

EMG sinyalleri ile mobil robotun kablosuz kontrolü Wireless control of mobile robot with EMG signals

Serdar KÜÇÜK^{1*}, Umut MAYETİN¹

¹Biyomedikal Mühendisliği Bölümü, Teknoloji Fakültesi, Kocaeli Üniversitesi, Kocaeli, Türkiye.
skucuk@kocaeli.edu.tr, umayetin41@gmail.com

Geliş Tarihi/Received: 01.03.2016, Kabul Tarihi/Accepted: 28.09.2016

* Yazışılan yazar/Corresponding author

doi: 10.5505/pajes.2016.79735

Araştırma Makalesi/Research Article

Öz

Kasların elektriksel aktivitelerinin ölçülmesine elektromiyografi (EMG) denir. Klinik tedavi süreçlerinde ve biyomedikal araştırmalarda kullanılmaktadır. Bu çalışmada önkol kasları üzerinden elde edilen yüzey EMG sinyalleri kullanılarak bir mobil robotun kablosuz kontrolü gerçekleştirilmiştir. Üç kanaldan eş zamanlı olarak alınan EMG sinyalleri sayısal filtrelerle işlenmiş, kablosuz ortam üzerinden mobil robot kontrol devresine aktarılmıştır. Kontrol devresi, el-bilek hareketlerinden elde edilen işlenmiş veriler ile mobil robotun yön ve hız kontrolünü gerçekleştirmektedir. Son olarak kullanılan sayısal filtrelere ait frekans cevapları ve işlenmiş EMG sinyallerine ait zaman grafikleri çalışma içerisinde verilmiştir.

Anahtar kelimeler: Önkol kasları, EMG sinyali, Devre tasarımı, Sayısal filtre, Frekans cevabı

Abstract

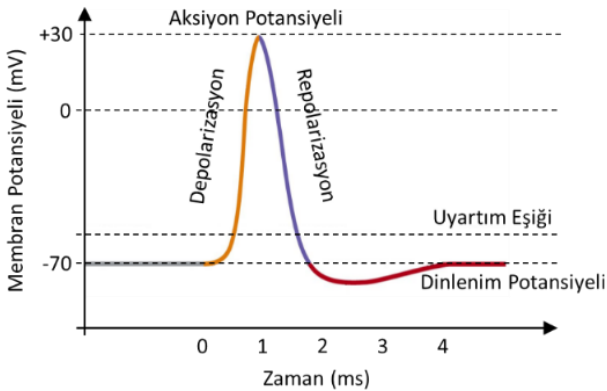
Electromyography (EMG) is the measurement of electrical activities of muscles. It is used for clinical health processes and biomedical researches. In this study, control of a mobile robot is performed by using EMG signals obtained from forearm muscles. EMG signals simultaneously obtained from three channel are processed with digital filter and transferred to mobile robot control circuit via wireless way. Control circuit using processed signals obtained from hand-elbow movements performs direction and velocity control of the mobile robot. Finally, frequency responses of digital filters and time graphs of processed EMG signals are given in the study.

Keywords: Forearm muscles, EMG signal, Circuit design, Digital filter, Frequency response

1 Giriş

Vücut, işlevlerini yerine getirirken çeşitli işaretler üretir. Bu işaretler kan basıncı, kan akış hızı, solunum hacmi, vücut sıcaklığı, deri direncinin değişimi gibi tepkiler ile görülebilir. Bunun yanı sıra hücrelerdeki elektrokimyasal olaylardan kaynaklanan biyoelektrik işaretler de görülebilir. Bu işaretlerin analizi, vücut koşullarının belirlenmesinde ve tanımlanmasında sık sık kullanılır [1]. Biyoelektrik işaretler günümüzde ortez ve protez kontrolünde [2],[3], robotik asistan ve rehabilitasyon cihazlarının geliştirilmesinde [4]-[6] sıklıkla kullanılmaktadır.

