendirmesi (Classification Techniques and Performance Evaluation)

Bu makalede, destek vektör makinesi (DVM) ve doğrusal ayırma analizi (DAA) içeren sınıflandırma algoritmaları 2B ve 3B hibrit video izleme tanısında birbirleriyle karşılaştırılmıştır.

Örüntü tanımada, araştırmancın kabul edilebilir bir performansın elde edilmesinde sınıflandırma etkinliğinin büyük önem taşıdığı bilinmektedir. Genel olarak, DVM sınıflandırma algoritması yüksek boyutlu, doğrusal olmayan ve küçük veri setlerinde problem çözmede iyi sonuçlar verdiği öne sürülmektedir (Ramos-Aguilar ve diğ.). DVM algoritmasının temel prensibi giriş verileri üzerindeki öğrenme adımlarını tekrarlayarak sınıflar arasında maksimum marj ile optimum hiperplanlar bulmaktır (Lin ve diğ., 2008). Doğrusal olmayan çekirdek fonksiyonu, veri analizinin çok boyutlu özellik alanına aktarılmasına izin verir (Li ve diğ., 2014). Çekirdek fonksiyonunun farklı çeşitleri nedeniyle uygun bir fonksiyon seçmek önemlidir. Bu çalışmada radyal temel fonksiyonu (RTF) kullanılmıştır. İlgili çekirdek fonksiyonu (Manshouri ve diğ., 2020) 'te tanımlanmıştır.

DAA, herhangi bir veri setinde sınıflar arası varyansın sınıf içi varyansa oranını en üst düzeye çıkarır, böylece maksimum ayrıla bilirliği garanti eder (Coyle ve diğ., 2005), (Neto ve diğ., 2016). DAA, iki veya daha fazla sınıfı ayırarak ve yüksek boyutlu bir alandaki özellikleri daha düşük boyutlu bir alana yansıtarak gruplar arasındaki farklılıkları modelleyen bir algoritmadır.

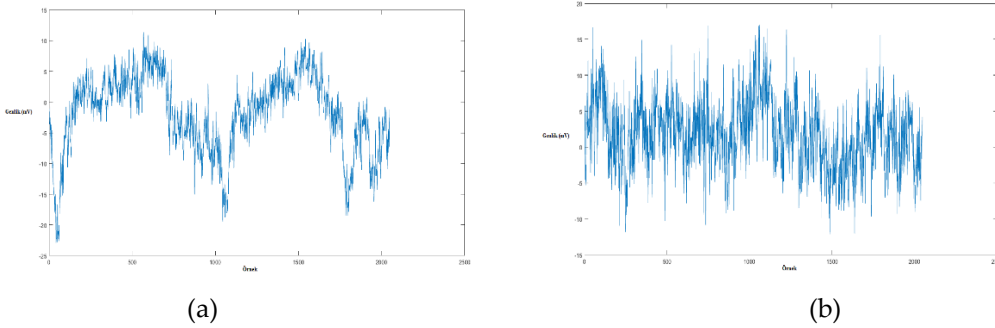
Bu çalışmada, veri seti eğitim ve test olarak ikiye ayrılmıştır. Şanssız bölünmeyi önlemek için sınıflandırma işlemi 20 kez tekrarlanmıştır. Eğitim verisinde 10-kat çapraz doğrulama metodu

kullanılarak, sınıflandırıcıların optimum parametreleri belirlenmiştir. 2B epokları pozitif ve 3B epokları negatif sınıfı oluşturmaktadır.

BULGULAR (RESULTS)

EEG verilerinin zaman-frekans analizinde, ortalama epoklar için ortalama güç spektrumlarının farkı 20 kanal için gösterilmiştir. Böylece bu geçiş sınıflandırmasında baskın zaman aralıkları ve etkin frekans bandı belirlenmiştir. Sonuç olarak, delta bandı, 1-1.5 ve 1.5-3 saniye zaman aralıkları güç farkını temsil eden en iyi kriterler olarak dikkate alınmıştır. Her kanaldaki 9 kişinin DVM sınıflandırma sonuçları standart sapma (SS), maximum (max) ve Hjorth öznelik çıkarma yöntemleri için sırasıyla Çizelge 2 ve 3'te gösterilmiştir. Benzer şekilde, DAA sınıflandırma sonuçları sırasıyla Çizelge 4 ve 5'te sunulmuştur. Bu tablolarda F harfiyle başlayan kanallar (Fp1, Fpz, Fp2, F3, F4, F7, F8, Fz) frontal lobunu, T harfiyle başlayan kanallar (T3, T4, T5, T6) temporal lobunu temsil etmektedir. Benzer şekilde oksipital lobu kanalları (O1, O2, Oz), parietal ve merkezi lobların kanalları sırasıyla (P3, P4, Pz) ve (C3, C4) ile gösterilmektedir. Kıyaslamak amaçlı, oksipital ve frontal loblarına ait denemelerin ortalaması Şekil 2'de gösterilmiştir.

