

İnsansız Hava Araçlarının (İHA) Sanal Gerçeklik Yazılımı ile Modellenmesi ve Farklı Kullanıcılar için Performans Analizleri

Cemil ALTIN, Orhan ER

Cemil ALTIN; cemil.altin@bozok.edu.tr
Yozgat Bozok Üniversitesi Elektrik-Elektronik Mühendisliği, 66200 Yozgat, Türkiye.

Orhan ER; Corresponding Author; orhaner2009@gmail.com; +90 354 2421001
Yozgat Bozok Üniversitesi Elektrik-Elektronik Mühendisliği, 66200 Yozgat, Türkiye.

Received 25 July 2018; Accepted 02 August 2018; Published online 03 August 2018

Özet

Günümüzde birçok araç otonom olarak kontrol edilmek istenmektedir. Bu çalışmaların en önemli uygulama alanlarının başında askeri ve sağlık alanları olması münasebeti öncelik arz etmektedir. Bunun amaç için simülasyon ortamlarının geliştirilmesi hem zaman hem de ekonomik olarak daha elverişli araçlar ve imkanlar sunmaktadır. Buradan hareketle geliştirilen bir 3D sanal gerçeklik yazılımı sayesinde farklı kullanıcıdan alınan hem EEG hem de EMG sinyalleri paralel olarak MATLAB ortamına aktarılmış olup bu sinyaller sınıflandırılarak sanal oyuna komut olarak aktarılmış ve insansız hava aracı uzaktan yönlendirile bilinmiştir. Sistemin başarısını test etmek için farklı denekler üzerinde oluşturulan farklı rotalar kullanılarak performans analizleri yapılmıştır. Bu sayede donanımdan bağımsız olarak insandan elde edilen sinyaller ile sanal gerçeklik ortamı bütünleştirilmiş ve yapılan deneyler sonucunda başarılı bir şekilde kullanılabilceği sonucuna varılmıştır.

Anahtar Kelimeler: Sanal Gerçeklik Yazılımı; Biyolojik Sinyal Sınıflandırma; İnsansız Hava Araçları

Abstract

Nowadays, many vehicles are desired to be controlled autonomously. Because of the most important application areas of these studies are military and health area, the development of simulation environments, providing more convenient tools and facilities both time and economically. By means of a 3D virtual reality software developed here, both EEG and EMG signals received from different users are parallelly classified in the MATLAB and sent as commands to the virtual reality environment and the unmanned aerial vehicle can be remotely controlled. To test the system's performance, performance analyzes were performed using different routes on different subjects. In this view, independently from hardware the virtual reality environment is integrated with the signals obtained from the human, and the results show that the system can be used successfully.

Keywords: Virtual Reality Software; Biological Signal Classification; Unmanned Aerial Vehicle

1. Giriş

İnsan makine etkileşimi yapıları özellikle son 10 yıldır gelişmekte olup başta engelli veya sağlıklı insanların yaşam kalitesinin iyileştirilmesine öncülük etmesinin yanı sıra birçok alanda hızlı bir gelişim göstermiştir. İnsan makine etkileşimi yapılarında insan vücudundan alınan biyolojik sinyaller sıklıkla kullanılır. İnsan vücudu mekanik bir yapı tarafından desteklenen elektriksel ve kimyasal sistemlerin birleşimidir (Reilly and Lee, 2010). Biyoelektrik hayati fonksiyonların elektriksel olgusudur. Biyolojik sinyallerin varlığı 1789 yılında İtalyan fizikçi Luigi Galvani tarafından bulunmuştur (Mcadams, 2011).

Biyolojik sinyallerin insan vücudundan alınıp değerlendirilip yorumlanması başta tıp bilimi olmak üzere disiplinler arası birçok alanda önemlidir. Başlıca biyolojik sinyaller beyin tarafından üretilen elektroensefalogram (EEG) kalp tarafından üretilen elektrokardiyogram (ECG), kaslar tarafından üretilen elektromiyogram (EMG) ve göz kasları tarafından oluşturulan elektrookülogram (EOG) dür. Bu biyolojik sinyallerin elde edilip bilgisayarda işlenmesi ile insan makine etkileşimi diye adlandırılan yapılar oluşturulmaktadır. İnsan makine etkileşimi ile genellikle felçli veya engellilerin yaşam

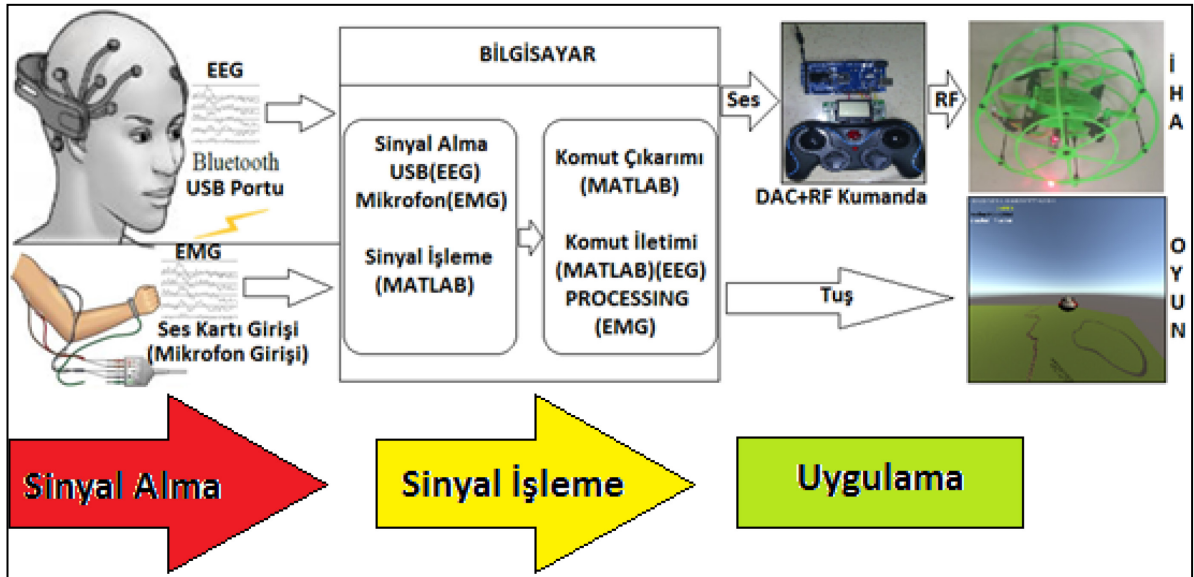
kalitesinin artırılması amaçlanır. Bunun yanında tedavi amaçlı olanlar da mevcuttur. Günümüzde eğlence ve oyun amaçlı insan-bilgisayar ara yüzleri de gelişmektedir (Dulantha Lalitharatne, 2013; Wolpaw, 2002; Wolpaw, 2000 and Vaughan, 1996).