Biyoelektrik işaretlerin kaynağı hücre içi ve hücre dışı sıvılar arasındaki sodyum, potasyum ve klor iyonlarının dağılımıdır. Dinlenme esnasında hücre membranı içi negatif, dışı ise pozitif olup bir potansiyel fark görülür. Bu potansiyel fark membran potansiyeli olarak adlandırılır. Sinir ve kas gibi dokular uyarıldıklarında hücre zarının iki tarafındaki iyon dağılımının değişmesi ile aksiyon potansiyeli (Şekil 1) gözlenir.



Şekil 1: Membran potansiyelinin değişim grafiği.

Vücut, fiziksel hareketleri yerine getirirken kasları kullanır. Bir kasılma hareketi, sinir sistemi tarafından motor sinir hücresinin uyarılması ile başlar. Uyarı sinir-kas kavşağı üzerinden kas hücrelerine iletilir. Kas hücrelerinde oluşan aksiyon potansiyeli kas lifini oluşturan bitişik hücreler üzerinden kas boyunca yayılır. Bu aksiyon potansiyelleri biyoelektrik işareti oluşturur.

Biyoelektrik işaretler kaynaklandıkları doku ve organlara göre farklılıklar gösterebilir de genellikle düşük genlikli (10 μ V – 10mV) ve düşük frekanslı (0 – 200Hz) olmaları gibi ortak özellikleri vardır [7]. Çok küçük genlikte olan bu sinyallerin ölçülmesinde sırayla, elektrotlar, amplifikatörler, sinyal uygunlaştırıcılar ve sinyal görüntüleme araçları kullanılır. Elektrot olarak genellikle dokulara zarar vermediği için deriye yapıştırılan yüzey elektrotları yaygın olarak kullanılır (EEG, EKG, EMG). Bazen daha yerel ölçümler yapmak için iğne elektrot kullanmak gerekmektedir. İğne elektrot tipi de dokulara en az zarar veren yöntemlerden biri olarak kabul edilebilir. Ancak hangi elektrot tipi kullanılırsa kullanılсын ölçülen sinyallerin çok küçük olması nedeniyle her aşamada kayıt sorunları ile karşılaşılır [8].

Deri yüzeyinden elde edilen sinyaller birden fazla kas grubuna ait olabilir ve daha fazla gürültü içerirler. Kas içi kayıt teknikleri kasın fizyolojisi ve patolojisini incelemek için kullanılır [9]. Bu sebeple ihtiyaca uygun elektrot seçimine ve anatomik olarak elektrotların doğru yerleştirilmesine ihtiyaç vardır. Biyoelektrik işaretler medikal sistemlerde kullanılması için fizyolojik özelliklerini bilinmesi, buna uygun elektronik sistemlerden geçirilmesi gereklidir [9].

Bu alanda literatürde yapılmış çalışmalardan bazıları şunlardır: Vavrinsky ve diğ. EMG sinyal ölçümleri problemlerini tanımlama üzerinde çalışmışlardır. Bunun için kablosuz EMG sensör sistemi tasarlamışlardır[10]. Mazumder, Kundu ve

Bhaumik, EMG sinyallerini kablosuz görüntüleyebilmek için giyilebilir bir EMG ölçüm sistemi tasarlamışlardır [11]. Supuk, Skelin ve Cic yürüme analizinde kullanılmak üzere kas aktivite kaydını sağlayan yüzey EMG sinyal ölçüm sistemi tasarlayıp geliştirmişlerdir [12]. Youn ve Kim kablosuz yüzey EMG ölçüm sistemi geliştirmişlerdir [13]. Wang, Tang ve Bronlund yüzey EMG sinyallerinin yükseltilmesi ve filtrelenmesi üzerine çalışmışlardır. Sinyallerin otomatik, robotik ve mekatronik sistemlerde kullanılabilmesi için çeşitli filtre ve yükselteç tasarımları gerçekleştirmişlerdir [14]. Jamaluddin ve diğ. giyilebilir çok kanallı yüzey elektromiyografi veri toplama sistemi tasarımı üzerine çalışmışlardır [15]. Shinde ön kol üzerinden topladığı EMG sinyallerini kullanarak miyoelektrik protez kol tasarımı gerçekleştirmişdir [16].

