

EMG SİNYALLERİNİN ELDE EDİLMESİ VE SINIFLANDIRILMASI İÇİN FPGA KARTI İLE DEVRE TASARIMI

Dr.Öğr.Üyesi Can Bülent FİDAN

Karabük Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi, Mekatronik Mühendisliği Bölümü
cbfidan@karabuk.edu.tr

ÖZET

Protez çalışmalarında nihai amaç; gerçek anlamda aynı görevi üstlenebilecek bir cihaz ortaya koyabilmektir. Protez kontrolü üzerine bugüne kadar oldukça değişik çalışmalar yapılmış olmasına karşın myoelektrik işaretler üzerinde yapılan çalışmalar ve günümüzde gelişme gösteren yüksek hızlı ve paralel işlem yapabilme özelliği olan CPU' lar sayesinde gerçek zaman uyumlu ürünler ortaya konabilmektedir. Özellikle DSP ve FPGA' ların gelişmesiyle bu türden çalışmalar artık daha rahat yapılabilmektedir. Bilindiği gibi kas yorgunluğu arttıkça EMG işaretinin frekans spektrumu düşük frekanslara doğru bir yığılma göstermektedir. Bu nedenle çalışmamız küçük bir zaman dilimindeki analizleri içermektedir. Deri yüzeyinden algılanan elektromiyografik (EMG) işaretler, kas liflerinin kasılması sonucu oluşan çok sayıda aksiyon potansiyellerin birleşimidir. Kaslardan üretilen her bir EMG işaretinin örüntüsü hareketin yönü ve eylemin hızı hakkında bilgi içerir. Bu örüntülerin sınıflandırılmasında kullanılan öznitelik vektörlerini bulmak için değişik işaret işleme teknikleri mevcuttur.

Bu çalışmada ön kol yana kaldırma, ön kol yandan indirme, dirsek açma ve dirsek kapama hareketlerini tanımlayabilmek için ön kol yüzeyinden algılanan EMG işaretleri kullanılmıştır. Bu hareketleri sağlayan üç farklı kas grubuna elektrotlar bağlanmıştır. Hareketlere ait EMG sinyalleri deneğin sol kolunda bulunan üç farklı kas topluluğundan eş zamanlı olarak alınmıştır. Her bir hareketten 125 olmak üzere, toplamda 500 kayıt alınmıştır. Yüzey kaslardan algılanan bu EMG işaretlerine ait özellikler çıkarılmadan önce elde edilen EMG sinyalleri dijital filtrelerden geçirilerek hem işareti bozan etkilerden arındırılmış hem de işarete ait olmayan diğer bileşenlerin çoğu filtrelenmiştir. Daha sonra filtrelenen işaretin zaman dönemine ait farklı özellikleri tespit edilmiştir. Sınıflandırma aşamasında Yapay Sinir Ağları (YSA) kullanılmıştır. Yapay sinir ağı, Hatanın Geriye Yayılması (Back- Propagation) algoritmasına sahiptir.

Anahtar Kelimeler: Miyoelektrik İşaretler, EMG, Yapay Sinir Ağları (YSA), Dijital Filtre, Özellik Çıkarma

CIRCUIT DESIGN WITH FPGA CARD FOR ACQUISITION AND CLASSIFICATION OF EMG SIGNALS

ABSTRACT

The ultimate goal in prosthetic studies; To be able to produce a device that can actually take on the same task. Although many studies have been carried out on prosthetic control so far, real time compatible products can be produced thanks to the studies done on myoelectric signals and the CPUs which have high speed and parallel processing capability which are developing today. Especially with the development of DSP and FPGAs, such studies can be made more comfortable. As is known, as the muscle fatigue increases, the frequency spectrum of the EMG signal shows an accumulation towards low frequencies. For this reason, our study includes analyzes in a small-time segment. Electromyographic (EMG) signals markings from the skin surface are a combination of multiple action potentials resulting from the contraction of muscle fibers. The pattern of each EMG signal produced from the muscles contains information about the direction of movement and the speed of action. Different signal processing techniques are available to find the feature vectors used to classify these patterns.

In this study, EMG signs detected from the forearm surface were used to define forearm abduction, forearm adduction, elbow extension, elbow flexion movements. The electrodes are connected to three different muscle groups that provide these movements. The EMG signals of the movements were taken simultaneously from three different muscle populations of the left arm of subject. A total of 500 records have been received, 125 from each movement. Before extracting features of signals the characteristics of the EMG signals detected from the surface muscles, the resulting EMG signals were passed through the digital filters and both the signal-disrupting effects were cleared and most of the other non-marking components were filtered. Then, different characteristics of the filtered sign were determined. Artificial Neural Networks (ANN) were used in the classification stage. Artificial neural network has the error back propagation algorithm.