İnsanoğlu sahip olduğu bütün organlarını eş zamanlı veya ayrı ayrı kullanarak günlük hayattaki zorlukların üstesinden gelmektedir. Karşı karşıya kaldığı durumun zorluğu ile bu durumun üstesinden gelmek için kullandığı organların çokluğu orantılıdır. Çok fonksiyonlu bir işlem için sahip olunan organlar yetersiz kalabilir ya da bir takım uzuvlar kaybedilmiş olunabilir. Böyle durumlarda vücudumuzda oluşan biyolojik sinyaller bir takım ekipmanlar ile birleştirilmek suretiyle tıpkı organlar gibi kullanılabilir. Bu ekipmanlar da bilgisayar ortamında oluşturulan sanal gerçeklik ortamlarında kullanılabilir (Sturman and Zeltzer, 1994).

Özellikle askeri, sağlık ve eğitim alanlarında kullanılabilir bu sinyallerin performansının analizi için tarafımızdan geliştirilen bir sistem sayesinde hem EEG hem de EMG sinyalleri eş zamanlı olarak insan vücudundan alınarak 3 boyutlu bir sanal gerçeklik ortamına aktarılmıştır. 3 boyutlu sanal gerçeklik uygulaması sayesinde hem oyun oynama imkanı hem de fiziksel engelli hastaların tedavisinde gerekli olan rehabilitasyon için ihtiyaç duyulan egzersizleri yapabileme imkanı sunmaktadır (Altin, 2017; Altin and Er, 2016).

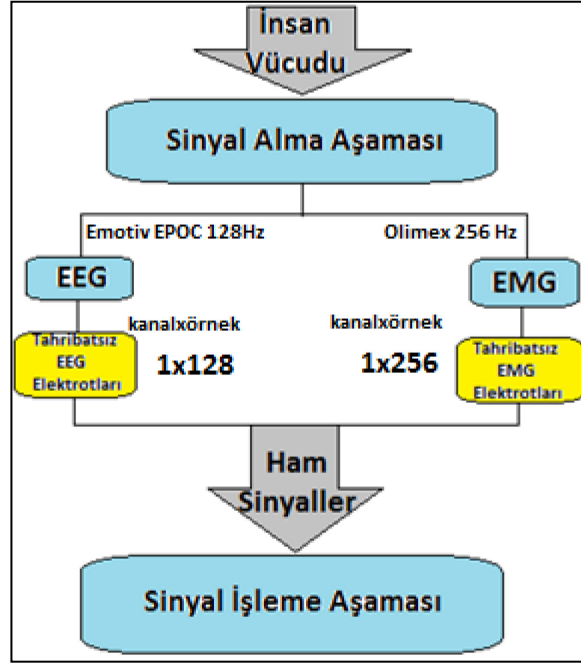
2. Geliştirilen Sistem

Önerilen sistem için sinyal alma, geçerli sinyal işleme yöntemleri ile sayısallaştırılarak bilgisayar ortamına aktarılan sayısal sinyallerin sınıflandırılması ve elde edilen çıkarımların hem kumanda ile gerçek bir İHA'ya hem de tuşlar yardımı ile sanal gerçeklik ortamına aktarılması amaçlanmıştır. Ayrıca sistemin performansı gönüllü farklı kullanıcılar üzerinde denenmiştir. Tasarlanan sistemin akış şeması Şekil 1'de verilmiştir (Altin and ER, 2017).



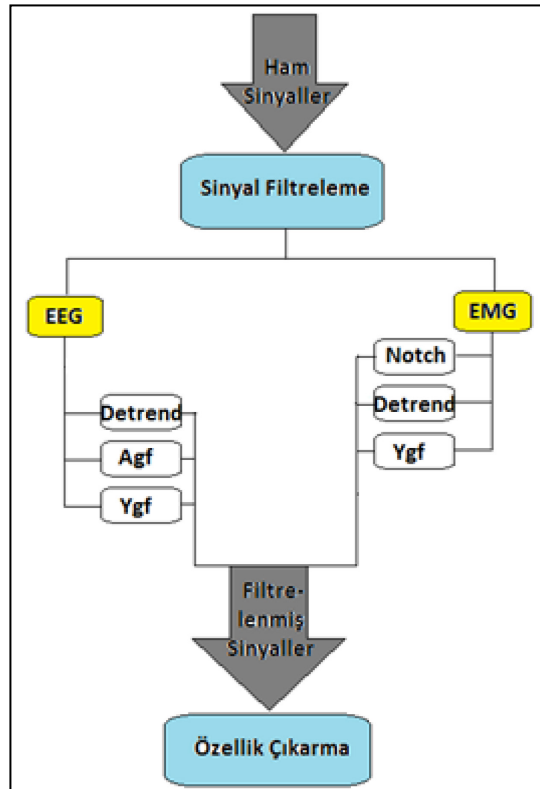
Şekil 1. Geliştirilen sistemin akış şeması (Altin, 2017).

Tasarlanan sistemde, sinyal alma aşaması, sinyal işleme aşaması ve komutların çıkarılıp İHA ve oyun ortamlarına uygulama aşaması olmak üzere 3 farklı aşama bulunmaktadır.



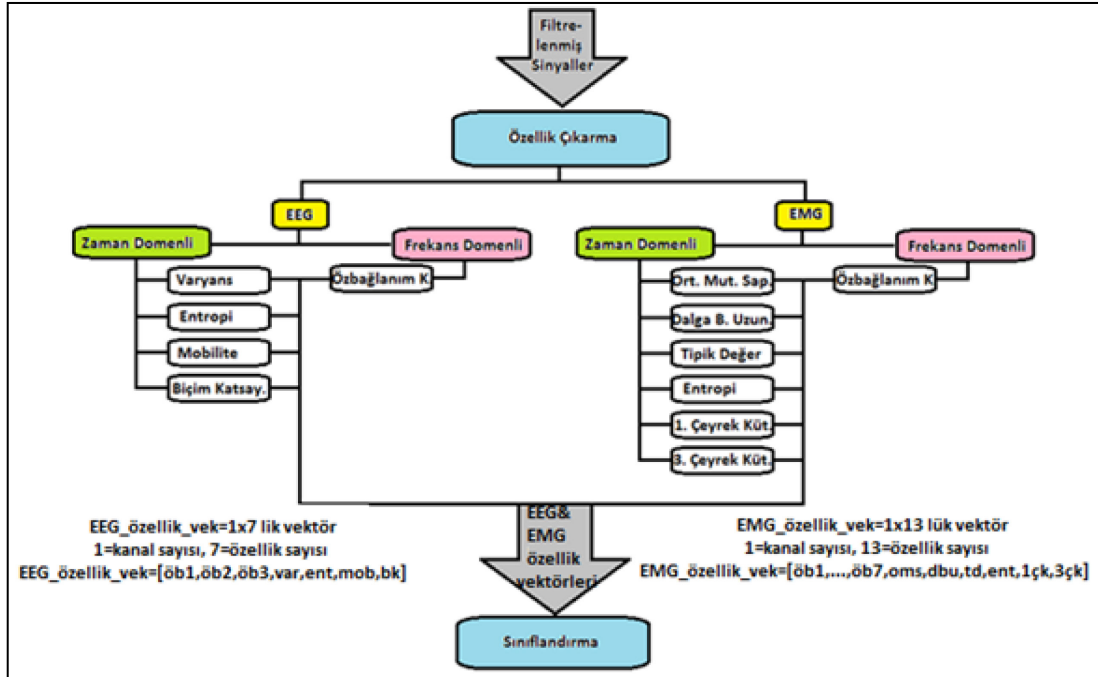
Şekil 2. Sinyal alma aşaması.