20 kanaldaki 9 gönüllünün sınıflandırma sonuçlarına bakıldığında, DAA ve Hjorth yöntemlerinin daha başarılı olduğu göz ardı edilemez. Genel bir bakış açısıyla, frontal, temporal ve kısmen parietal loblar oldukça başarılı görünmektedir. DAA sınıflandırma algoritmasında genel ortalama sınıflandırma sonucu göz önüne alındığında, F8 ve Oz sırasıyla % 63.42 ve % 66.67 başarı ile SS, max ve Hjorth yöntemlerinde en iyi sonuçları veren kanallar olarak seçilmiştir. Çalışmadaki sınıflandırma problemi ikili olduğuna rağmen, hesaplanan değerler düşüktür. Bunun için, farklı yöntemler kullanılarak sonuçların artırılması gerekmektedir.



Şekil 2. Oksipital ve frontal loblarına ait kanal karşılaştırması, (a) Frontal, (b) Oksipital
Figure 2. Channel comparison of occipital and frontal lobes, (a) Frontal, (b) Occipital

Oylama İşlemini Kullanarak Temporal ve Frontal Lob Aktivitesi (Temporal and Frontal Lobe Activity Using The Voting Process)

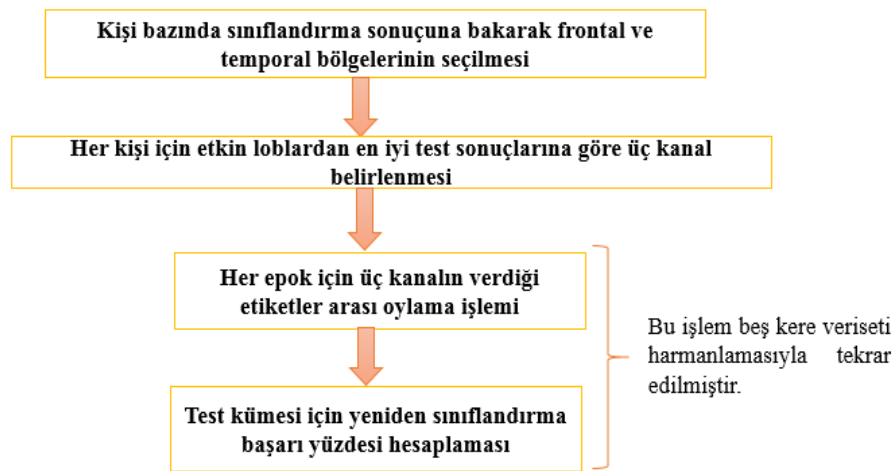
En yüksek doğruluk oranına sahip üç kanal, her bir sınıflandırıcı için Çizelge 6'da listelenmiştir. Önceki bölümde sunulan sonuç çizelgeleri dikkate alındığında, temporal ve frontal loblardan kanalların etkili ve baskın olduğu görülebilmektedir. Bu nedenle, bu bölgelerin 2B ve 3B video izlemesinde daha önem taşıdığını ifade edebiliriz. Sınıflandırma sonuçlarını iyileştirmek için, her kişide en iyi doğruluğa sahip frontal ve temporal loblardan üç kanal Çizelge 7'de tanımlanmıştır. Böylece Çizelge 6'da parietal, oksipital ve merkezi loblara ait kanallar, frontal ve temporal loblardan en iyi kanallarla yer değiştirmişlerdir.

Sınıflandırma süreci sonucunda en iyi üç kanal kombinasyonu seçildikten sonra, sonuç iyileştirme analizi etiketler arası oylama ile yapılmıştır (Kayıkcioglu ve diğ., 2015). Çizelge 8'de özetlenmiş olan bu karar mekanizmasında, her bir epok için karar verme şekli açıklanmıştır. Bu karar mekanizması Tahmini

epok etiketi 1 veya "2B" olarak değerlendirilmek için iki (veya üç kanal) etiketi 1 olmalıdır. Diğer taraftan, iki veya üç kanalın tahmini epok etiketi 2 olursa o epok "3B" olarak sınıflandırılır.

Bu nedenle, önerilen hipotezde, her iki öznitelik çıkarma yönteminde, delta bandından sadece 2, 3 ve 4 Hz ve beyin bölgelerinden tempoaral ve frontal loblar 2B ve 3B kararlı-durum analizini sınıflandırmak için kullanılmıştır. Bu arada oylama akış şeması Şekil 3'te gösterilmiştir. Oylama süreci kullanılarak 9 gönüllünün 2B ve 3B kararlı-durum sınıflandırma sonuçları Çizelge 9'da sunulmuştur.

Dokuz gönüllü arasında en yüksek ortalama test performansı, Hjorth öznitelik çıkarma yöntemi ve DAA sınıflandırıcısı ile K3'te %90 olarak hesaplanmıştır. Çizelge 7'de, bu başarı F8, F7 ve F4 kanalları arasında oylama ile elde edilmiştir. Genel olarak, Çizelge 9'a bakıldığında, en iyi ortalama test performansı, Hjorth öznitelik çıkarma yöntemi için DAA sınıflandırmasında %79 olarak belirlenmiştir.