Keywords: Myoelectric Signals, EMG, Artificial Neural Network (ANN), Digital Filter, Feature Extraction

1.GİRİŞ

II. Dünya savaşından beri vücudun dış güçleri olan uzuvların (kol ve bacak gibi) hasara uğradığında tekrar kullanmaya yönelik yapay protez cihazları imal etmek için birtakım çalışmalar yapıldı. Bu konudaki ilk sayılabilecek çalışmalarda, vücudun zedelenmiş kaslarından gelen elektromiyografik (EMG) işaretlerinden yararlanıldı. [1, 2, 3, 4]. Yapılan araştırmaların çoğu ana parçanın üzerinde özel çalışma veya efor gerektiren ya hep ya hiç biçimi tek hareket kontrolleri şeklinde olmuştur. İlk myoelektrik kontrollü protez; kavrama/bırakma gibi tek bir fonksiyonu gerçekleştirmeyi amaçlamıştır. Gelişen bilgisayar teknolojisinin, EMG işaretleri

üzerinde daha detaylı işaret işleme ve analiz imkanlarını sağlamasıyla protezler üzerinde hareket kontrollerini daha mümkün hale getirdi. Parmak kapama (flexor) ve açma (extensor) kas gruplarından elde edilen EMG işaretlerini kullanan araştırmacılar işaretleri doğrultuktan sonra genliklerini karşılaştırmış, hangisi daha büyükse onun temsil ettiği hareketin istendiğine karar vermiştir. [5,6]. Buna göre parmak sıkıcı veya açıcı röleler çalıştırılarak elin kavrama ya da bırakma hareketini yapması sağlanmıştır. Aynı çalışma ilkesi günümüzde de tek fonksiyonlu yapay ellerde kullanılmaktadır. Ancak daha gelişmiş işaret işleme yöntemleriyle kavrama hız ve gücünü kapsayan oransal kontroller artık mümkün olmaktadır.

Dorcas ve Scott, birden fazla serbestlik derecesini kontrol edebilmek için bir noktadan ölçülen EMG işaretinin etkin değerini ayrı bölgelere bölme yöntemini geliştirmiştir.[7]. Daha sonraları aynı kasın değişik düzeylerdeki kasılmaları farklı hareketlere karşı düşürülmüş EMG işareti hangi aralığa giriyorsa o aralığın belirttiği hareket protezde gerçekleştirilmiştir. Zamanla birçok noktadan ölçülen EMG işaretlerinden faydalanılması düşünülmüş ve 10 tane elektrot, belli hareketlerin gerçekleştirilmesinde etkin olan kasların üzerine yerleştirilmiştir. Elektrotlarla edinilen EMG ölçümleri matris halinde dizilmiş ve bilgisayarda incelenmiştir. İnceleme sonucunda elde edilen sınıflama işlemleri daha sonra EMG ölçümlerinin sınırlanarak değişik hareket sınıflarına ayrılmasında kullanılmıştır. Çok elektrotlu myoelektrik kontrolün farklı bireylere uygulanması üzerinde çalışan Lyman, 'öğrenme' ve 'çalışma' olarak iki ayrı aşama tanımlamıştır.[8]. Öğrenme sırasında özürü kişi, sağlıklı koluyla hayali kolunu paralel olarak hareket ettirirken bilgi-işlemci EMG örüntüleri ile kol hareketleri arasındaki bağıntıyı saptar ve böylece normal çalışma sırasında, özürünün ürettiği EMG eğitim süresinde elde edilenlerle kıyaslanıp en fazla benzeyen örüntü saptanır. Sonra o örüntüye ait hareketi amaçladığına karar verilir. (en yakın komşu algoritması) Yöntemin, (pazu kemiği) döndürme, dirseği açma/kapama ve önkolu döndürme fonksiyonlarının kontrolünde başarılı olduğu bildirilmiştir. Aynı tekniği uyarlayan İsveçli araştırmacılar, "İsveç Eli" olarak bilinen çalışmalarında, kavrama/bırakma, önkolu döndürme ve bileği aşağı/yukarı bükme hareketlerini denetlemişlerdir.[9]. Ayrıca sistemde mikroişlemci kullanılarak protezin oransal kontrolü sağlanmıştır. Başka bir çalışmada ise dirsekten omuza kadar olan kemiği (pazu kemiği) kesilen veya felç olan şahsın biceps (kolun üst kısmındaki kaslar-iki başlı kas) ve triceps (üç başlı kas)' kaslarından alınan EMG işaretlerinin istatistiksel analizini yaptı. İstatistiksel işaret tanıma algoritmaları, kolun birleşik ilk hareketleri ve muhtemel işaretlerinin her birine cevap veren işaretleri sınıflandırmak için kullanıldı. Bu çalışmada; kol kemiğine veya omuza ait iç/dış dönme, dirsek açma/kapama ve bileği aşağı/yukarı bükme hareketleri denetlenmiştir. El kavraması hareketi sınıflandırmaya katılmamıştır.[10].

Özellikle Graupe'nin çalışmasından faydalanarak, Kelly, Parker ve Scott ilk olarak YSA (Hopfield algoritması) kullanarak myoelektrik işareti sınıflamaya dayalı çok fonksiyonlu kontrol tasarımını gerçekleştirdiler. [5,6]. Daha sonra bu ilk çalışmadan yararlanarak Hudgins, Parker ve Scott tarafından yine YSA kullanılarak çok fonksiyonlu bir myoelektrik kontrol çalışması geliştirildi.[11]. Söz konusu çalışmalar, biceps ve triceps kaslardaki elektrotlardan

alınan işaretlerin zaman serisi parametreleri çıkartılarak dört hareketin sınıflandırılması gerçekleşmiştir. Bu öncü çalışmaların verdiği umut, bu işle uğraşmak isteyen bilim adamı ve mühendisleri öyle etkilemiştir ki, bugün artık yüzlerce araştırmacı çok daha ileri tekniklerle EMG işaretlerini elde edebilmekte ve istatistik, işaret işleme, yapay zekâ gibi pek çok bilim dalını birlikte kullanarak yeni analiz yöntemleri geliştirebilmektedirler. (Bulanık Mantık, Genetik Algoritmalar, Yapay Sinir Ağları, Dalgacık Dönüşüm Algoritmaları, Temel Bileşen Analizi... gibi onlarca değişik yöntem)