Şekil 2’de sinyal alma aşaması görülmektedir. Sinyal alma aşamasında, insan vücudundan diğer bir deyişle kafatasından ve başparmak kaslarından sırasıyla EEG ve EMG sinyalleri alınmaktadır. EEG ve EMG sinyalleri tahribatsız elektrotlar yardımıyla alınır. Alınan ham sinyaller, sinyal filtreleme aşamasına iletilir.



Şekil 3. Sinyal filtreleme.

Şekil 3’de sinyal işleme adımlarından biri olan sinyal filtreleme işlemi görülmektedir. Sinyaller filtrelendikten sonra özellik çıkarma aşamasına geçilir.



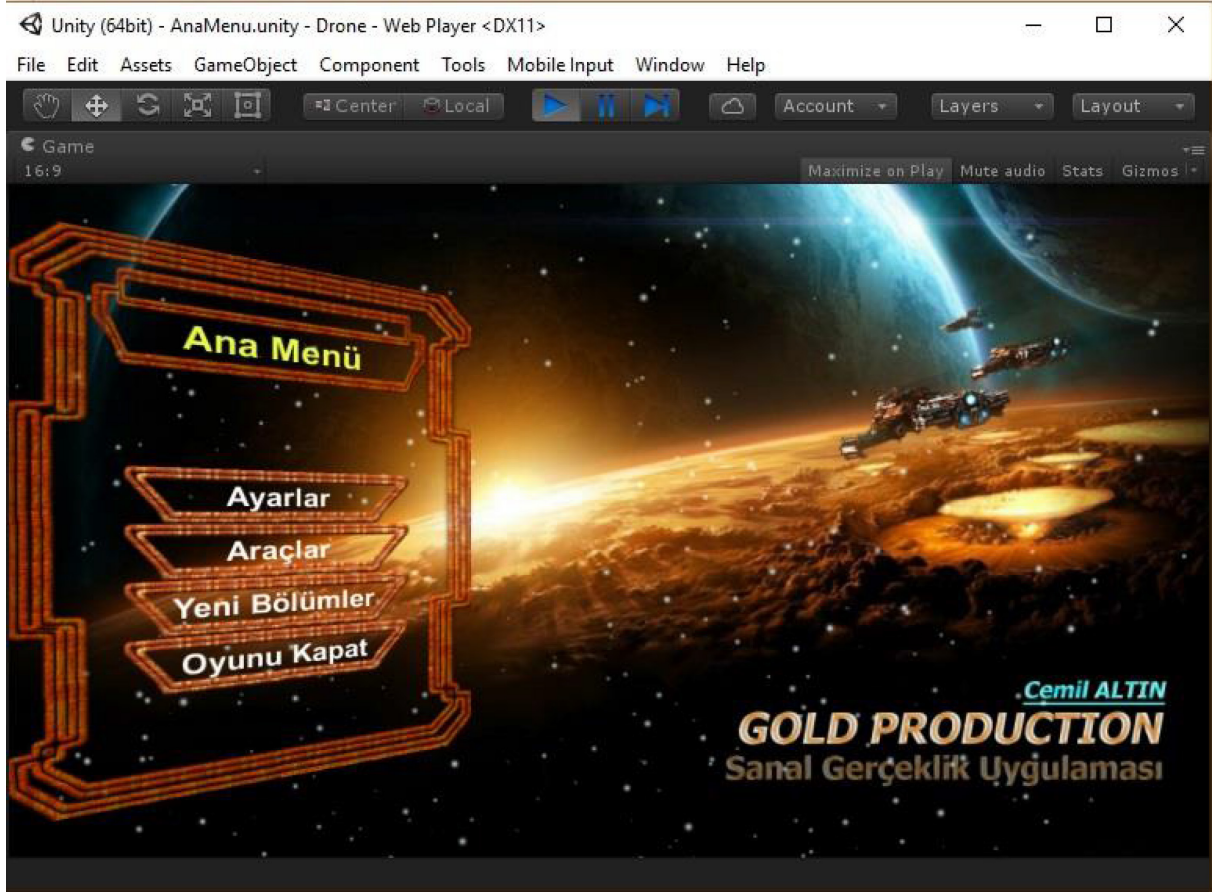
Şekil 4. Sinyalden özellik çıkarma.

Şekil 4’te sinyal işleme adımlarından biri olan özellik çıkarma bölümü verilmiştir. Filtreleme aşamasından gelen filtrelenmiş ham sinyallerin frekans ve zaman domenli özellikleri çıkarılır. EEG sinyali için 3. dereceden özbağlanım katsayıları, varyans, entropi, mobilite ve biçim katsayısı özellikleri kullanılmıştır. EMG sinyali için 7. dereceden özbağlanım katsayıları, ortalama mutlak sapma, dalga boyu uzunluğu, tipik değer, entropi, 1. çeyrek kütle, 3. çeyrek kütle özellikleri kullanılmıştır. Bu özellikler belirlenirken öncelikle tek başına sınıflandırma işleminde gösterdikleri performanslara bakılmıştır. Tek başına kullanıldığında yüksek sınıflandırma doğruluğu veren özellikler bir araya getirilmiştir (Altin, 2017).