Şekil 3. Temporal ve frontal lob etkinliğinin oylama akış şeması
Figure 3. Voting flowchart of temporal and frontal lobe activity

Çizelge 2. DVM sınıflandırıcısının sonuçları (SS, max)

Table 2. Results of the DVM classifier (SS, max)

Kanal	K1	K2	K3	K4	K5	K6	K7	K8	K9	Ortalama
Fp1	50	58.33	62.5	54.17	54.17	41.67	66.67	50	54.17	54.63
Fpz	50	62.5	54.17	54.17	54.17	50	62.5	45.83	50	53.7
Fp2	58.33	54.17	54.17	54.17	54.17	54.17	62.5	45.83	50	54.16
F3	75	66.67	54.17	70.83	66.67	41.67	62.5	54.17	54.17	60.65
F4	58.33	62.5	58.33	62.5	70.83	66.67	70.83	29.17	58.33	59.72
F7	54.17	41.67	54.17	70.83	45.83	41.67	54.17	66.67	66.67	55.09
F8	54.17	66.67	58.33	58.33	54.17	62.5	58.33	54.17	50	57.4
C4	45.83	58.33	62.5	70.83	54.17	50	66.67	54.17	50	56.94
C3	62.5	54.17	58.33	50	50	50	75	41.67	50	54.63
Fz	58.33	58.33	62.5	58.33	50	62.5	66.67	58.33	62.5	59.72
P3	50	66.67	62.5	41.67	62.5	62.5	62.5	66.67	54.17	58.79
P4	58.33	50	58.33	58.33	41.67	54.17	58.33	54.17	50	53.7
Pz	50	66.67	50	45.83	50	37.5	58.33	58.33	58.33	52.77
O1	50	45.83	54.17	50	50	50	54.17	70.83	54.17	53.24
O2	50	58.33	50	62.5	29.17	45.83	62.5	70.83	66.67	55.09
T3	58.33	50	50	45.83	62.5	50	58.33	62.5	54.17	54.62
T4	70.83	58.33	62.5	62.5	70.83	58.33	54.17	58.33	58.33	61.57
T5	50	58.33	54.17	41.67	45.83	58.33	58.33	45.83	58.33	52.31
T6	54.17	62.5	54.17	62.5	50	59.33	50	58.33	54.17	56.13
Oz	54.17	54.17	62.5	58.33	41.67	58.33	62.5	70.83	54.17	57.4

Çizelge 3. DVM sınıflandırıcının sonuçları (Hjorth)

Table 3. Results of the DVM classifier (Hjorth)

Kanal	K1	K2	K3	K4	K5	K6	K7	K8	K9	Ortalama
Fp1	54.17	50	62.5	62.5	54.17	54.17	70.83	54.17	62.5	58.33
Fpz	58.33	50	50	62.5	54.17	37.5	79.17	54.17	62.5	56.48
Fp2	66.67	50	50	66.67	58.33	45.83	66.67	50	70.83	58.33
F3	45.83	66.67	50	79.17	50	54.17	54.17	50	58.33	56.48
F4	58.33	75	50	62.5	41.67	75	45.83	66.67	41.67	57.41
F7	54.17	66.67	50	66.67	50	37.5	54.17	58.33	58.33	55.09
F8	58.33	58.33	66.67	54.17	50	70.83	37.5	41.67	54.17	54.63
C4	50	58.33	54.17	45.83	50	45.83	50	50	62.5	51.85
C3	58.33	62.5	54.17	62.5	45.83	54.17	70.83	75	62.5	60.65
Fz	54.17	62.5	58.33	62.5	45.83	70.83	45.83	70.83	62.5	59.26
P3	50	66.67	62.5	54.17	54.17	75	50	62.5	58.33	59.26
P4	45.83	54.17	62.5	50	58.33	41.67	62.5	50	58.33	53.7
Pz	41.67	58.33	54.17	54.17	62.5	66.67	66.67	62.5	66.67	59.26
O1	66.67	54.17	62.5	66.67	45.83	58.33	45.83	75	50	58.33
O2	66.67	58.33	54.17	62.5	37.5	54.17	50	75	62.5	57.87
T3	58.33	62.5	62.5	58.33	54.17	45.83	41.67	50	54.17	54.17
T4	58.33	62.5	45.83	50	50	70.83	62.5	58.33	50	56.48
T5	54.17	58.33	66.67	45.83	45.83	75	62.5	41.67	66.67	57.41
T6	70.83	62.5	50	66.67	37.5	75	54.17	58.33	62.5	59.72
Oz	54.17	58.33	62.5	83.33	45.83	70.33	45.83	87.5	50	62.04

Çizelge 4. DAA sınıflandırıcının sonuçları (SS, max)

Table 4. Results of LDA classifier (SS, max)