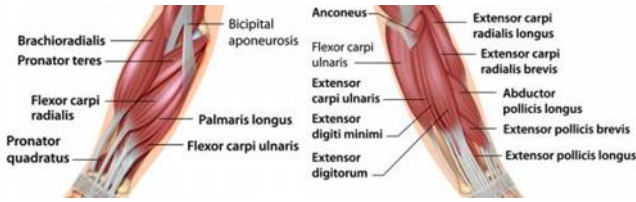
Bu çalışmada el-bilek hareketleri ile önkol üzerinde oluşan elektriksel aktivite ölçülerek kablosuz iletişimle mobil robota aktarılmış, robotun yön ve hız kontrolü bu sinyaller üzerinden gerçekleştirilmiştir. Burada EMG sinyallerinin toplanması, yükseltilmesi amacıyla basit bir sinyal toplama devresi tasarlanmıştır. Toplanan sinyaller analog filtreleme yerine sayısal filtreleme ile işlenerek bir mobil robotun yön ve hız kontrolünde kullanılmıştır.

2 EMG sinyallerinin elde edilmesi

Yapılması planlanan çalışmada önkol kasları kullanılacaktır. EMG sinyallerinin ölçümünden önce bu bölgenin anatomik olarak tanınması gereklidir. Elektrot seçimi ve elektrotların uygun noktalara yerleştirilmesi sonraki aşama olacaktır. EMG sinyallerinin sağlıklı biçimde elektronik ortama taşınması ve EMG sinyali zaman-frekans karakteristiklerinin tanınması yapılacak çalışmadaki diğer önemli hususlardır.

2.1 Önkol kasları

Önkol üzerinde bulunan kaslar bilek, el ve parmak hareketlerinin yerine getirilmesinde görev alır. İçe katlama, dışa katlama, içe döndürme, dışa döndürme gibi bilek hareketlerinin tamamı bu bölümde yer alan kaslar ile sağlanır. Kasların bir kısmı etkin rol alırken, bir kısmı yardım görevi üstlenir. Önkol dış yan bölümde 12 adet kas bulunurken, iç yan bölümde 8 adet kas bulunur. Şekil 2'de de görülen bu kaslar dirsek eklemi ve bilek arasında uzanır.



Şekil 2: Önkol iç yan-dış yan kasları yüzeyel görünümü [17].

Yine parmak hareketlerinin yerine getirilmesinde görevli kasların bir kısmı bu bölümde bulunurken bir kısmı da el üzerinde yer alır.

Kaslar kemik ve deri arasında katmanlar halinde dizilidir. Bir kısım kaslar kolun yüzeyinde derinin hemen altında yer alırken bir kısım kaslar ise kemiklerin üzerinde yer alırlar. Kasların katmanlar halinde yerleşimi Tablo 1'de verilmiştir.

Önkol ve el üzerinde hangi fiziksel harekete dayalı çalışma yapılacaksa, ilgili görevi yerine getiren kas veya kas grubu üzerinden EMG sinyallerinin alınması gerekmektedir. Alt katmanlarda yer alan kaslardan EMG sinyalleri en sağlıklı olarak iğne elektrotlar yardımıyla toplanabilir. Deri altı müdahalenin (non-invaziv) istenmediği bir uygulama

gerçekleştirilecekse, en yakın bölgeden yüzeysel EMG sinyalleri toplanmalıdır. Bu durumda aynı bölgede yer alan veya alt katmanlarda bulunan kas gruplarının da yüzey üzerinde etki gösterebileceği, istenmeyen kas gruplarına ait sinyallerin EMG ölçümlerinde görüleceği unutulmamalıdır. Bu durumları da göz önünde bulundurarak EMG sınıflandırma ve hareket tanımlama çalışmaları ile sinyaller istenen amaçlar doğrultusunda kullanılabilir.