3. Sanal Gerçeklik Ortamı

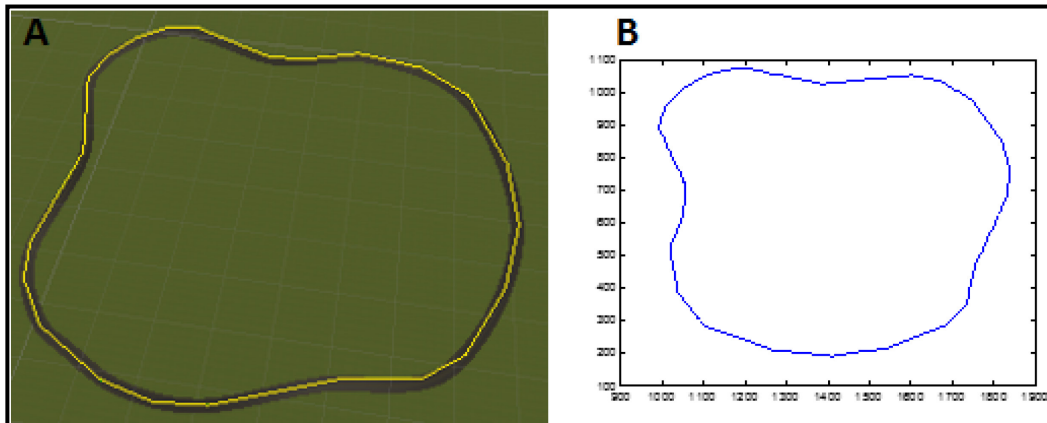
Tasarlanan sistem için Unity 3D (Unity, 2018) yazılımı ortamında oluşturulan sanal gerçeklik ortamı için tarafımızdan tasarlanan ana ekran görüntüsü Şekil 5’de verilmiştir (Altin, 2017).

Oyun, 4 farklı bölümden oluşmaktadır. Oyunun ilk iki bölümü kullanıcı ile arayüz etkileşiminin adaptasyonunu sağlayacak bölümler olup, eğitim ve alışma bölümleri olarak değerlendirilebilecek bir ortam olarak tasarlanmıştır. Oyunun 3. bölümü özellikle biyolojik sinyallerin farklı rotalar üzerinde başarımının test edilmesi ve analizi için oluşturulmuştur.



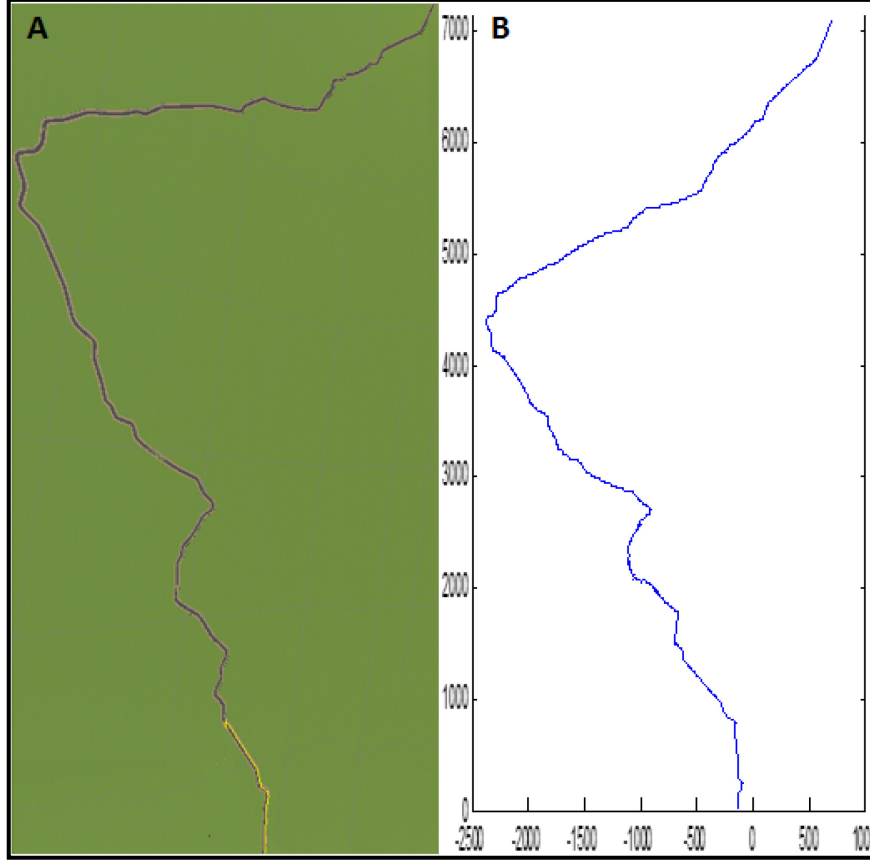
Şekil 5. Önerilen yazılım için geliştirilen ana ekran görüntüsü.

Oyunun 3. bölümünde iki farklı rota planlaması yapılmıştır. Katılımcılardan bu iki farklı rota planlamasını ilk etapta gerçek İHA kumandası ile takip etmeleri istenmektedir. Daha sonra ise EEG ve EMG cihazları takılarak EEG ve EMG sinyalleri ile oyundaki rota planlamasını takip etmeleri istenmektedir. Son olarak hem gerçek kumanda ile yapılan takibin doğruluk oranı, hem EEG ve EMG sinyalleri ile yapılan takibin doğruluk oranı hem de EEG ve EMG sinyalleri ile yapılan takibin gerçek kumandaya göre başarısı test edilmiştir. Başarı oranları rota takibinin asıl rotaya göre korelasyonu yöntemi ile hesaplanmıştır. Bu amaç için Şekil 6 ve 7 'de verilen rotalar çizilmiştir.



Şekil 6. a) Oyun ortamındaki birinci rota b) MATLAB'a aktarılmış çizimi (MATLAB, 2004)

