

BEYİN DALGASI KONTROLLÜ PROTEZ KOL TASARIMI

Erol Uyar¹, Kadir Şenli², Lütü Mutlu³

¹ Ege Üniversitesi, Elektrik-Elektronik Müh. Bölümü, İzmir erol.uyar@deu.edu.tr

² DENTAŞ Kâğıt Sanayi A.Ş., Mühendislik ve Ar-Ge Müdürlüğü, Denizli kadir.senli@dentaskagit.com.tr

³ Dokuz Eylül Üniversitesi, Mekatronik Mühendisliği Bölümü, İzmir lutfi.mutlu@deu.edu.tr

ÖZET

Bu çalışmada prototip amaçlı olarak bir kolun tasarımı ve beyin sinyalleri kullanılarak hareketlerinin kontrolü ele alınmış ve uygulanması gösterilmiştir. Son yıllarda BCI (Brain Computer Interface) teknolojisi uygulaması sayesinde beyin sinyalleri ile bilgisayar arasında doğrudan bir bağlantı kurulması ve bu sayede kol, bacak, ayak, el gibi uzuvlarını kaybetmiş özürllülerin, proteze uzuvlarını beyin sinyalleri ile kontrol etmesi mümkün hale gelmiştir. Çalışmada uygulama örneği olarak seçilen dirsek altı bir protezin analog beyin sinyalleri ile bilgisayar ve elektronik devreler üzerinden bilek ve parmak hareketlerinin başarı ile kontrolü gerçekleştirilmiştir. Beyin sinyallerinin bilgisayar ortamına aktarılması ve kaydı, başa kask şeklinde takılan ve başın 16 ayrı noktasındaki EEG (elektroensefalogram) sinyallerini alan beyin dalgası sensörü ve özel yazılımı ile gerçekleştirilmiştir. Düşünce gücü ile üretilen bu sinyallere göre protezin bilek ve parmak hareketleri başarı ile gerçekleştirilmiştir.

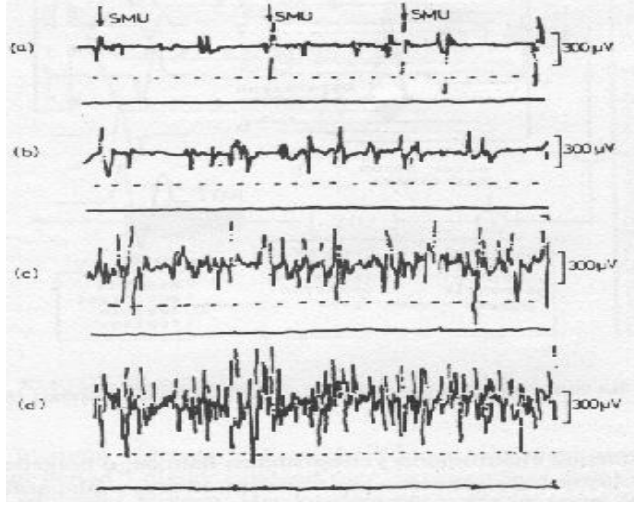
Anahtar Kelimeler: EEG, beyin dalgası sensörü, robot kol

1. GİRİŞ

Bundan önce yapılan bir çalışmada kasların kasılması sonucu elde edilen elektromiyografi (EMG) sinyalleri kullanılarak benzer bir uygulama yapılmış ve sonuçları aktarılmıştır [3]. EMG sinyalleri kasın kasılması sonucu ortaya çıkan biyopotansiyel sinyallerdir. Bunların kaynağı, vücutta meydana gelen çeşitli elektrokimyasal olaylardır. İstemli kas hareketleri, beyinde oluşan aksiyon potansiyellerinin sinirler yoluyla kasa iletilmesi sonucu ortaya çıkar. EMG sinyalleri vücuttan elektrotlar yardımı ile algılanırlar ve elektrot çeşidine göre değişik adlarla anılırlar ve bu sinyallerin kuvvetlendirilmesinde fark kuvvetlendiricileri kullanılır. Yüzey elektrotları ile yapılan ölçümlerde çok geniş bir alandaki elektriksel etkinlik ile ilgili bilgi elde edilebilir. Özel olarak bir motor ünitesinin veya üniteler grubunun incelenmesinde, elektrotların bilgi topladıkları alttaki alan çok geniş olabilir. Ayrıca, yüzeydeki kasların faaliyeti alttan gelen bilgiyi maskeleydiğinden yüzey elektrotları sadece yüzeydeki kasların incelenmesinde kullanılabilir.[1]