Tablo 1: Katmanlar halinde önkol iç ve dış kısım kasları.

Katman	Dış kısım (Posterior)	İç kısım (Anterior)
Yüzeysel	- Brachioradialis - Extensor Carpi Radialis Longus - Extensor Carpi Radialis Brevis - Extensor Carpi Ulnaris	- Pronator Teres - Flexor Carpi Radialis - Palmaris Longus - Flexor Carpi Ulnaris
Orta	- Extensor Digitorum - Extensor Digiti Minimi	- Flexor Digitorum Superficialis
Alt	- Anconeus - Supinator - Extensor Pollicis Longus - Extensor Pollicis Brevis - Extensor Indicis - Abductor Pollicis Longus	- Flexor Digitorum Profundus - Flexor Pollicis Longus - Pronator Quadratus

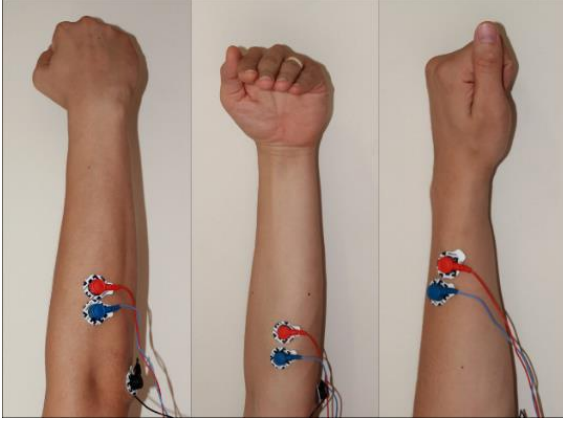
2.2 EMG elektrotları ve elektrot yerleşimi

EMG sinyalleri ölçümü, amaçlanan analizlerin ve uygulamaların yüksek doğrulukla gerçekleştirilmesinde büyük önem taşır. Çalışmadaki amaca uygun elektrot tercih edilmelidir. Robotik çalışmalarda yaygın olarak yüzey EMG sinyalleri kullanılmaktadır. Sinyal gürültüsü, yüzey EMG sinyallerinde doğruluğu belirleyen en önemli etkenlerin başında gelir. Gürültü, çeşitli form, frekans ve seviyelerde gözlenebilir. Elektrot ve deri arası bölgenin iletkenliği, ortamdaki elektronik aygıtların yaydığı elektromanyetik dalgalar ve sinyaller, şebeke hattı gürültüsü, ölçüm anında elektrotun veya kablunun yerinden oynaması ile görülen hareket bozunumu, ilgili kasa alttan veya yandan bitişik diğer kasların etkisi en önemli gürültü etkileridir [18],[19]. Şekil 3'te bağlantı kablosu ve tek kullanım EMG elektrotu görülmektedir.



Şekil 3: Tek kullanımlık EMG elektrotu ve bağlantı kablosu.

Uygulama için mobil robotun sola dönmesi bilek ekstensiyon hareketi, sağa dönmesi ise bilek fleksiyon hareketi ile sağlanacaktır. Ayrıca, başparmak abdüksiyon hareketi de robotun hızını belirlemede kullanılacaktır. Her hareket için birer bipolar elektrot grubu kullanılmıştır. Uygulamada kullanılan elektrotların önkol üzerindeki yerleşimi Şekil 4'te verilmiştir.



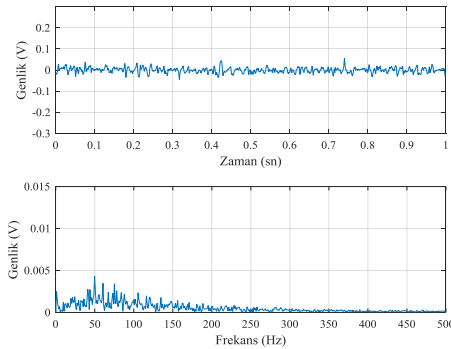
Şekil 4: Yapılan çalışmadaki yüzeysel elektrotların yerleşimi.