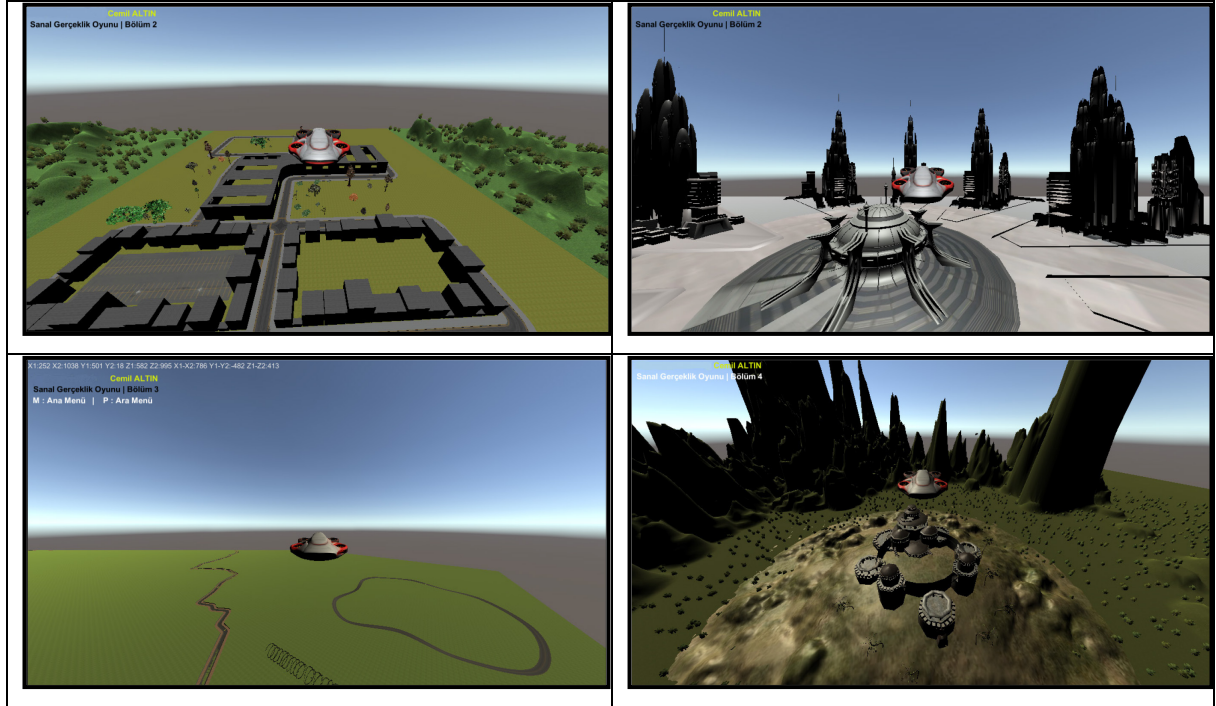
Şekil 6’da verilen rota, oyun ortamında oluşturulmuş birinci rota olup performans testlerinin yapılması amacı ile Unity 3D programında tasarlanmıştır. Bu yolun koordinatları x ve y düzlemlerinde çıkarılmış olup rota planı takibinin performansı bu koordinatlara göre yapılmaktadır. Birinci yol ikinci yola göre zorluk derecesi bakımından daha kolaydır. Keskin dönüşleri bulunmamaktadır ve katılımcılar oyunu ilk olarak bu yolda oynamaktadırlar. Uzunluk olarak da ikinci yola nazaran daha kısadır.



Şekil 7. a) Oyun ortamındaki ikinci rota b)MATLAB’a aktarılmış çizimi (MATLAB, 2004)

Şekil 7’de verilen rota, oyun ortamında oluşturulmuş ikinci yol olup performans testlerinin yapılması amacı ile Unity 3D (Unity, 2018) programında tasarlanmıştır. Bu yolun koordinatları da x ve y düzlemlerinde çıkarılmış olup rota planı takibinin performansı bu koordinatlara göre yapılmaktadır. İkinci yol birinci yola göre zorluk derecesi bakımından daha zordur. Sağa ve sola keskin dönüşleri bulunmaktadır ve katılımcılar oyunu ilk olarak birinci yolda oynadıktan sonra ikinci yola geçmektedirler. Uzunluk olarak da birinci yola nazaran daha uzundur.

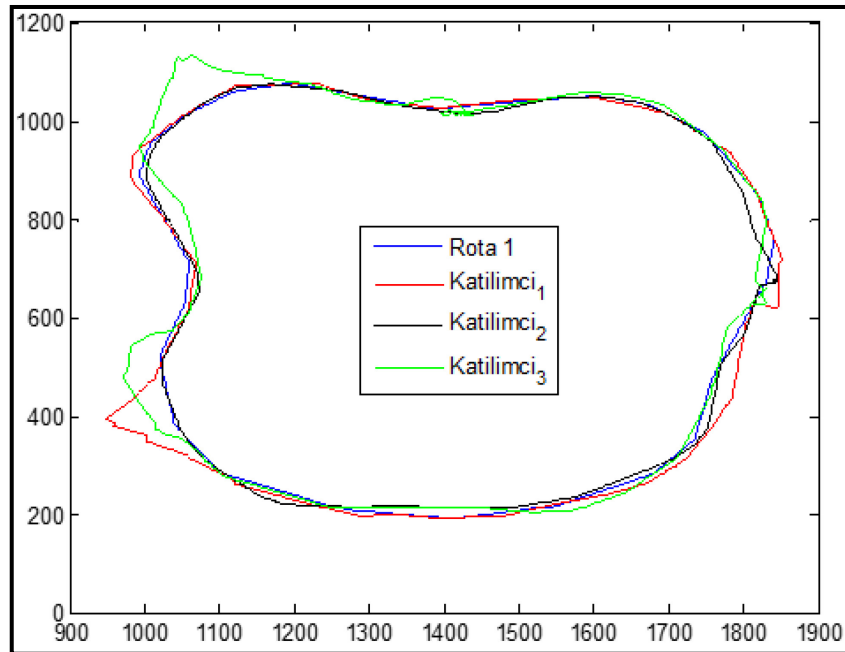
Oyunun son bölümü ise biraz daha serbest gezinti yapılabilecek gerçek ortamlardan oluşturulmuş ve tecrübe edilen yeteneklerin gösterilebileceği bir sahne olarak tasarlanmıştır. Oyunun tüm bölümleri Şekil 8’te verilmiştir.



Şekil 8. Unity 3D sanal gerçeklik ortamı bölüm girişleri (Unity, 2018).

4. Deneysel Sonuçlar

Tasarlanan sistem üzerinden 3 farklı kullanıcı performansı analiz edilmiştir. İlk bölümde gerçek kumanda ile elde ettikleri veriler ikinci bölümde sistemimiz üzerinde çalıştırılarak performansları karşılaştırılmıştır. Şekil 9’da gerçek İHA kumandası ile birinci rota planlamasının takibi görülmektedir. Şekle bakıldığında rotanın İHA kumandası ile yüksek doğrulukla takip edildiği açıktır. Yeşil renkle temsil edilen katılımcının 1050x1100 ve 950x500 noktalarında rotadan şaştığı görülmektedir. Bunun nedeni kumanda joystiğinin o bölgelerde arızalanmasıdır.