Kanal	K1	K2	K3	K4	K5	K6	K7	K8	K9	Ortalama
Fp1	62.5	50	66.67	66.67	54.17	62.5	70.83	70.83	58.33	62.5
Fpz	58.33	45.83	75	66.67	54.17	62.5	75	62.5	45.83	60.64
Fp2	58.33	45.83	75	66.67	58.33	62.5	79.17	70.83	54.17	63.42
F3	58.33	58.33	58.33	70.83	50	45.83	66.67	50	62.5	57.86
F4	58.33	54.17	75	62.5	62.5	66.67	66.67	58.33	54.17	62.03
F7	58.33	54.17	33.33	66.67	54.17	50	58.33	58.33	70.83	56.01
F8	62.5	54.17	75	66.67	58.33	70.83	58.33	62.5	45.83	61.53
C4	54.17	54.17	75	66.67	58.33	50	62.5	70.83	58.33	61.11
C3	58.33	50	79.17	58.33	66.67	54.17	50	66.67	45.83	58.79
Fz	50	66.67	54.17	37.5	58.33	66.67	58.33	70.83	54.17	57.4
P3	66.67	75	75	50	50	70.83	58.33	62.5	58.33	62.96
P4	45.83	58.33	66.67	58.33	50	50	58.33	54.17	70.83	56.94
Pz	54.17	70.83	66.67	62.5	58.33	58.33	54.17	58.33	58.33	60.18
O1	45.83	54.17	66.67	62.5	54.17	66.67	54.17	70.83	54.17	58.79
O2	50	54.17	66.67	58.33	54.17	62.5	58.33	70.83	62.5	59.72
T3	54.17	37.5	58.33	58.33	58.33	62.5	58.33	66.67	50	56.01
T4	75	58.33	54.17	50	66.67	54.17	58.33	54.17	58.33	58.79
T5	37.5	58.33	75	75	58.33	62.5	54.17	66.67	58.33	60.64
T6	54.17	45.83	62.5	58.33	58.33	62.5	45.83	54.17	66.67	56.48
Oz	66.67	50	66.67	58.33	50	58.33	62.5	62.5	70.83	60.64

Çizelge 5. DAA sınıflandırıcının sonuçları (Hjorth)*Table 5. Results of the LDA classifier (Hjorth)*

Kanal	K1	K2	K3	K4	K5	K6	K7	K8	K9	Ortalama
Fp1	58.33	62.5	62.5	66.67	50	75	62.5	58.33	58.33	61.57
Fpz	58.33	50	62.5	75	41.67	70.83	66.67	50	45.83	57.87
Fp2	62.5	50	58.33	62.5	50	70.83	66.67	41.67	37.5	55.56
F3	50	75	62.5	79.17	41.67	62.5	54.17	50	45.83	57.87
F4	66.67	75	66.67	62.5	70.83	79.17	58.33	54.17	58.33	65.74
F7	54.17	66.67	70.83	62.5	66.67	62.5	54.17	70.83	62.5	63.43
F8	62.5	50	79.17	75	70.83	66.67	75	58.33	62.5	66.67
C4	62.5	66.67	58.33	75	54.17	62.5	62.5	58.33	37.5	59.72
C3	45.83	50	62.5	58.33	54.17	62.5	62.5	79.17	58.33	59.26
Fz	58.33	79.17	66.67	62.5	62.5	70.83	50	50	75	63.89
P3	45.83	66.67	66.67	54.17	66.67	62.5	62.5	50	58.33	59.26
P4	62.5	70.83	70.83	50	62.5	50	58.33	58.33	58.33	60.19
Pz	70.83	62.5	41.67	66.67	83.33	75	54.17	50	62.5	62.96
O1	62.5	54.17	58.33	75	54.17	70.83	54.17	70.83	45.83	60.65
O2	70.83	58.33	50	70.83	62.5	62.5	58.33	66.67	62.5	62.5
T3	66.67	33.33	41.67	50	45.83	62.5	66.67	41.67	54.17	51.39
T4	54.17	75	58.33	37.5	50	58.33	66.67	70.83	66.67	59.72
T5	66.67	70.83	62.5	79.17	41.67	70.83	62.5	58.33	75	62.28
T6	66.67	66.67	54.17	83.33	66.67	75	54.17	50	79.17	66.2
Oz	62.5	58.33	45.83	62.5	50	83.33	54.17	87.5	62.5	62.96

Çizelge 6. 9 gönüllüde en iyi başarıyı yakalayan üç kanal*Table 6. Three channels with the best success in 9 volunteers*

	DVM		DAA	
	SS ve max	Hjorth	SS ve max	Hjorth
K1	F3, T4, C3	T6, Fp2, O1	T4, F8, P3	Pz, O2, T3
K2	F3, F8, P3	F4, F3, F7	P3, Pz, Fz	F3, F4, T4
K3	T4, Fz, Fp1	F8, T5, Fz	C3, T5, Fpz	F8, F7, P4
K4	F3, F7, C4	Oz, F3, T6	T5, F3, Fp1	T6, T5, F3
K5	F4, F8, Fz	Pz, P4, Fp2	F8, P3, O1	Pz, F4, T6
K6	F4, T4, F3	T5, T6, P3	T4, C3, Fp2	F4, T6, Pz
K7	C3, F4, Fp1	Fpz, C3, Fp1	Fp2, Fpz, Fp1	F8, Fpz, Fp2
K8	Oz, O1, O2	Oz, O1, O2	Fp2, Fp1, Fz	Oz, C3, F7
K9	F7, O2, Fz	Fp2, T5, Pz	F7, Oz, P4	T6, T5, Fz

Çizelge 7. Seçilen en iyi üç kanal (sadece Frontal ve temporal loblar dikkate alınarak)*Table 7. The three best selected channels (only considering the Frontal and temporal lobes)*