2.3 Yüzeysel EMG sinyalleri zaman ve frekans grafikleri

EMG, sinirsel kas aktivitelerinin yerine getirilmesinde görülen biyoelektrik sinyallerdir. İskelet sistemini ayakta tutan kas yapılarıdır. Sinir sistemi kasları kullanarak fiziksel hareketleri yerine getirir. Beynin, sinir sistemi üzerinden gönderdiği uyarıcı sinyaller, motor ünite aksiyon potansiyelleri (MUAP) tarafından kasların kasılmasını sağlar. Kasılma ile beyinden gönderilen sinyal, kasa bağlı eklem noktasında fiziksel harekete dönüşür.

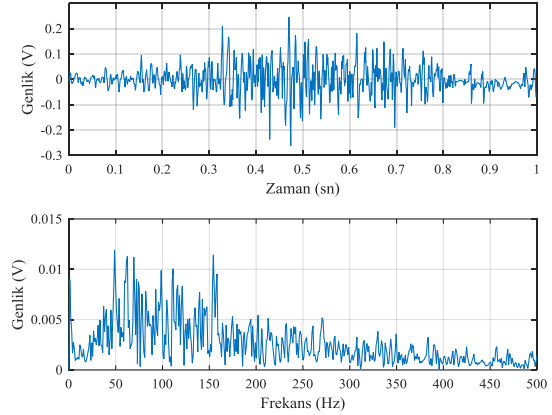
EMG sinyallerinin toplanmasında araştırmacılar çeşitli bant genişlikleri ve örnekleme hızları ile çalışmışlardır. Bu çalışmaların birçoğunda 10 – 20 Hz alt kesim ve 500 Hz üst kesim frekansları kullanılmıştır. Yine çoğu çalışmada 1000 Hz ile 2000 Hz aralığında örnekleme frekansı kullanılmıştır [20]. Örnekleme teoremi göz önüne alındığında 1000 Hz veya üzeri bir örnekleme frekansı ile sinyallerin alınması gereklidir. Ön izleme amaçlı olarak bileğin dışa katlanması (ekstensiyon) hareketini sağlayan önkol dış yan bölgedeki kas grubuna ait EMG sinyalleri NI-USB6003 veri toplama kartı ile alınmıştır. Bu sinyallerin zamanda değişimi ve frekans spektrumu üzerindeki dağılımı incelenmiştir.

Şekil 5'te elin açık tutulduğu dinlenme anında elde edilen ham EMG sinyali zaman grafiği ve frekans spektrumu verilmiştir.



Şekil 5: Dinlenme anında ekstensiyon kas bölgesi yüzeysel EMG ölçümü zaman grafiği ve frekans spektrumu.

Şekil 6'da ise ekstensiyon hareketi ile elde edilen EMG sinyaline ait zaman grafiği ve frekans spektrumu verilmiştir.



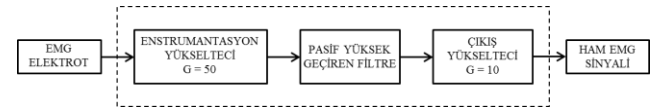
Şekil 6: Bilek ekstensiyon hareketi yüzey EMG ölçümü zaman grafiği ve frekans spektrumu.

Kasların, kasılma ve gevşeme anındaki EMG sinyalleri incelenerek, normal değer aralığında olup olmaması çeşitli hastalıkların tanısında kullanılabilir. Ayrıca fizik tedavi ve rehabilitasyon çalışmalarında bu değerlerin bir süreç takibi ile normal değer aralığına ulaşip ulaşmadığı, hastanın kas yetisini geri kazanıp kazanamadığı değerlendirilir.