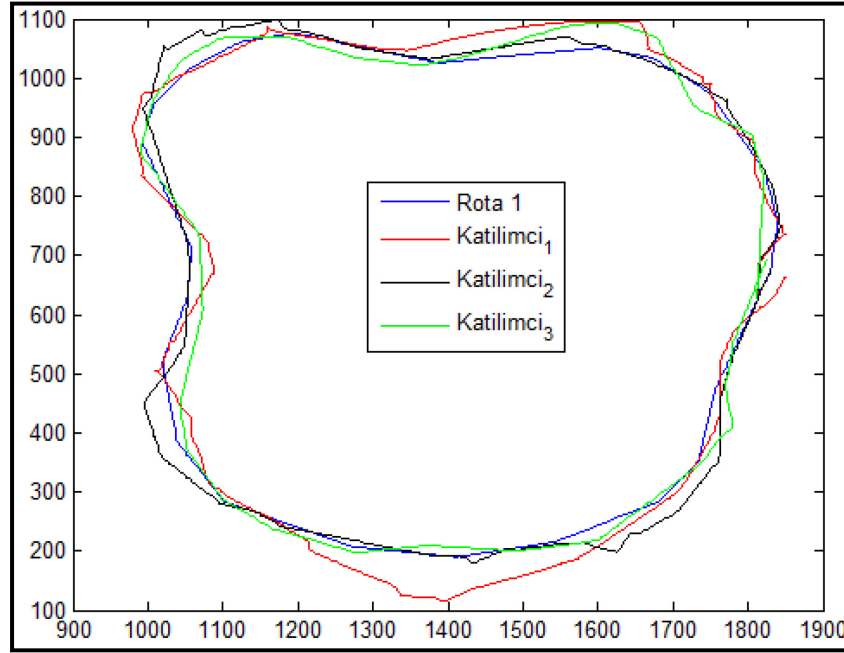
Şekil 9. Gerçek kumanda ile birinci rota planlamasının takibi

Tablo 1’de, şekil 9’deki rotanın korelasyon yöntemi ile takip performansları sayısal olarak belirtilmiştir.

Tablo 1: Gerçek kumanda ile birinci rota planlamasının takip performansları

Katılımcı	x-ekseni takip performansı	y-ekseni takip performansı	Ortalama performans
1	%97,98	%97,55	%97,76
2	%99,34	%98,78	%99,06
3	%95,64	%96,15	%95,89
Genel Ortalama:			%97,57

Tablo 1’de gerçek kumanda ile birinci rota planlamasının takip performansları verilmiştir. Bu verilere göre siyah renkle temsil edilen katılımcı %99,06 benzeme oranıyla neredeyse birinci yolu birebir takip etmiştir. Kumanda ile ortalama %97,57 performans ile birinci rota planı üç katılımcı tarafından yüksek doğrulukta takip edilmiştir.



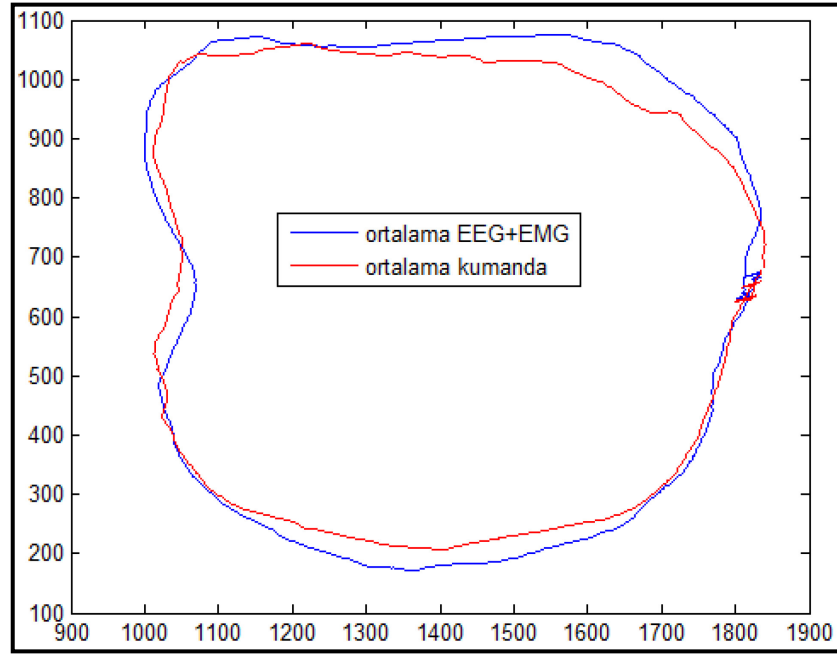
Şekil 10. EEG ve EMG sinyalleri ile birinci rota planlamasının takibi

Şekil 10’da tarafımızdan tasarlanan sistem üzerinde EEG ve EMG sinyalleri ile birinci rota planlamasının takibi görülmektedir. Şekle bakıldığında rotanın EEG ve EMG sinyalleri ile yüksek doğrulukla takip edildiği görülmektedir. Şekil 9’deki kumanda ile takibe nazaran rota planı ile üst üste çakışmalar daha azdır. Tablo 2’de, Şekil 10’daki rotanın korelasyon yöntemi kullanılarak benzerlik veya takip performansları sayısal olarak hesaplanmıştır.

Tablo 2: EEG ve EMG sinyalleri ile birinci rota planlamasının takip performansları

Katılımcı	x-ekseni takip performansı	y-ekseni takip performansı	Ortalama performans
1	%98,94	%99,06	%99,00
2	%99,06	%99,40	%99,23
3	%99,20	%99,47	%99,33
Genel Ortalama:			%99,18

Tablo 2’de, EEG ve EMG sinyalleri ile birinci rota planlamasının takip performansları verilmiştir. Ortalama %99,18 performans ile birinci rota planı üç katılımcı tarafından yüksek doğrulukta takip edilmiştir.



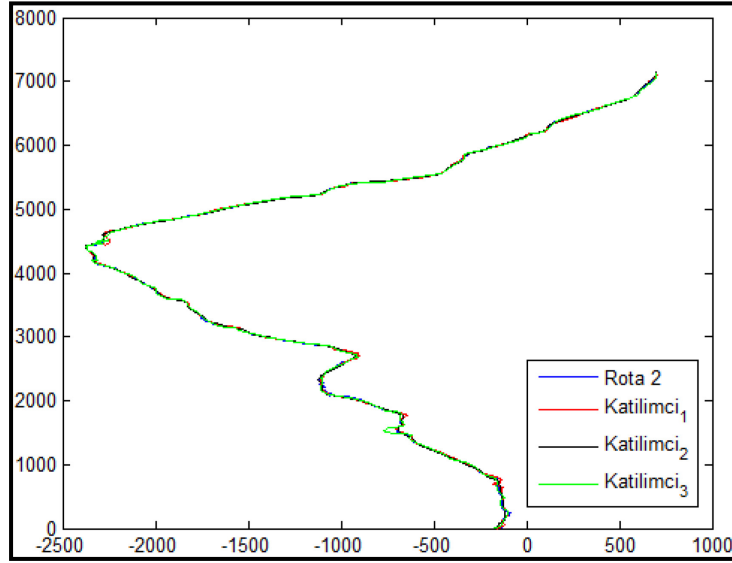
Şekil 11. EEG ve EMG sinyalleri ile takibin ortalaması ile kumanda ile takibin ortalaması

Şekil 11’de EEG ve EMG sinyalleriyle takibin kumandayla takibe benzerliği görülmektedir. Şekil 11 incelendiğinde, Tablo 1 ve Tablo 2’deki verilerin doğrulandığı görülmektedir. Mavi renkli çizim ile kırmızı renkli çizimin birbiri ile ana hatlarıyla çok benzedikleri görülmektedir. Tablo 3’de, Şekil 11’deki rotanın korelasyon yöntemi kullanılarak benzerlik oranı sayısal olarak hesaplanmıştır.