	DVM		DAA	
	SS ve max	Hjorth	SS ve max	Hjorth
K1	F3, T4, T3	T6, Fp2, T3	T4, F8, Fp1	T3, T5, T6
K2	F3, F8, Fpz	F4, F3, F7	Fz, F3, T5	F3, F4, T4
K3	T4, Fz, Fp1	F8, T5, Fz	T5, Fpz, Fp2	F8, F7, F4
K4	F3, F7, F4	F3, T6, F7	T5, F3, Fp1	T6, T5, F3
K5	F4, F8, Fz	Fp2, Fp1, Fpz	F8, Fp1, Fpz	F4, T6, F7
K6	F4, T4, F3	T5, T6, F8	T4, Fp1, T3	F4, T6, Fpz
K7	F4, Fp1, Fz	Fpz, Fp1, Fp2	Fp2, Fpz, Fp1	F8, Fpz, Fp2
K8	F7, Fz, T4	F4, T6, F7	Fp2, Fp1, Fz	F7, T4, T5
K9	F7, Fz, T4	Fp2, T5, T6	F7, T6, F3	T6, T5, Fz

Çizelge 8. Oylamaya göre belirlenen tahmini etiket*Table 8. Estimated label determined by voting*

Kanal 1	Kanal 2	Kanal 3	Tahmini etiket
1	1	1	1
1	1	2	1
1	2	1	1
1	2	2	2
2	1	1	1
2	1	2	2
2	2	1	2
2	2	2	2

Çizelge 9. Oylama işleminden sonra 2B ve 3B kararlı-durumu sınıflandırma sonuçları*Table 9. 2D and 3D steady-state classification results after voting*

		DVM		DAA	
		SS, max	Hjorth	SS, max	Hjorth
K1	Doğruluk	70	70	55	80
	Duyarlılık	75	80	77.78	83.33
	Özgüllük	100	60	54.55	75
K2	Doğruluk	70	70	65	85
	Duyarlılık	86	80	85.71	100
	Özgüllük	58.65	60	53.85	88.89
K3	Doğruluk	54	70	75	90
	Duyarlılık	69.42	70	81.82	100
	Özgüllük	55.4	50	66.67	66.67
K4	Doğruluk	70	70	65	80
	Duyarlılık	90	83.33	85.71	90
	Özgüllük	70	75	53.85	70
K5	Doğruluk	65	60	70	70
	Duyarlılık	73.33	75	83.33	78.57
	Özgüllük	80	50	75	83.33
K6	Doğruluk	65	75	70	75
	Duyarlılık	69.23	100	71.43	84.62
	Özgüllük	57.14	72.73	66.67	85.71
K7	Doğruluk	70	65	85	80
	Duyarlılık	80	69.23	90.91	91.67
	Özgüllük	60	57.14	77.78	87.5
K8	Doğruluk	50	60	80	70
	Duyarlılık	66.67	80	91.67	83.33
	Özgüllük	50	60	87.5	75
K9	Doğruluk	75	70	70	80
	Duyarlılık	73.33	90	83.33	91.67
	Özgüllük	80	70	75	87.5
Ortalama	Doğruluk	65.44	68	71.66	79
	Duyarlılık	75.88	80.84	82.63	89.24
	Özgüllük	67.91	61.65	67.94	79.96

TARTIŞMA (DISCUSSION)

Senaryo bulguları açısından, hibrit anaglif videonun 2B ve 3B kararlı- durum analizinde kapsamlı bir nitel sınıflandırma çalışması elde edilmiştir. Tek akışlı 2B_3B ve 3B_2B rastgele geçişlerden oluşan bir videoda, EEG frekans bantlarındaki tüm beyin loblarının davranışı ayrıntılı olarak incelenmiştir. 2B ve 3B alanında literatür incelemesi sonucunda, analiz sadece bazı beyin loblarının veya frekans bantlarının etkinliğini dikkate alarak ve temel bilgilere dayanılarak başlatılmıştır (Zvezdochkina ve Antipov, 2018), (Hostovecký ve B, 2017), (Ramadan ve diğ., 2017). Ancak, önerilen çalışmada, baskın EEG bandı, beyin lobları (Manshourri ve diğ., 2020) analiz edilerek seçilmiştir. Literatür tarama aşamasında, uykuya geçiş anını yakalamak için 2B_3B ve 3B_2B geçiş ve kararlı-durum sınıflandırma hipotezle çalışmasına rastlanmamıştır. Bu alandaki çalışmalar, 3B televizyonlar tarafından oluşturulan göz yorgunluğuna, 2B ve 3B oyun konsollarının yüzeysel ve kalitatif beyin sinyal analizine dayanmaktadır (Jeong ve diğ., 2015), (Chen ve diğ., 2013), (Chen ve diğ., 2014), (Malik ve diğ., 2015). Nörofizyolojik ve bilişsel yanıtlar açısından 2B ve 3B modlarında TV izlemenin beyin dinamikleri üzerinde büyük etkileri olmadığı öne

sürülmüş olsa da, daha sonraki çalışmalarda bu sonucun derin analizde değiştiği gösterilmiştir (Manshouri ve diğ., 2017), (Kim ve Kim, 2012).