2.4 Yüzeysel EMG sinyallerinin alınması ve ön işlenmesi

EMG işaretlerinin sağlıklı biçimde kullanılabilmesi için doğru bir elektronik yapı üzerinden geçirilmesi gerekir. EMG işaretleri fark sinyali biçiminde görülürler bu sebeple alınan sinyaller ilk olarak fark yükselticisine uygulanır.

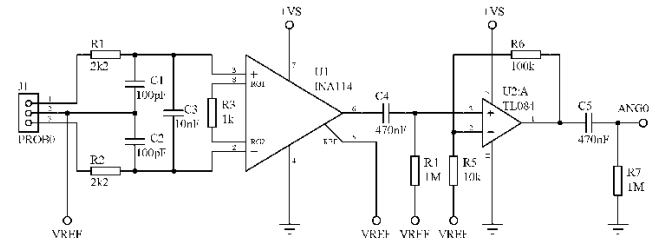
Fark yükseltici kazancı sonraki aşamalarda kullanılacak devrelerin yapısına göre bin kata kadar kullanılabilir. Alınan işaretler üzerinde oldukça fazla gürültü etmeni bulunduğu unutulmamalıdır. Bu sebeple EMG sinyalleri sayısal olarak işlenmeden önce bir sinyal toplama devresi üzerinden alınmaktadır. Uygulamada kullanılan sinyal toplama devresine ait blok diyagram Şekil 7'de verilmiştir.



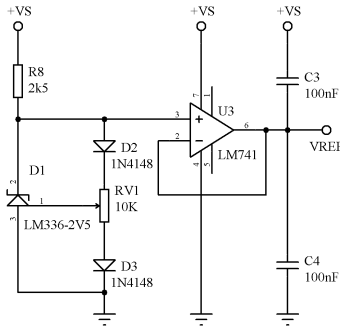
Şekil 7: Sinyal toplama devresi blok diyagramı.

Uygulamada analog sayısal dönüştürme işleminin tek yönlü yapılacak olması sebebiyle elde edilen ilk sinyaller 2.5 Voltluk referans gerilimin üzerinde bindirilmiştir. Bunun için gerekli bağlantı yapısı Şekil 8 ve Şekil 9'da görülmektedir.

Enstrumantasyon yükseltiç üzerinde 50 birim kazanç yükseltile sinyal, kritik frekansı $f_c = 0.3 \text{ Hz}$ olan pasif bir yüksek geçiren filtreye uygulanmıştır. Ardından çıkış yükseltici ile 10 kat daha yükseltilmiştir.



Şekil 8: EMG sinyal toplama devresi yükseltici katı.



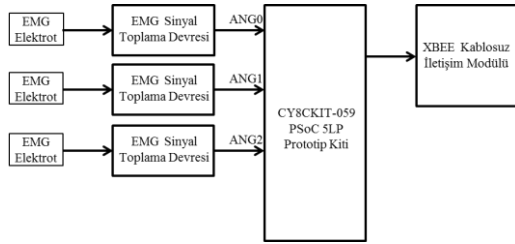
Şekil 9: EMG sinyal toplama devresi referans katı.

3 EMG sinyalleri ile mobil robot kontrolü

EMG sinyalleri kullanılarak, kablosuz robot kontrolü uygulaması iki ana birimden oluşmaktadır. Bunlardan birincisi sinyal toplama ve işleme devresi olup ikincisi ise kablosuz ortam ile alınan EMG verilerinin motor hareketine dönüştürüldüğü robot kontrol devresidir.

3.1 EMG sinyal toplama ve işleme devresi

EMG sinyal toplama ve işleme devresine ait blok diyagram Şekil 10 ile verilmiştir. Ön kol üzerinde belirlenen üç noktadan eş zamanlı olarak alınan işaretlerin her biri birer sinyal toplama devresi ile ham EMG sinyalleri elde edilmektedir. Bu sinyaller mikrodenetleyicinin analog giriş kanalına uygulanarak sayısal değerlere dönüştürülecektir.