İskelet kasları lif (fıber) denilen ince uzun hücrelerden meydana gelmiştir. Uzunlukları 1-50 mm ve çapları 10-100 µm arasındadır. Dış yüzeyleri sakrolemma denilen bir kılıf ile örtülü olan bu lifler bağlayıcı kıkırdak dokuya bağlıdırlar. Kasın kasılması, liflerin kasılıp şişmesi ile olur ve kaslara besin kan damarları ile uyarı ise sinirler ile götürülür. Kasın kasılması anında bir seri kimyasal tepkime olur. Kas hareketi sırasında üretilen gerilim için bir açıklama yapacak olursak; bir duyu alıcısı uyarıldığında, duyu sinir lifi boyunca yürüyen bir depolarizasyon dalgası (aksiyon potansiyeli) oluşturur. Bu darbe dizisi beyne ulaşır. Buna cevap olarak beyin de, motor uç plaklarının depolarizasyonuna sebep olan uyarıyı, motor sinirleri boyunca yayan aksiyon potansiyelleri şeklinde kasa gönderilir. Motor uç plaklarının depolarizasyonu kas lifi içindeki hücreleri depolarize eder ve lifler kasılır. Şekil1’de normal bir interosseus dorsalis kasının (elin başparmağı ile işaret parmağı arasındaki kas) çeşitli kasılma sıralarında ürettiği motor ünite potansiyelleri (EMG) işaretleri görülmektedir. Hafif kasılma durumunda tek bir motor ünitesinin faaliyeti ayırt edilebildiği halde kuvvetli kasılmalarda bu mümkün değildir. Çünkü birçok motor ünitesinin faaliyeti

üst üste binmiştir. Kasın kasılması kademeli olarak artarken aktif motor ünitelerinin uyarma frekansları artar ve yeni (daha önce aktif olmayan) motor üniteleri devreye girer.



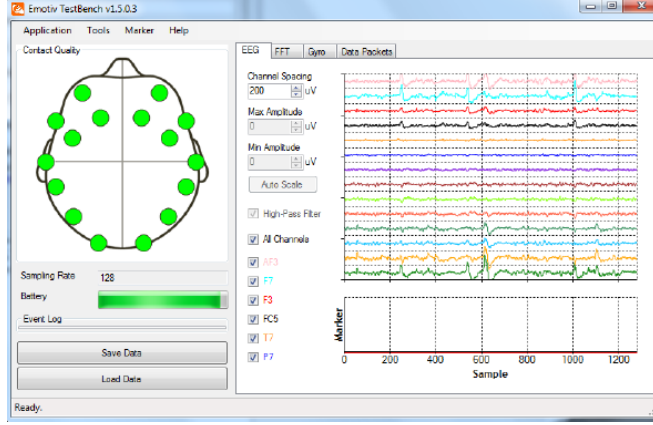
Şekil 1. Normal bir dorsal interossus kasının çok azdan çok kuvvetliye kadar kasılması anlarında üretilen potansiyeller

Yorulma sonucu EMG sinyallerinin frekans spektrumu, alçak frekanslara doğru genliği artarak kaymaktadır. Eğriden yorulma sonucu kastan elde edilen kuvvetin zamanla azaldığı da görülmektedir. EMG sinyali stokastik (rastlantısal) bir yapı gösterir ve Gaussian da ılım fonksiyonuyla tanımlanır. EMG sinyalinin genliği 0 ile 10 mV (tepe noktaları arası) ya da 0 ile 1,5mV (RMS) arasında değişir. Kullanılabilen sinyal enerjisi 50 ile 500 Hz frekans aralığında olup baskın enerji 50 ile 150 Hz arasında değişir. Kullanılabilen sinyaller, elektriksel gürültü seviyesinin üzerinde bir enerji taşırlar. En ideal EMG sinyali 50 Hz ile 500 Hz arasında gözlemlenmektedir. Sinyalin bu aralığın dışındaki frekans bileşenlerinden filtrelenmesi gerekmektedir. Bunun için enstrüman yükselticinin çıkışından alınan sinyal önce yüksek geçiren filtreye sokulmuş, daha sonra sinyalin 500 Hz'in üzerindeki bileşenleri alçak geçiren filtre ile filtrelenmiştir. EMG sinyallerini işlemek için gerekli elektronik kartların beslenmesi amacıyla +5V, -5V, +12V, -12V ve 0 ile 12V arası ayarlanabilen çıkışlara sahip gerilim kaynağı tasarlanmıştır (Şekil 3.)