Gönüllüler arası sınıflandırma sonuçları dikkate alındığında, frontal ve temporal loblardan kanalların varlığı, bu kanalların etkin kanallar olduğunu göstermektedir. Genel ortalama sonuçlarına dayanarak, parietal ve oksipital lobların 2B ve 3B kararlı-durum koşulları sınıflandırmasında kısmen önemli olduğunu gösterir. Temporal lobdan kanalların varlığı, görsel hafızadaki önemli rolü nedeniyle açıklanabilir. Frontal lobun var olma nedeni ise, bu lobun ilgi odağında önemli bir role sahip olması olabilir. Parietal lobun işlevi, beyin farklı bölgelerindeki duyuşal bilgileri yorumlamaktır. Korteksin arka kısmını veya oksipital lobunu temsil eden kanalların olması, ilginç görsel bilgilerdeki yetenekleri nedeniyle açıklanabilmektedir. KZFD'ye dayalı GSY spektrogram grafikleri göz önüne alındığında, delta bandından 2, 3 ve 4 Hz frekansları baskın bant olarak seçilmiştir. Bu sınıflandırma çalışmasında, kararlı-durum analizinin önemi insan göz yapısına dayanmaktadır. İnsan gözü doğası gereği 3B görür. Uykulu ve yorgun bir durumda görebilme yeteneğinin boyut kaybedeceğini iddia ederek bu çalışmaya odaklandık.

SONUÇ (CONCLUSION)

Bu makalede, rastgele 2B ve 3B parçalardan oluşan videoyu izlemenin korteksin nöral aktivitesini nasıl etkilediği araştırılmıştır. Bu çalışmanın özelliklerinden biri, tek akışlı anaglif video kullanarak kararlı-durum analiz sınıflandırmasını yapmaktır. Öte yandan, bu geçişlerde özellikle baskın zaman aralıkları göz önüne alındığında, farklı frekans bantları ve beyin lobları için beyin aktivitesi analiz edilmiştir. Spektrogram grafikleri yorumlanarak, kararlı-durum analizinde beyin sinyallerinin GSY'si delta bandında belirgin olduğu görülmüştür. Seçilen banttı sınıflandırma algoritmalarının performansını artırmak için uygun öznitelikler çıkarılarak hedefe ulaşılması amaçlanmıştır. Hjorth parametreleri ve DAA sınıflandırma tekniğinin genel olarak temporal ve frontal loblarda umut verici sonuçlar verdiği dikkate değerdir.

Bu çalışma, yorgun bireylerde kapsamlı olarak yapıldığında, uykuya dalma anının erken teşhisinde ışık tutacağı umulmaktadır. Farklı öznitelik çıkarma ve sınıflandırma tekniklerini kullanarak geçiş anı profesyonel videolarda analiz edilebilir. 2B_3B ve 3B_2B geçiş analizinin sınıflandırma sonuçları derin öğrenme algoritmaları kullanılarak geliştirilebilir.

Etik Beyanı (Ethics Statement)

Bu çalışma 24.09.2019 tarihinde kabul edilmiş olan Negin MANSOURI'nin (Negin MELEK) İki ve Üç Boyutlu Videoları İzlerken Kaydedilen EEG Sinyallerinin Karşılaştırılması ve Sınıflandırılması başlıklı Doktora tezinden üretilmiştir. Bu çalışmada, "Yükseköğretim Kurumları Bilimsel Araştırma ve Yayın Etiği Yönergesi" kapsamında uyulması gerekli tüm kurallara uyulduğunu, bahsi geçen yönergenin "Bilimsel Araştırma ve Yayın Etiğine Aykırı Eylemler" başlığı altında belirtilen eylemlerden hiçbirinin gerçekleştirilmediğini taahhüt ederiz.

KAYNAKLAR (REFERENCES)

- Ahmed, S.M., and Abbas, S.N., 2015, "A New EEG Acquisition Protocol for Biometric Identification Using Eye Blinking Signals", *International Journal of Intelligent Systems and Applications*, Sayı 7, ss. 48.
- Al-Qazzaz, N.K., Ali, S.H.B.M., Ahmad, S.A., Chellappan, K., Islam, M.S., and Escudero, J., 2014, "Role of EEG as biomarker in the early detection and classification of dementia", *TheScientificWorldJournal*, Sayı 2014, ss. 906038.
- Belyavin, A., and Wright, N.A., 1987, "Changes in electrical activity of the brain with vigilance" *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, Sayı 66, ss. 137-144.