Tablo 3: EEG ve EMG sinyalleri ile takibin kumanda ile takibe benzerlik oranı

x-ekseni benzerlik	y-ekseni benzerlik	Ortalama benzerlik
%99,29	%99,23	%99,26

Tablo 3’de tasarlanan sistem üzerinden EEG ve EMG sinyalleriyle takibin kumanda ile takibe benzerlik oranı verilmiştir. EEG ve EMG sinyalleriyle takip kumanda ile takibe ortalama %99,26 oranında benzemektedir.



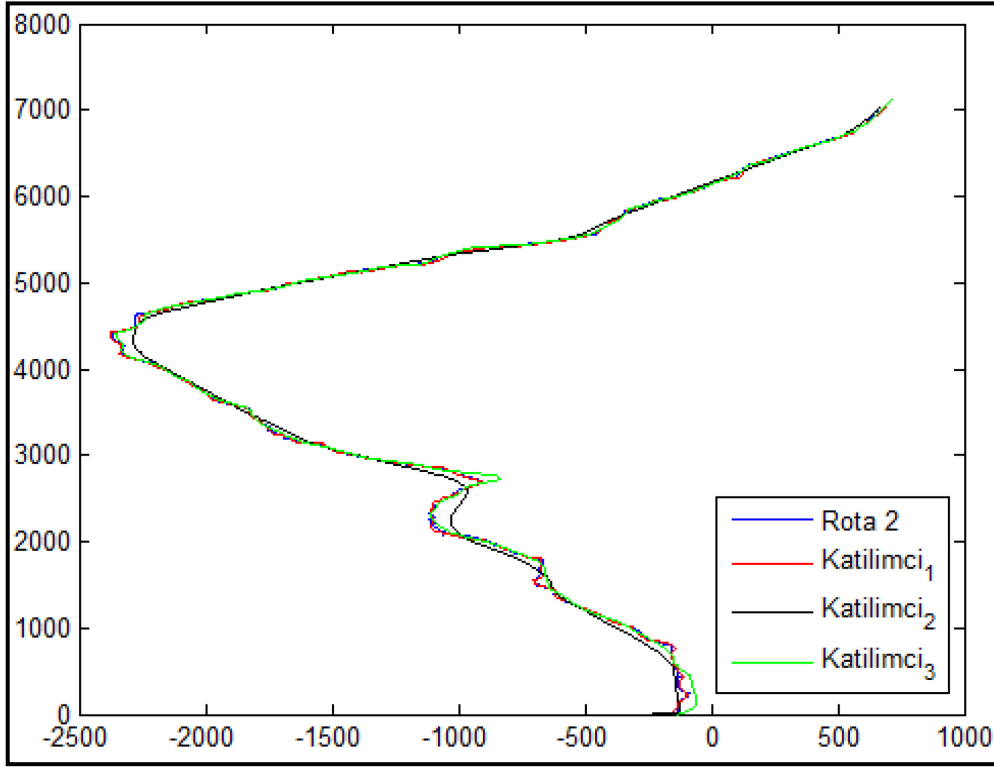
Şekil 12. Gerçek kumanda ile ikinci rota planlamasının takibi

Şekil 12’de, gerçek İHA kumandası ile ikinci rota planlamasının takibi görülmektedir. Şekil incelendiğinde, rotanın İHA kumandası ile yüksek doğrulukla takip edildiği görülmektedir. Tablo 4’de, Şekil 12’deki rotanın korelasyon yöntemi ile takip performansları sayısal olarak belirtilmiştir.

Tablo 4: Gerçek kumanda ile ikinci rota planlamasının takip performansları

Katılımcı	x-ekseni takip performansı	y-ekseni takip performansı	Ortalama performans
1	%98,82	%99,45	%99,13
2	%97,35	%98,85	%98,10
3	%98,39	%98,92	%98,65
Genel Ortalama:			%98,62

Tablo 4’de gerçek kumanda ile ikinci rota planlamasının takip performansları verilmiştir. Bu verilere göre kırmızı renkle temsil edilen katılımcı %99,13 benzerlik oranıyla neredeyse ikinci yolu birebir takip ettiği görülmektedir. Kumanda kullanılarak ortalama %98,62 performans ile ikinci rota planı üç katılımcı tarafından yüksek doğrulukta takip edilmiştir.



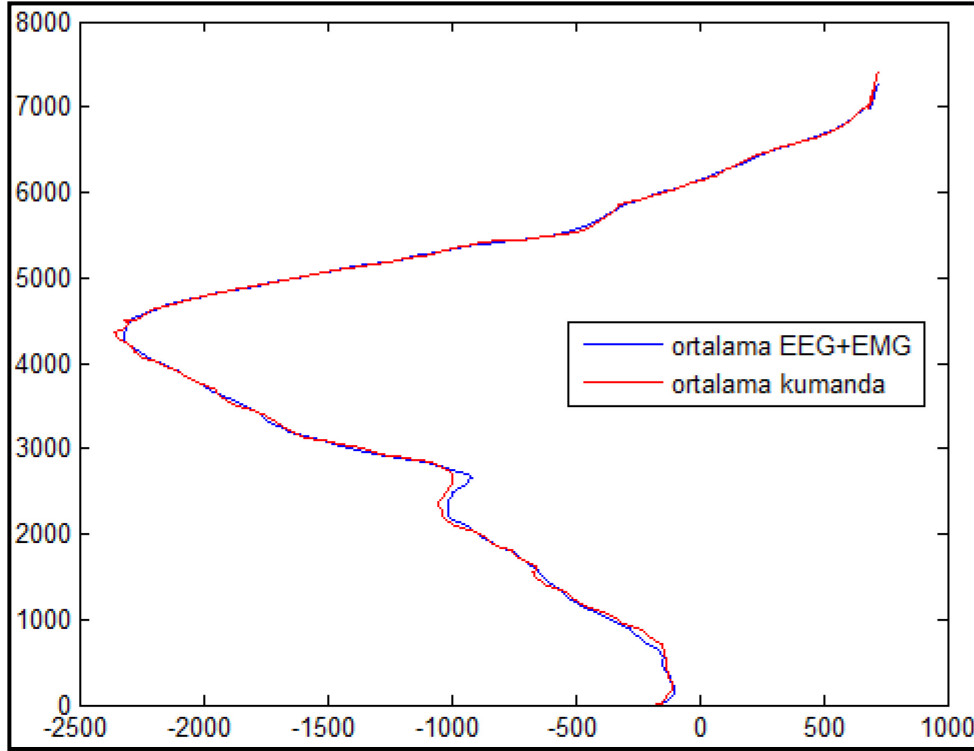
Şekil 13. EEG ve EMG sinyalleri ile ikinci rota planlamasının takibi