Kasların kasılması sonucu elde edilen EMG sinyallerinin yüzey elektrotlarla sadece yüzeydeki kaslardan gelen bilgiyi ölçmesi ve bunun maskelenmesinden dolayı sinyal gücünün kasılmaya bağlı değişimi bir dezavantaj teşkil etmektedir. Kasların yorulmasına bağlı olarak EMG sinyallerinin frekans spektrumunun alçak frekanslara doğru genliğinin artarak kayması, yorulma sonucu kastan elde edilen kuvvetin zamanla azalması, bunun için sinyalin çalgı aleti yükselticiden ve bir bant filtresinden geçirilmesi zorunlulukları, beyin sinyallerinin kullanımının daha uygun olacağı fikrini ortaya koymuştur. Ayrıca kollarını veya ellerini kaybetmiş olan kişilerin, düşünce gücü ile ürettikleri beyin sinyallerini kullanarak tasarlanan protez kolun kumandası gerçekleştirilmiştir.

2. BEYİN SENSÖRÜ VE EEG SİNYALLERİNİN İŞLENMESİ

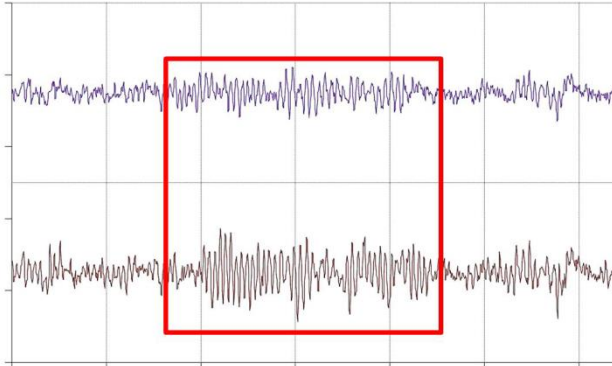
Çalışmada Emotive firmasının geliştirdiği EPOC başlık seti ve programlarından faydalanılmıştır. Başlık üzerinde bulunan 16 ayrı EEG sensöründen kablosuz olarak alınan sinyaller, bilgisayara aktarılmakta ve Emotiv TestBench programı ile görüntülenmektedir (Şekil 2).



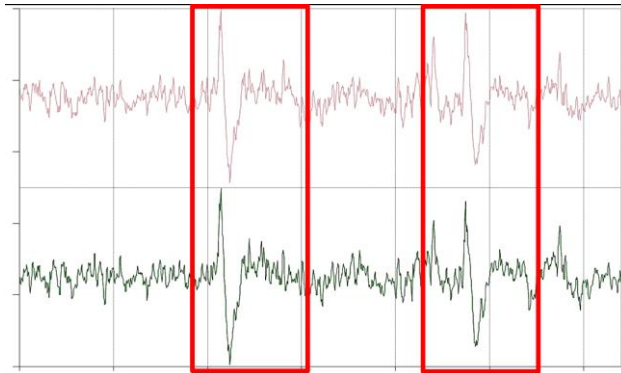
Şekil 2. Beyin dalgası sensöründen alınan EEG sinyalleri ve her bir sensörün bağlantı kalitesi

Şekil 2’de görülen 16 adet yeşil nokta sensörlerin konumlarını göstermektedir. Bu noktaların renkleri ise her bir sensörden alınan verilerin kalitesini göstermektedir. Başlık seti kullanılmadan önce kaliteli veri alımı için sensör uçlarında bulunan keçelerin özel bir solüsyon ile nemlendirilmesi gerekmektedir. Bütün sensörlerden yeterli kalitede veri aldığımızı emin olduktan sonra sinyal işlenmesine geçilebilir.