- Chen, C., Li, K., Wu, Q., Wang, H., Qian, Z., and Sudlow, G., 2013, "EEG-based detection and evaluation of fatigue caused by watching 3DTV", *Displays*, Sayı 34, ss. 81–88.
- Chen, C., Wang, J., Li, K., Wu, Q., Wang, H., Qian, Z., and Gu, N., 2014, "Assessment visual fatigue of watching 3DTV using EEG power spectral parameters", *Displays*, Sayı 35, ss. 266–272.
- Coyle, D., Prasad, G., and McGinnity, T.M., 2005, "A Time-Frequency Approach to Feature Extraction for a Brain-Computer Interface with a Comparative Analysis of Performance Measures", 3141–3151 ss.
- Fischmeister, F.P.S., and Bauer, H., 2006, "Neural correlates of monocular and binocular depth cues based on natural images", *A LORETA analysis: Vision Research*, Sayı 46, ss. 3373–3380.
- Forrester, J. V., Dick, A.D., McMennamin, P.G., Roberts, F., Pearlman, E., Forrester, J. V., Dick, A.D., McMennamin, P.G., Roberts, F., and Pearlman, E., 2016, "Physiology of vision and the visual system," *The Eye*, ss. 269-337.e2.
- Han, Y., Lin, H.Y., and Chen, C., 2017, "SP-3 Visual Fatigue for Laser-Projection Light-Field 3D Display in Contrast with 2D Display", 2017 24th International Workshop on Active-Matrix Flatpanel Displays and Devices (AM-FPD), ss. 9–12.
- Harris, F.J. (1987). Multirate FIR Filters for Interpolating and Desampling. In *Handbook of Digital Signal Processing*, (Elsevier), ss. 173–287.
- Hlawatsch, F., and Boudreaux-Bartels, G.F., 1992, "Linear and quadratic time-frequency signal representations", *IEEE Signal Processing Magazine*, Sayı 9, ss. 21–67.
- Hostovecký, M., and B, B., 2017, "Brain activity: beta wave analysis of 2D and 3D serious games using EEG", *JAMSI*, Sayı 13.
- Houmani, N., Vialatte, F., Gallego-Jutglà, E., Dreyfus, G., Nguyen-Michel, V.-H., Mariani, J., and Kinugawa, K., 2018, "Diagnosis of Alzheimer's disease with Electroencephalography in a differential framework", *PLOS ONE*, Sayı 13, ss. e0193607.
- Idoo, (2019, December 30). Easiest Video Editing Software Free Download, (n.d.). <http://www.idooeditor.com/>
- IQmango, (2019, December 30). Download Free 3D Video Converter - Convert 2D to 3D | IQmango Free Software, (n.d.). http://iqmango.com/3DVideo_Converter.html
- Jap, B.T., Lal, S., Fischer, P., and Bekiaris, E., 2009, "Using EEG spectral components to assess algorithms for detecting fatigue", *Expert Systems with Applications*, Sayı 36, ss. 2352–2359.
- Jeong, H.-G., Ko, Y.-H., Han, C., Oh, S.-Y., Park, K.W., Kim, T., and Ko, D., 2015, "The impact of 3D and 2D TV watching on neurophysiological responses and cognitive functioning in adults", *The European Journal of Public Health*, Sayı 25, ss. 1047–1052.
- Jeong, J., 2004, "EEG dynamics in patients with Alzheimer's disease", *Clinical Neurophysiology*, Sayı 115, ss. 1490–1505.
- Kayikcioglu, T., Maleki, M., and Eroglu, K., 2015, "Fast and accurate PLS-based classification of EEG sleep using single channel data", *Expert Systems with Applications*, Sayı 42, ss. 7825–7830.
- Khairuddin, H.R., Malik, A.S., Member, S., Mumtaz, W., Kamel, N., Member, S., and Member, L.X., 2013, "Analysis of EEG Signals Regularity in Adults during Video Game Play in 2D and 3D", 2013 35th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), ss. 2064–2067.
- Kim, J., Kim, Y., Hong, J., Park, G., Hong, K., Min, S.-W., and Lee, B., 2011, "A full-color anaglyph three-dimensional display system using active color filter glasses", *Journal of Information Display*, Sayı 12, ss. 37–41.
- Kim, S., and Kim, D., 2012, In press, Differences in the Brain Waves of 3D and 2 . 5D Motion Picture Viewers: ArXiv Preprint ArXiv:1210.2147,.
- Kober, S.E., Kurzmann, J., and Neuper, C., 2012, "Cortical correlate of spatial presence in 2D and 3D interactive virtual reality: An EEG", study: *International Journal of Psychophysiology*, Sayı 83, ss. 365–374.