Şekil 13'te EEG ve EMG sinyalleri ile ikinci rota planlamasının takibi görülmektedir. Şekle bakıldığında rotanın EEG ve EMG sinyalleri ile yüksek doğrulukla takip edildiği görülmektedir. Tablo 5'de, Şekil 13'teki çizimin korelasyon yöntemi kullanılarak takip performansları sayısal olarak hesaplanmıştır.

Tablo 5: EEG ve EMG sinyalleri ile ikinci rota planlamasının takip performansları

Katılımcı	x-ekseni takip performansı	y-ekseni takip performansı	Ortalama performans
1	%97,94	%99,14	%98,54
2	%97,62	%98,93	%98,27
3	%96,04	%98,81	%97,42
Genel Ortalama:			%98,07

Tablo 5'de, tarafımızdan tasarlanan sistem üzerindeki EEG ve EMG sinyalleri ile ikinci rota planlamasının takip performansları verilmiştir. Ortalama % 98,07 performans ile ikinci rota planı, üç katılımcı tarafından yüksek doğrulukta takip edilmiştir. Birinci rota planı takibine göre performansın azda olsa düşmesi ikinci rota planının zorluğundan kaynaklanmaktadır.



Şekil 24. İkinci rota planlamasında EEG ve EMG sinyalleri ile takibin ortalaması ile kumanda ile takibin ortalaması.

Şekil 14'te, EEG ve EMG sinyalleriyle takibin kumandayla takibe benzerliği görülmektedir. Şekil incelendiğinde, Tablo 4 ve Tablo 5'deki verilerin doğruluğunun desteklendiği görülmektedir. Mavi renkli çizim ile kırmızı renkli çizimin birbirlerine ana hatlarıyla çok benzedikleri görülmektedir. Tablo 6'da, Şekil 14'teki rotanın korelasyon yöntemi kullanılarak benzerlik oranı sayısal olarak hesaplanmıştır.

Tablo 6: EEG ve EMG sinyalleri ile takibin kumanda takibine benzerlik oranları

x-ekseni benzerlik	y-ekseni benzerlik	Ortalama benzerlik
%99,38	%99,94	%99,66

Tablo 6'da, EEG ve EMG sinyalleriyle takibin kumanda ile takibe benzerlik oranı verilmiştir. EEG ve EMG sinyalleriyle takip, kumanda ile takibe ortalama %99,66 oranında benzemektedir. Bu oran doğal olarak birinci rota takibindeki sonuçlara oldukça yakındır.

Bu çalışmada 3 farklı katılımcı ile 2 farklı rota üzerinde, hem manuel kumanda yöntemi hem de tarafımızdan tasarlanan 3D sanal gerçeklik uygulaması ile rota performansları belirlenmiş ve analizi ayrı ayrı yapılmıştır. Bu çalışma sayesinde kumandaya bağlı kalmaksızın giyilebilir sinyal alıcılar sayesinde kas ve beyin gücü ile yönlendirilebilen bir IHA'nın başarılı bir şekilde istenilen yörüngede hareket ettirile bilindiği görülmüştür. Elde edilen çalışma hem sağlık ve eğitim alanlarında kullanılabileceği gibi hem de askeri ekipmanların uzaktan kumanda edilebilmesine de olanak sağlamaktadır.

Kaynakça

- Altin C and Er O. 2017. "Designing wearable joystick and performance comparison of EMG classification methods for thumb finger gestures of joystick control.", Biomed Res India 28: 4730-4736.
- Altin C and Er O. 2016. "Comparison of different time and frequency domain feature extraction

- methods on elbow gesture's EMG", *Eur. J. Interdiscip. Stud.*, vol. 5, no. 1, pp. 35-44.
- Altin C. 2017. "Control of Four Rotor Unmanned Aerial Vehicle with Visual Feedback via Combined EEG and EMG Biological Signals" *Ph.D Thesis*, Yozgat Bozok University.
- Dulantha Lalitharatne T., Teramoto K., Hayashi Y. and Kiguchi K. 2013. "Towards Hybrid EEG-EMG-Based Control Approaches to be Used in Bio-robotics Applications: Current Status, Challenges and Future Directions", *PALADYN J. Behav. Robot. Rev. Artic.*, vol. 4, no. 2, pp. 147-154.
- MATLAB Documentation. 2004. Version 7.0, Release 14. The MathWorks, Inc.
- Mcadams E. 2011. "Bio-Medical CMOS ICs", Springer, no. December 2010, pp. 31-124.
- Reilly RB. and Lee TC. 2010. "Electrograms (ECG, EEG, EMG, EOG)", *Technol. Heal. Care*, vol. 18, no. 6, pp. 443-458, Jan.
- Sturman DJ. and Zeltzer D. 1994. "A survey of glove-based input," *IEEE Comput. Graph. Appl.*, vol. 14, no. 1, pp. 30-39, Jan.
- Unity Technologies. 2018. Unity 3D. <http://unity3d.com/>.
- Vaughan TM., Wolpaw JR. and Donchin E. 1996. "EEG-based communication: prospects and problems.", *IEEE Trans. Rehabil. Eng.*, vol. 4, no. 4, pp. 425-30, Dec.
- Wolpaw JR., Birbaumer N., McFarland DJ., Pfurtscheller G. and Vaughan TM. 2002. "Brain-computer interfaces for communication and control.", *Clin. Neurophysiol.*, vol. 113, no. 6, pp. 767-91, Jun.
- Wolpaw JR., McFarland DJ. and Vaughan TM. 2000. "Brain-computer interface research at the Wadsworth Center." *IEEE Trans. Rehabil. Eng.*, vol. 8, no. 2, pp. 222-6, Jun.