Bu çalışmamızda esas olarak; EMG işaretlerinin elde edilmesine yönelik bir elektronik devreden bahsedeceğiz. Bu devre pek çok alt devreden ve parçadan oluşmakta. Bu devreyi oluştururken biyolojik bir işaret olan emg işaretinin özelliklerini (genlik, frekans bandı... gibi) göz ardı edemeyiz. Tıbbi amaçlı uygulamalar için bugün artık oldukça profesyonel cihazlar mevcut. Fakat araştırmacı mühendisler için hiçbir zaman hiçbir olay tamamen bitmiş sayılmaz. Bu yüzden gelişim sürekli devam edecektir. Bu amaçla; kullandığımız ve temiz veri elde edebildiğimiz bir devrenin parçalarını ve tasarımını bu çalışmada anlatmayı uygun buldum.

2. MATERYAL VE YÖNTEM

Genel olarak baktığımızda biyolojik ölçmeleri; Klinik ve Araştırma Ölçmeleri diye iki ana kategoriye ayırabiliriz. Bu ana yaklaşım altında oluşturulan bir ölçüm düzeni; ölçü cihazı ve üzerinde ölçüm yapılacak obje, diye iki temel birimden oluşmaktadır diyebiliriz. Biyolojik ölçme düzenlerinde obje tamamen insan veya insandan alınan bir doku örneği olabilir. Objenin ölçümü için dinamik ve statik örnekleme yöntemleri kullanılır.

- a) Dinamik Örnekleme: Fizyolojik parametreler vücuttan bir dönüştürücü yardımıyla algılanır. Dinamik örnekleme de ölçü sistemi; ölçüm parametrelerindeki ani değişimlere cevap verebilecek niteliklere haiz olmalıdır. Dinamik Örnekleme, direkt ve dolaylı olmak üzere iki şekilde yapılır. Direkt Örnekleme de elektrot ve çeviriciler deri yüzeyine veya vücut içine yerleştirilmiştir. Hasta için tehlike içermesine karşın tasarımı ve kullanımı kolaydır. Dolaylı Örnekleme de dönüştürücüler objeyle temas etmez. Güvenli olmalarına karşın kullanım açısından karmaşıktır.
- b) Statik Örnekleme: Ölçüm yapılacak obje canlı sistemden alınmıştır. Laboratuvar ortamında gerekli analizler yapılabilir. Örneğin, parmaktan alınan kan vs...

2.1. EMG İşaretinin oluşumu

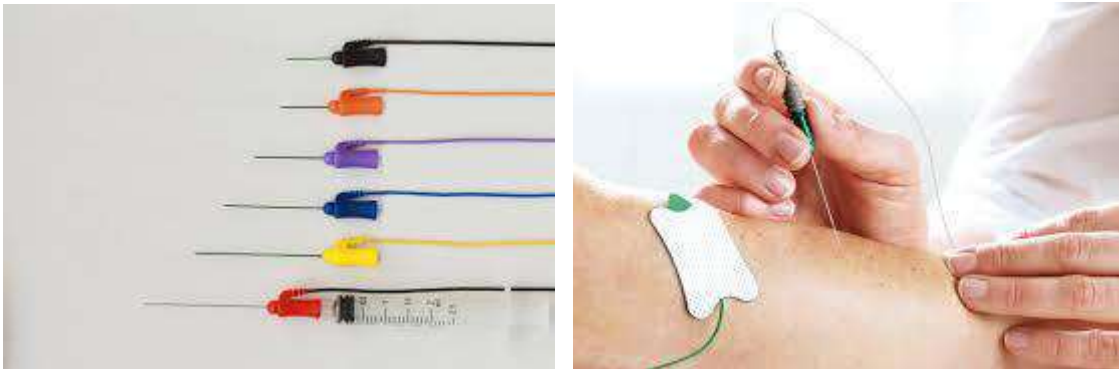
Biyolojik işaretlerin oluşumunda hücre içinde ve hücreler arasındaki biyokimyasal ilişkilerin bilinmesi önemlidir. İnsan bir hareket yapmak istediğinde beynimizden sinir hücrelerine aksiyon potansiyeliyle emir gönderilir ve sinirlerden de kasa iletilen bir aksiyon potansiyeli sayesinde yapmak istediğimiz hareketi gerçekleştirmiş oluruz. Canlı hücrelerin membranlarının iki yanından yapılan ölçümlerde elektriksel potansiyel farkı saptanabilir. Hücre tipine göre değişen ve *dinlenme potansiyeli* adını alan bu fark kas ve sinir hücrelerinde

hücre içi negatif olmak üzere 50-100 mV kadardır. Dinlenme potansiyeli iyonların hücre membranının iç ve dış yüzeyleri arasında eşit olmayan dağılımından kaynaklanır. Aktif transport yoluyla sodyumun sürekli hücre dışına ve potasyumun hücre içine pompalanması sonucu sodyumun hücre dışındaki konsantrasyonu içeriye göre 20 kat fazlalaşır. Hücre içinde ise potasyum konsantrasyonu hücre dışına oranla 35 kat fazladır. Bu kimyasal transport sırasında bir biyopotansiyel ortaya çıkar.[12]. Ortaya çıkan bu biyopotansiyel uygun sensörler vasıtasıyla elektriksel akıma dönüştürülebilir.