- Lenc, T., Keller, P.E., Varlet, M., and Nozaradan, S., 2018, "Neural tracking of the musical beat is enhanced by low-frequency sounds", *Proceedings of the National Academy of Sciences*, Sayı 115, ss. 8221–8226.
- Li, X., Chen, X., Yan, Y., Wei, W., Wang, Z., Li, X., Chen, X., Yan, Y., Wei, W., and Wang, Z.J., 2014, "Classification of EEG Signals Using a Multiple Kernel Learning Support Vector Machine", *Sensors*, Sayı 14, ss. 12784–12802.
- Lianyang Li, Pagnotta, M.F., Arakaki, X., Tran, T., Strickland, D., Harrington, M., Zouridakis, G., Li, L., Pagnotta, M.F., Arakaki, X., Tran, T., Strickland, D., Harrington, M., Zouridakis, G., Member, S., and Subjects, A., 2015, "Brain Activation Profiles in mTBI: Evidence from Combined Resting-State EEG and MEG Activity", *2015 37th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, ss. 6963–6966.
- Lin, Y.-P.P., Wang, C.-H.H., Wu, T.-L.L., Jeng, S.-K.K., and Chen, J.-H.H., 2008, "Support vector machine for EEG signal classification during listening to emotional music", ss. 127–130.
- Malik, A.S., Khairuddin, R.N.H.R., Amin, H.U., Smith, M.L., Kamel, N., Abdullah, J.M., Fawzy, S.M., and Shim, S., 2015, "EEG based evaluation of stereoscopic 3D displays for viewer discomfort", *BioMedical Engineering OnLine*, Sayı 14, ss. 21.
- Manshouri, N., and Kayikcioglu, T., 2019, "A Comprehensive Analysis of 2D&3D Video Watching of EEG Signals by Increasing PLSR and SVM Classification Results", *The Computer Journal*.
- Manshouri, N., Maleki, M., and Kayıkçıoğlu, T., 2017, "Classification of Human Vision Discrepancy during Watching 2D and 3D Movies Based on EEG Signals", *International Journal of Computer Science and Information Security*, Sayı 15, ss. 430–436.
- Manshouri, N., Maleki, M., and Kayikcioglu, T., 2020, "An EEG-based stereoscopic research of the PSD differences in pre and post 2D&3D movies watching", *Biomedical Signal Processing and Control*, Sayı 55.
- Minchev, Z., 2013, "2D vs 3D Visualization and Social Networks Entertainment Games: A Human Factor Response Case Study", ss. 107–113. In Springer, Berlin, Heidelberg.
- Mumtaz, W., Xia, L., Malik, A.S., Member, S., Azhar, M., and Yasin, M., 2013, "EEG Classification of Physiological Conditions in 2D / 3D Environments Using Neural Network", *2013 35th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, Sayı 1, ss. 4235–4238.
- Neto, E., Biessmann, F., Aurlien, H., Nordby, H., and Eichele, T., 2016, Regularized linear discriminant analysis of EEG features in dementia patients: *Frontiers in Aging Neuroscience*, Sayı 8.
- Nityananda, V., and Read, J.C.A., 2017, "Stereopsis in animals: evolution, function and mechanisms.", *The Journal of Experimental Biology*, Sayı 220, ss. 2502–2512.
- Oh, S.-H., Lee, Y.-R., and Kim, H.-N., Forthcoming, 2014, "A Novel EEG Feature Extraction Method Using Hjorth Parameter", Sayı 2, ss. 106–110.
- Patterson, R., 2007, "Human factors of 3-D displays", *Journal of the Society for Information Display*, Sayı 15, ss. 861.
- Preuß, M., Preiss, S., Syrbe, S., Nestler, U., Fischer, L., Merckenschlager, A., Bertsche, A., Christiansen, H., and Bernhard, M.K., 2015, "Signs and symptoms of pediatric brain tumors and diagnostic value of preoperative EEG", *Child's Nervous System*, Sayı 31, ss. 2051–2054.
- Ramadan, M.Z., Alhaag, M.H., Abidi, M.H., Ramadan, M.Z., Alhaag, M.H., Abidi, M.H., and Haider Abidi, M., 2017, "Effects of Viewing Displays from Different Distances on Human Visual System", *Applied Sciences*, Sayı 7, ss. 1153.
- Ramos-Aguilar, R., Olvera-López, J.A., and Olmos-Pineda, I., 2017, "Analysis of EEG Signal Processing Techniques Based on Spectrograms", *Research in Computing Science*, Sayı 145.
- Rémi, J., 2009, "The role of EEG in epilepsy: A critical review", *Epilepsy & Behavior*, Sayı 15, ss. 22–33.
- Salai Selvam, V., and Shenbaga Devi, S., 2015, "Analysis of Spectral Features of EEG signal in Brain Tumor Condition", *MEASUREMENT SCIENCE REVIEW*, Sayı 15.

- Smith, S.J.M., 2005, EEG in the diagnosis, "classification, and management of patients with epilepsy", *Journal of Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry*, Sayı 76 Suppl 2, ss. ii2-7.
- Subasi, A., 2005, "Automatic recognition of alertness level from EEG by using neural network and wavelet coefficients", *Expert Systems with Applications*, Sayı 28, ss. 701-711.
- Subha, D.P., Joseph, P.K., Acharya U, R., and Lim, C.M., 2010, "EEG Signal Analysis: A Survey", *Journal of Medical Systems*, Sayı 34, ss. 195-212.
- Teplan, 2002, {Fundamentals of EEG measurement}: *Measurement Science Review*, Sayı 2.
- Ting, S., Tan, T., West, G., Squelch, A., and Foster, J., 2011, "Quantitative assessment of 2D versus 3D visualisation modalities", *2011 Visual Communications and Image Processing (VCIP)*, ss. 1-4.
- Voiculescu, M., Segarceanu, A., Negutu, M., Ghita, I., Fulga, I., and Oa, C., 2015, "The effect of caffeine on cerebral asymmetry in rats", *Journal of Medicine and Life*, Sayı 8, ss. 476-482.
- Wang, Q., Sourina, O., and Nguyen, M.K., 2010, "EEG-Based 'Serious' Games Design for Medical Applications", *2010 International Conference on Cyberworlds*, ss. 270-276.
- Xilisoft (2019, December 30). Xilisoft 3D Video Converter - 3D converter, convert to 3D video, (n.d.). <http://www.xilisoft.com/3d-video-converter.html>
- Zhu, J., Zhang, E., and Rio-Tsonis, K. Del, Forthcoming, Eye Anatomy:
- Zou, B., Liu, Y., Guo, M., and Wang, Y., 2015, "EEG-Based Assessment of Stereoscopic 3D Visual Fatigue Caused by Vergence-Accommodation Conflict", *Journal of Display Technology*, Sayı 11, ss. 1076-1083.
- Zwezdockhina, N., and Antipov, V., 2018, "The EEG Activity during Binocular Depth Perception of 2D Images", *Computational Intelligence and Neuroscience*, Sayı 2018, ss. 1-7.
- 3DN3D, (2019, March 6) 3D Video Chain Saw! - YouTube, n.d. <https://www.youtube.com/watch?v=foQNrtUsEjw>