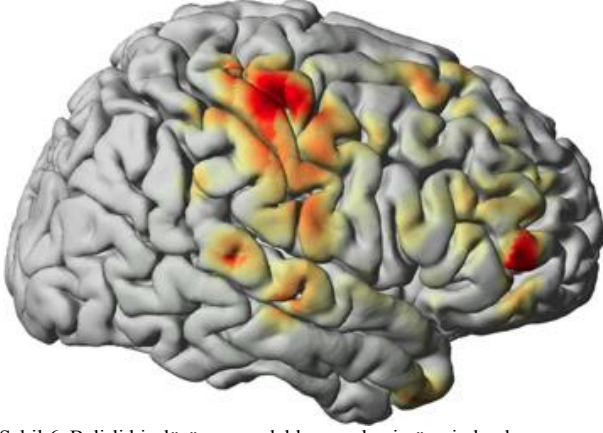
Başın değişik noktalarından alınan bu sinyaller, kafa hareketlerine, mimiklere ve diğer düşüncelere göre değişimler göstermektedir. Çeşitli durumlarda alınan sinyal bilgilerine göre, benzer durumun tekrar oluşması durumunda program bunu algılamakta ve kayıtlı olayın gerçekleştiği bilgisini bize vermektedir. Bu olayların tespitinde bütün sensörlerdeki değişime bakmak yerine Şekil 3 ve Şekil 4’de (göz kapatma ve göz kırpma olaylarında) görüldüğü üzere belirli sensörlerdeki değişimler incelenebilir.



Şekil 3. Göz kapatma sonucu O1 ve O2 sensörlerinden alınan verilerin değişimi

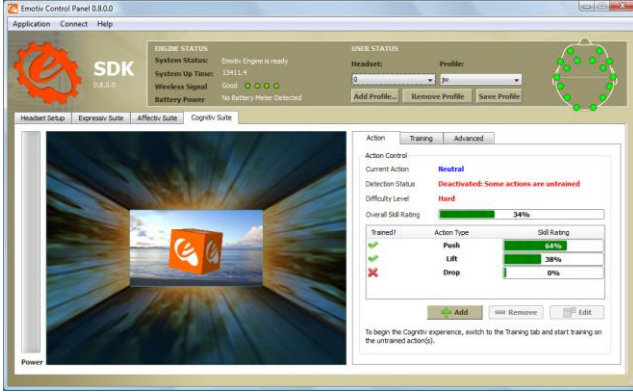


Şekil 4. göz kırpma sonucu AF3 ve AF4 ve O2 sensörlerinden alınan verilerin değişimi



Şekil 6. Belirli bir düşünceye odaklanınca beyin üzerinde oluşan manyetik yoğunluklar

Şekil 7’te görülen arayüz programı (Emotive Control Panel) vasıtası ile önceden tanımlanan temel düşünce komutlarının (kutuyu itmeyi, çekmeyi, sağa sola döndürmeyi vb. düşünme) eğitimini kişi kendi kendine yapabilmekte ve her bir komutu gerçekleştirmedeki başarı oranı görülebilmektedir. Gerçekleştirilen bu eylemler sonucu bilgisayara istenen komutlar verilebilmekte seri port üzerinden dış ortama aktarılabilir.