2.2. EMG İşaretinin elde edilmesi

Biyoelektrik potansiyelleri ölçmek için iyonik potansiyel ve akımı, elektrik potansiyel ve akıma çeviren transdüserlere (çeviriciler) ihtiyaç vardır. Böyle bir çevirici 2 tane elektrot ihtiva eder. Bu elektrotlar ölçülecek iyonik potansiyel noktalarına yerleştirilir. Hareket potansiyeli birden çok hücreden gelen toplam sinyal olacağından herhangi bir hücrenin hareket potansiyelini ölçmek oldukça zordur. Bunun için hücreye çok hassas bir şekilde elektrotların yerleştirilmesi gerekir. Bundan dolayı çok sayıdaki hareket potansiyelinin derideki birleşik etkisi ölçülür veya birden fazla elektrotu adalenin çeşitli yerlerine yerleştirerek ölçme yapılır. Bu potansiyellerin deri yüzeyine ulaşma metodu kesin olarak henüz bilinmiyor. Bazı olayları açıklayan birçok teori olmasına rağmen olaylara tam uyum sağlayan herhangi bir teori oluşturulamamıştır. Bilhassa iyonik akım ile deri yüzeyinde oluşan elektrik alan örnekleri arasındaki bağıntı hususunda çok değişik kabuller vardır. Bu değişik görüşleri bir yana atarak, deri yüzeyine yerleştirilen elektrotlarla yapılan ölçmeler bize biyoelektrik sinyaller hakkında geniş bilgiler vermektedir.

Özellikle tıbbi incelemelerde, bir takım kas hastalıkları ve hareket bozukluklarını tespit için veya bir hareket mekanizmasının temel yapısını anlamak adına hastane ortamında iğne elektrotlar kullanılabilir. İnce telli elektrotlar, Basmajian ve De'Luca 'nın kas davranışlarını incelemek üzere geliştirdikleri ve şimdi de onların bu tanımlamalarına sadık kalınarak üretilen bir elektrot çeşididir. Tel elektrotları yapmakta ki genel prosedür, iki uzun telin birer uçlarını ısıtarak birleştirilip güzelce kaplanıp minelenir. Boşta kalan diğer uçları 2 – 3 mm kalacak kadar kesilir. Böylece lif halindeki iki uç, kas içine uygulanabilecek iğne elektrot olarak kullanıma hazır hale gelir.



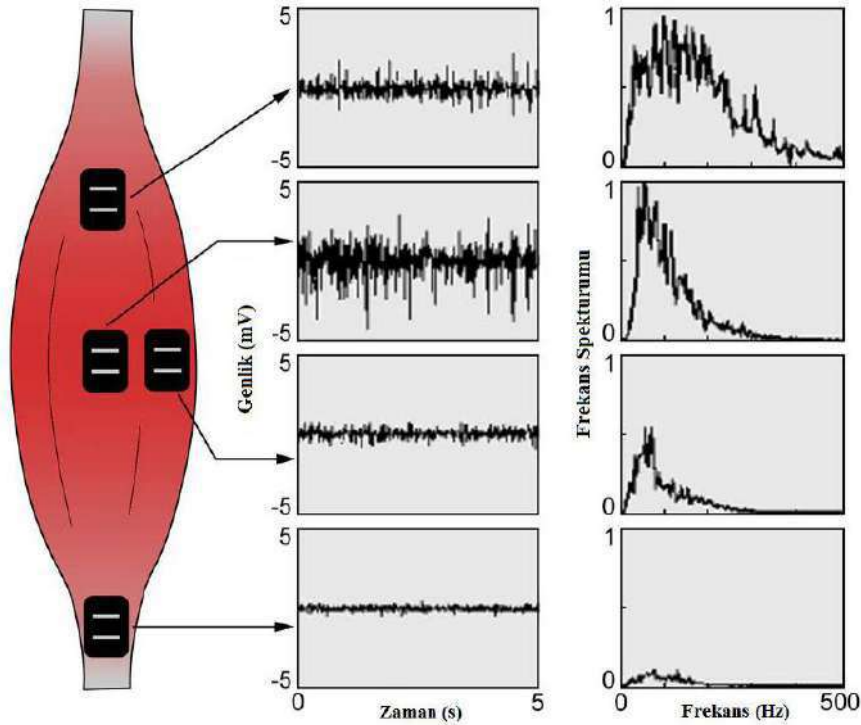
Şekil 1. İğne elektrotlar ve uygulaması

Yüzeydeki kasların faaliyeti altta kalan bilgileri örteceği için daha derinlerdeki özel bir kas lifinin faaliyetlerini incelemek adına tek kutuplu, çift kutuplu veya çok kutuplu iğne elektrotlar kullanılmaktadır. Protez kontrolü ve robotik uygulamalar gibi mühendislik uygulamalarında ise yüzey elektrotlarının seçimi daha pratik olacaktır. Zira hiç kimse koluna batırılmış bir iğne ile rahat hareket imkânı bulamayacaktır. Yüzey elektrotları da pasif ve aktif elektrot olmak üzere temelde ikiye ayrılmaktadır.