Şekil 7. Emotive Control Panel Programı

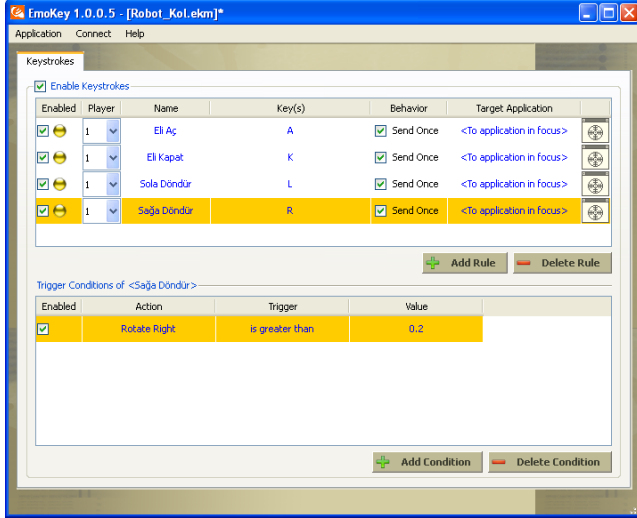
Şekil 8’da görülen EmoKey programında yapılması beklenen 4 adet koşul ve bu koşullara karşılık gelen eylemler tanımlanarak, gerçekleşen düşüncelere göre protezin bilek ve parmak hareketleri sağlanmıştır. Protezin hareketi için gerekli koşul ve eylemler şu şekildedir.

1. Çekme (kutunun bize doğru geldiği) düşünülüyse seri port üzerinden A komutu otomatik olarak gönderilir.
2. İtme (kutunun bizden uzaklaştığı) düşünülüyse ise K komutunu gönderilir.
3. Sola Döndürme düşünülüyse ise L komutunu gönder.
4. Sağa Dndürme düşünülüyse ise R komutunu gönder.

Her koşul için ayrı olarak girilen düşünce yoğunluğu eşik değeri ayarlanarak daha hassas bir algılama gerçekleştirilir. Seri port üzerinden gönderilen bu dört komut (“A”, “K”, “L”, “R”) protez üzerinde bulunan mikroişlemci tarafından okunarak motorların döndürülmesi gerçekleştirilir. Alınan bu komutlara karşılık gelen eylemler ise şu şekildedir.

- “A” komutu geldiyse 1. numaralı motor ters yönde dönerek, protezin parmaklarının açılması sağlanır.
- “K” komutu geldiyse 1. numaralı motor ileri yönde dönerek, protezin parmaklarının kapanması sağlanır.
- “L” komutu geldiyse 2. numaralı motor ileri yönde dönerek, protezin bileğinin sola dönmesi sağlanır.
- “R” komutu geldiyse 2. numaralı motor ters yönde dönerek, protezin bileğinin sağa dönmesi sağlanır.

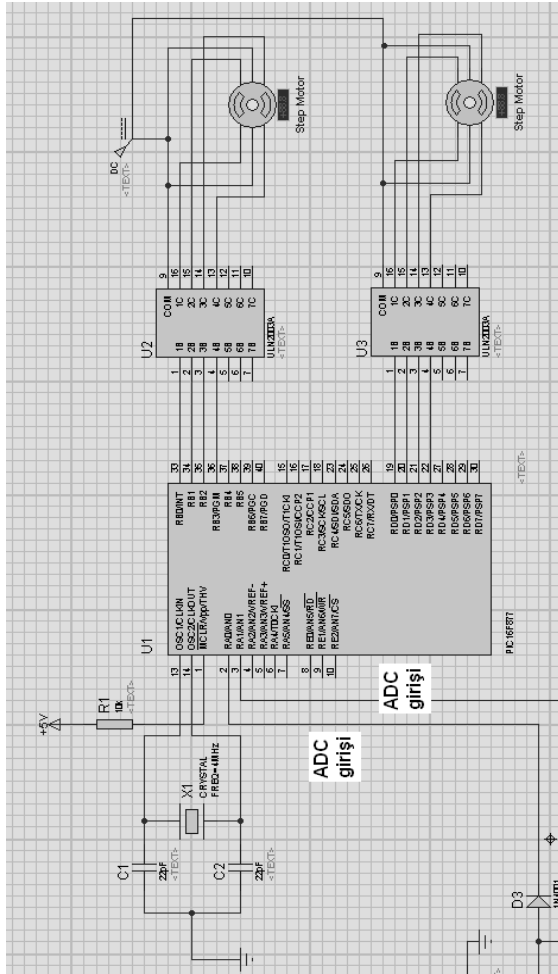
Bu komutlar düşünce devam ettiği sürece gönderilir.



Şekil 8. EmoKey programında tanımlanan koşullar ve bunlara karşılık gelen komutlar.