Şekil 2. Pasif Yüzey Elektrot ve Aktif Yüzey Elektrot

Yüzey elektrotu ile yapılan ölçümlerde geniş bir alandan elde edilmiş bir elektrik potansiyeline sahip olduğu unutulmamalıdır. Yüzeyden ölçülen bu toplam potansiyel yüzey altındaki bireysel aksiyon potansiyellerinin aslında 1. Türevlerinin toplamıdır. Yüzey elektrotlarının kas demeti üzerine nereye konulması gerektiği de ölçülecek EMG işareti için önem arz etmektedir. Şekil 3’ te görüleceği üzere bir kas demetinin üzerine yerleştirilmiş elektrot çiftinin konumu algılanan sinyalin zaman ve frekans ekseninde değişmesine sebep olmaktadır.

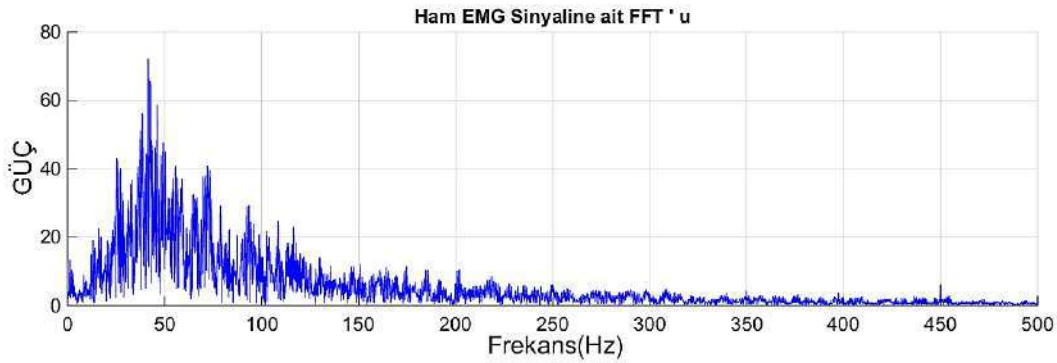


Şekil 3. Kas demetinin farklı noktalarından EMG etkisi.[14].

Algılama yüzeyleri arasındaki mesafe de EMG işaretinin band genişliğine ve genlik değerine etki etmektedir. Eğer çok küçük bir mesafe seçilirse; EMG sinyalinin band genişliği yüksek frekanslara kaymakta genliği ise azalmaktadır. Bu yüzden optimum bir mesafenin bulunup uygulanması gerekmektedir.

3. BULGULAR

EMG sinyalinin alınması sırasında, sinyalinin yapısını etkileyen iki durum vardır. Birincisi sinyal enerjisinin gürültü enerjisine oranıdır (SNR). Genel olarak gürültü, EMG sinyalinde istenmeyen elektriksel sinyallerdir. Diğer bir durum ise EMG sinyaline, sinyalin karakteristiğini değiştiren farklı frekans bileşenlerinin katılmasıdır. EMG sinyali stokastik (rastlantısal) bir yapı gösterir ve Gaussian dağılım fonksiyonuyla tanımlanır. EMG sinyalinin genliği 0 ile 10mV (tepe noktaları arası) ya da 0 ile 1,5mV (RMS) arasında değişir.[15]. Kullanılabilen sinyal enerjisi 0 ile 500Hz frekans aralığında olup baskın enerji 0 ile 200Hz arasında değişir. Kullanılabilen sinyaller, elektriksel gürültü seviyesinin üzerinde bir enerji taşırlar. Şekil 4'te ham EMG sinyaline ait frekans spektrumundan işaretin baskın olduğu frekanslar görülebilmektedir.

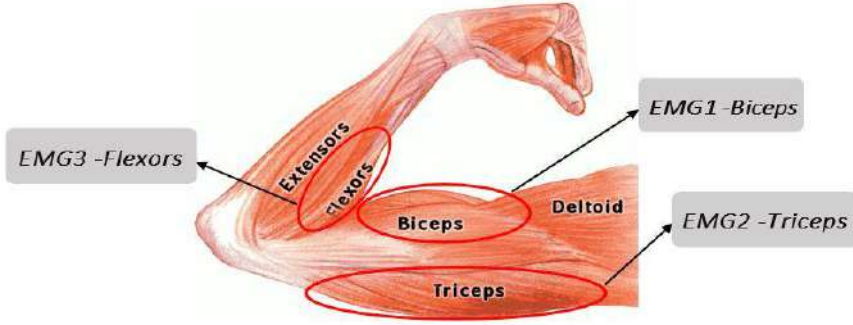


Şekil 4. Ham EMG sinyaline ait frekans spektrumu.