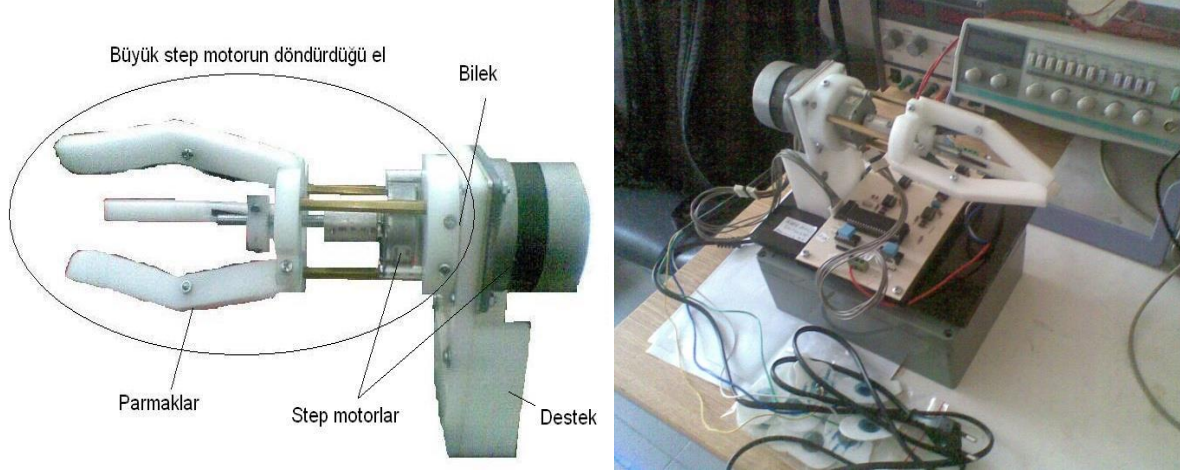
3. MEKANİK TASARIM VE KONTROL

Hafif ve torna tezgahında kolay işlenebilir olmasından dolayı protez kolun imalatında polyamid malzeme kullanılmıştır. Bu tip mekanik aksam tasarımlarında, polyamid sıklıkla kullanılan malzemelerdendir.[2]



Şekil2.4: Step motor sürücü devresi

Öncelikle SolidWorks tasarımı yapılan kolun, poliamid ve metal parçaları belirtilen ölçülerde, gerekli mekanik işlemlerle hazırlandıktan sonra kol mekanizmasının montajı yapılmıştır. Döner bir flanş şeklinde tasarlanan bilek ve buna bağlı sonsuz vidanın ucunda bulunan elin parmak hareketleri iki adet, ULN2003A tipi, 4 fazlı unipolar step motoru ile sağlanmıştır. Bu motorlar belirli tutma ve kaldırma işlevleri için yeterli güçte olup, 5 Volt'ta dahi yüksek tork sağlayabilmektedir. Bu şekilde kol mekanizmasının bilek dönme, el açma-kapama ve tutma hareketleri rahatlıkla sağlanabilmektedir.



Şekil3.1: Robot kol mekaniği

4. SONUÇLAR VE DEĞERLENDİRME

Prototip amaçlı olarak gerçekleştirilen dirsek altı protezin beyin sinyalleri kullanılarak kontrol edilmesi öncelikle ellerini kaybetmiş olan kişilerin protez vasıtasıyla temel el hareketlerini yapabilmelerine olanak sağlayacaktır. Daha önce gerçekleştirilen benzer çalışmada, sağlıklı koldan alınan EMG sinyallerindeki parazitler nedeniyle oluşan sorunlar bu çalışmada ortadan kaldırılmıştır. Sistemin taşınabilir boyutlarda olması da kullanım kolaylığı sağlamaktadır.

KAYNAKÇA

- [1] Cram, J. R., Kasman, G. S. ve Holtz, J., "Introduction to Surface Electromyography", Aspen Publishers Inc., Gaithersburg, Maryland, 1998.
- [2] Billingsley, J. "Essentials of Mechatronics", University of Southern Queensland, Avustralya, 2006.
- [3] Şenli K., Uyar E., EMG (Elektromiyografi) Kontrollü Protez Kol Tasarımı, TOK2011, İzmir, 2011.