Yaptığım çalışmada, önceden belirlenen hareketlere ait EMG sinyalleri gönüllü deneklerin sol kolunda bulunan üç farklı kas topluluğundan eş zamanlı olarak alınmıştır. Bunun için her bir kas topluluğuna bir aktif elektrot olmak üzere, toplamda üç elektrot bağlanmıştır. Sinyallerin alındığı kaslar ve bağlanan elektrotların isimleri ile ilgili bilgi Çizelge 3.1' de belirtilmiştir. Ayrıca Şekil 5'te elektrotların bağlı olduğu kaslar gösterilmiştir. Referans noktası olarak çene altında, boyun ile göğüs kafesinin birleştiği noktada kas bulunmayan bölge seçilmiştir. Her bir hareketten 125 olmak üzere, toplamda 500 kayıt alınmıştır. Her bir harekete ait EMG sinyali kas topluluklarına bağlı olan üç aktif yüzey elektrottan eş zamanlı olarak bilgisayar ortamına kaydedilmiştir.[16].

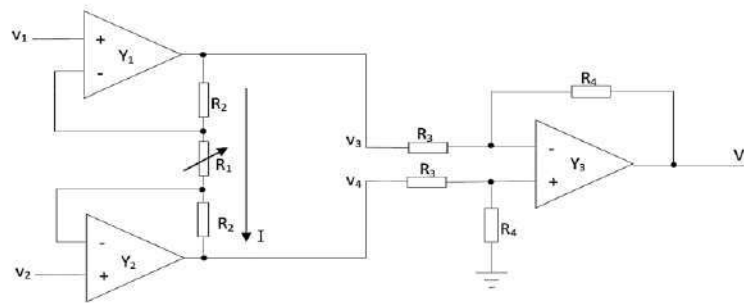
Çizelge 3.1. EMG sinyalinin alındığı kaslar ve kaslara bağlanan elektrotlar.

Sinyalin Alındığı Kas Grubu	Kas Grubuna Bağlanan EMG Elektrotu
Biceps	EMG1
Triceps	EMG2
Flexors	EMG3



Şekil 5. EMG sinyalinin alındığı kas grupları.

EMG işaretini alabilmek için kas yüzeyinde referans noktaya göre oluşmuş potansiyel gerilim farkı sezilen bir fark kuvvetlendiricisine giriş yapılır. Fark kuvvetlendiricisinin girişlerine EMG işaretiyle birlikte gelen elektriksel gürültüler elimine edilerek çıkışa sadece EMG işareti ulaştırılmış olur. EMG gibi karmaşık bir analog sinyal kaydedilirken bazı temel faktörler hesaba katılmalıdır. EMG sinyali algılanırken ve kaydedilirken sinyalin orijinalliğine etki edecek iki ana konu vardır. İlki işaret-gürültü oranıdır. Genellikle gürültü olarak EMG sinyalinin bir parçası olmayan elektriksel gürültüler kastedilir ve EMG işareti bulaşmaları istenmez. Diğer bir önemli nokta işarettaki bozulmalardır (distortion). Bu bozulmalar, gerçek işaretin bazı frekans bileşenlerinin bozulması veya yok olması anlamına gelmektedir. EMG sinyali genelde rastlantısal (stokastik) bir işaret olmakla birlikte makul bir yaklaşıklıkla Gauss Dağılım Fonksiyonu gibi görülebilir.[15]. Aşağıda Şekil 6'da fark kuvvetlendirici devresi olarak ta çalışan bir enstrümantasyon yükseltici devresi görülmektedir.



Şekil 6. Enstrümantasyon yükseltici devresi

Enstrumantasyon yükseltcecinin çıkışı şu şekilde formüle edilebilir.

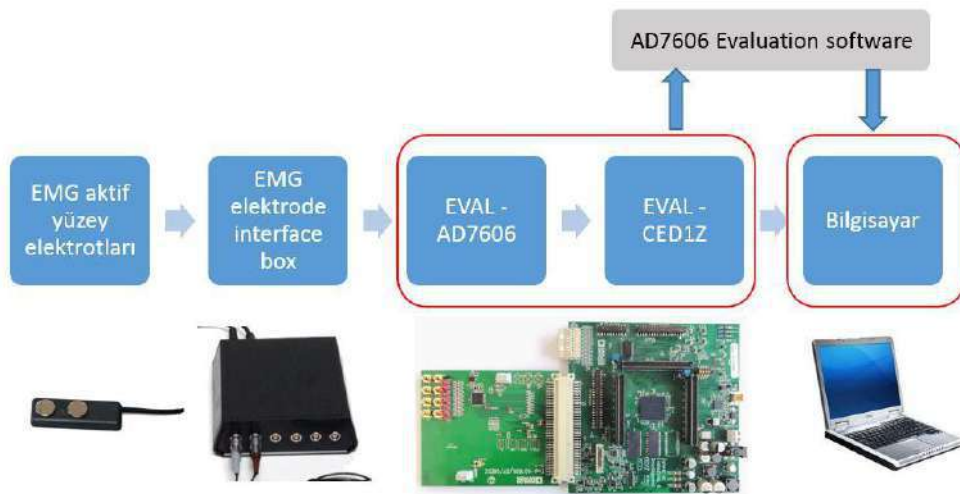
$$V_c = \frac{2xR_2+R_1}{R_1} x \frac{R_4}{R_3} x (v_2 - v_1) \quad (3.1)$$

Bu devre ile işaretleme hem bir kuvvetlendirme (kazanç) elde edilebilir hem de işaret-gürültü oranı gibi belli gürültüler fark kuvvetlendiriciler sayesinde elimine edilmiş olur. Devrede kullandığım aktif yüzey elektrotlar da ayrıca 10-3000 Hz band geçiren analog bir filtreye sahiptir. Tüm bu yükseltme, filtreleme işlemleri için çalışmada seçilen yüzey EMG elektrotları için tasarlanan B&L Engineering firmasına ait 6 kanallı EMG Electrode Interface Box kullanılmıştır. EMG Electrode Interface Box girişine gelen düşük genlikli EMG sinyallerini içerdiği Enstrumantasyon devreleri sayesinde hem belli oranda gürültüye karşı filtreleme işlemini hem de 900 mV'a kadar kuvvetlendirme işlemini gerçekleştirmektedir.



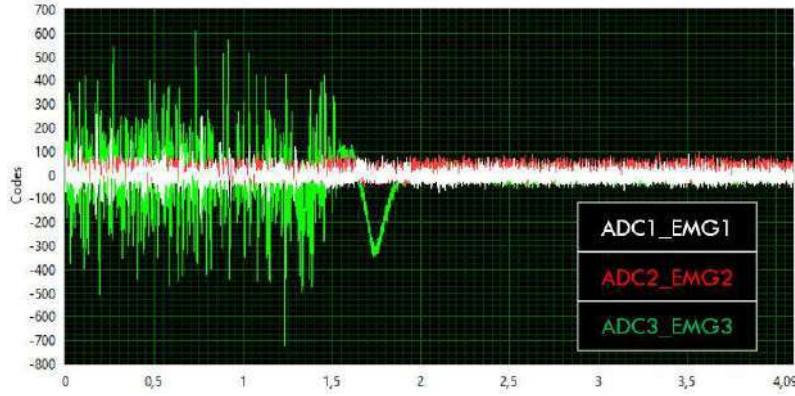
Şekil 7. EMG Electrode Interface Box.

EMG Electrode Interface Box çıkışını bir ADC devresine uyguluyoruz. Bu ADC devresi Analog Device firmasının AD7606 ADC si için üretilmiş 8 kanallı bir ADC geliştirme kartıdır. Bu kartı seçmemin amacı eş zamanlı olarak 8 kanal birden örnekleme yapabilmesidir (Simultaneous Sampling). Bu sayede 8 adede kadar EMG analog işaretini eş zamanlı olarak sayısal değere çevirebiliriz. ADC kartının sayısal çıkışları da yine Analog Device firması tarafından üretilmiş EVAL CED1Z FPGA geliştirme kartına aktarılmıştır. Elde edilen sistemin tamamı Şekil 8’de toplu halde gösterilmektedir.

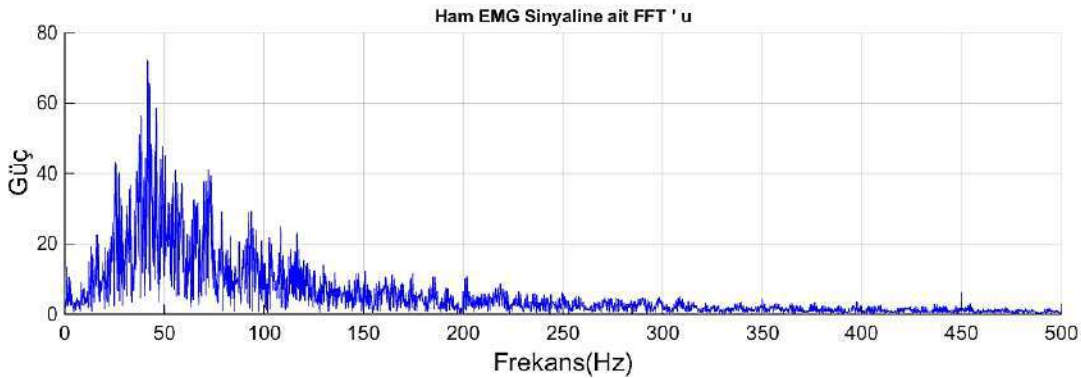


Şekil 8. Ham EMG sinyallerinin bilgisayar ortamına kaydedilmesi için oluşturulan sistem.

Aşağıda dirsek açma hareketine ait üç kasta eş zamanlı olarak alınan EMG sinyalinin genlik (ADC Kodu)-zaman grafiğini gösterilmektedir. Şekil 9’da bulunan ham EMG sinyalinin FFT’si alındığında, sinyalin frekans-güç grafiği Şekil 10’daki gibi olur. Grafik incelendiğinde ham EMG sinyalinin baskın genliğinin 0-200 Hz arasında olduğu rahatlıkla görülebilmektedir.



Şekil 9. Üç kas topluluğundan alınan dirsek açma hareketi için ham EMG sinyalleri.



Şekil 10. Şekil 9’da gösterilen ADC3_EMG3 ham EMG sinyalinin FFT grafiği.

4.TARTIŞMA, SONUÇ ve ÖNERİLER

Eş zamanlı örnekleme yapan ADC kullanarak tam ölçüm anında ilgilendiğimiz tüm noktalarda neler olduğu bilgisini eş zamanlı olarak öğrenmiş oluyoruz. Eş zamanlı örnekleme yapılmayan bir devre ile çoklu elektrotlu bir örnekleme yaptığımızda ise aslında birbirinden biraz sonraki anların potansiyel değerleriyle analiz yapıyoruz demektir. Bu da kritik anlardaki bazı bilgileri kaçıracağız anlamına gelecektir. Kas demetlerinin sinirlerden gelen uyarıyla kasıldığı an ki değerleri değil de her bir kasılan kas demetinin birbirlerini etkiledikleri sonraki anların değerleriyle ilgileniyor olacağız.

Sistemde FPGA kartı kullanmam yüksek hızda analiz yapabilmek ve böylece elde edilen EMG işareti için öz nitelikler çıkarabilmek ve değişik sınıflama algoritmalarıyla bu işaretleri sınıflayabilmektir. Tüm bu işlemler yazılım olarak FPGA yapısının içerisine

gömülebilmektedir. Yukarda anlattığım devre ile 3 farklı kas demeti üzerinden eş zamanlı örnekler alıp, bu işaretlerin uygun şekilde filtrelenmesi, kuvvetlendirilmesi, sayısal işarete çevrilerek bu bilginin bilgisayarda saklanması veya FPGA kart yazılımlarıyla analizlerinin yapılması ve sınıflandırılması işlemleri gerçekleştirilmiştir. Bu çalışmada bu analizlerden ve yapay sinir ağlarıyla oluşturulan sınıflama sonuçlarından bahsetmeyeceğim. Esas amacım; EMG çalışmaları hakkında bugüne kadar yapılmış belli çalışmalara işaret etmek, rahat ve güvenilir işaret alabileceğimiz bir devre tasarımı ortaya koymaktır. EMG çalışmalarına yeni başlayacak olan veya halen bununla meşgul olan meslektaşlarıma bir yaklaşım sunabilmektir. İşaret elde etme ve analiziyle uğraşan tüm mühendisler için en önemli husus güvenilir ve kolay veri elde edebilmektir. Bu uğurda yapılan tüm tasarımlar ve analizler bir araştırmacı için işin olmazsa olmazıdır. Elimizde güvenilir veri elde etme sistemleri varsa bugüne kadar geliştirilmiş pek çok analiz yöntemi denenebilir ve yenileri geliştirilebilir.

KAYNAKLAR

- [1] Alderson, S., (1954), The Electric Arm, Mc Graw-Hill, New York.
- [2] Graupe, D., Magnuses, J. ve Beex, A.(1978), “ Microprocessor system for multifunctional control of upperlimbs prostheses,” IEEE Trans. Automat. Control., 23:538-544.
- [3] Lyman, A. Freedy ve H. Zadaca. (1974), “Studies and development of heuristic end-point control for artificial upper limbs,” UCLA Biotechnol. Lab.,Tech. Rep. 54.
- [4] Saridis ve Stephanou, H.E., (1977) “A hierarchical approach to the control of a prosthetic arm,” IEEE Transactions on Systems Man and Cybernetics 7(6):407 - 420
- [5] Kelly,M. Parker, P. ve Scott, Robert.N. (1990), “The application of neural networks to myoelectric,signal analysis:A Preliminary study,” IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. BME-37:221-227.
- [6] Kelly,M. Parker, P. ve Scott, Robert.N. (1990), “Myoelectric Signal Analysis Using Neural Networks.” ,IEEE Eng. In Medicine and Biyology Magazine vol. Mart:61-64.
- [7] Dorcas ve Scott, R.N,(1966),“A Three State Myoelectric Control,” Medical Biyol.Eng.,4:367-372.
- [8] Lyman, ve Freedy. A.(1976), “A pattern analysis and sequential decision methods for sensory feed back and control of upper limb prostheses,” Res. Prop. To the Nat. Sci. Found.
- [9] Almstrom, Herbets, P. ve Korner, L.,(1981) “ Experiences with swedish multifunction prosthetic hands controlled by pattern recognition of multiple myoelectric signals”, Int. Orthopased., 5:15-21.
- [10] Saridis, G.N. ve Gotee, T., (1982) “EMG Pattern Analysis ve Classification for a Prosthetic Arm.” IEEE Trans. Biyomed. ENG. Vol. BME-29 no:6 pp. 403-412

- [11] Hudgins, Parker, P.ve Scott, R.N.(1993), "A New Strategy for Multifonction Myoelectric Control," IEEE Trans. Biomed. Eng. Vol. 40, no:1.
- [12] Despopoulos,A.ve Silbernang, S.(1991) Color Atlas of Physiology., GTV, Stuttgart.
- [13] S. A. Dalley, H. A. Varol, and M. Goldfarb, "A Method for the Control of Multigrasp Myoelectric Prosthetic Hands," IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, vol. 20, pp. 58-67, 2012.
- [14] De Luca, C.J., The use of surface EMG in biomechanics. Journal of Applied Biomechanics, volume 13, number 2, May 1997
- [15] Fidan C.B., "Dirsek Üstü Kol Protezinin YSA Kullanılarak DSP Tabanlı Bir Devre ile Gerçek Zamanda Kontrolü", Doktora Tezi, Yıldız Teknik Üniversitesi, Fen Bil. Enstitüsü, İstanbul, Türkiye, 2001.
- [16] Akay,A., "EMG Sinyalleri Kullanarak model Bir Araba Kontrolü", Yüksek Lisans Tezi, Karabük Üniversitesi Fen B. Enst., Karabük, Türkiye, 2015.