Şekil 10: EMG sinyal toplama, işleme devresi blok diyagramı.

Mikrodenetleyici olarak 32 bit ARM Cortex-M3 işlemci çekirdeğine sahip Cypress PSoc CY8C5888 kullanılmıştır. Bu mikrodenetleyici birimi üzerinde hata ayıklama ve programlama özelliği barındıran bir prototip kit ile birlikte temin edilebilmektedir. Analog sinyallerin yüksek doğruluklu olarak sayısal değerlere dönüştürülmesini sağlayan 20 bit Delta-Sigma ADC birimine sahiptir.

Uygulamada ham EMG sinyalleri mikrodenetleyici tarafından 1000 örnek/sn örnekleme hızı, 6.144 V referans gerilimi ve 16 bit kuantalama ile analog-dijital dönüşüm sonucu sayısal değere çevrilmektedir. Sayısal filtre çıkışında elde edilen değerler her bir kanal için 5 basamaklı bir veri dizisi haline getirilerek XBEE kablosuz iletişim modülü üzerinden robot kontrol devresine transfer edilmektedir.

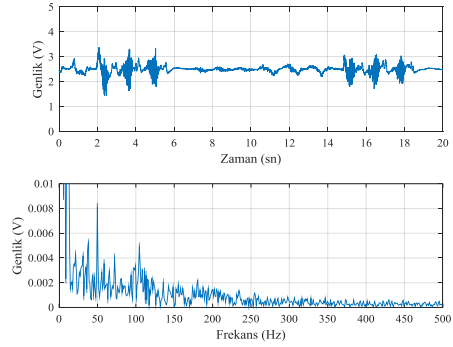
XBEE iletişim modülleri 2.4 Ghz ana bant frekansında kablosuz veri transferi sağlar. Mikrodenetleyici veya bilgisayardan asenkron seri iletişim yolu ile aldığı sinyalleri kablosuz ortama aktarır. Aynı zamanda kablosuz ortamdan yakaladığı sinyalleri asenkron seri iletişim kanalına verir. Üzerinde yer alan giriş/çıkış pinleri ile harici mikrodenetleyici/bilgisayar gerektirmeksizin de kullanılabilir.

İki cihaz arasında kablosuz iletişim için "XBEE Seri 2" modülleri biri koordinatör, diğeri yöneltici modunda olmak üzere düzenlenmiştir. Modüllerin birbiri ile iletişimi için modül

kimlik numaraları tanıtılmış ve 115200 bps baud hızı belirlenmiştir. Gerekli ayarların sağlanmasında USB-seri çevirici ve bir bilgisayar yazılımına ihtiyaç duyulur. Ayarlar sonunda alıcı ve verici mikrodenetleyici birimleri ile asenkron seri iletişim kanalından 115200 bps baud hızında haberleşme gerçekleştirilmiştir.

3.2 EMG sinyal işleme ve filtreleme

Sinyal toplama devresi çıkışında elde edilen EMG sinyal genliği ve bu sinyale ait frekans spektrumu Şekil 11'de görülmektedir.



Şekil 11: Ham EMG sinyali zaman grafiği ve frekans spektrumu.

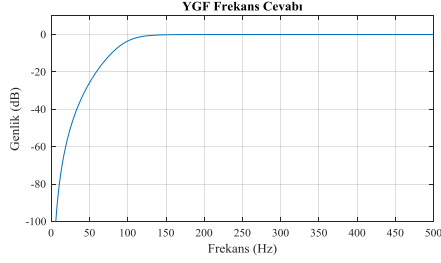
Görüldüğü üzere elde edilen bu sinyalin doğrudan robot kontrol sistemine aktarılması mümkün değildir. Çeşitli gürültü bileşenleri barındıran bu sinyal içerisinde net bir şekilde kas aktivitesini net biçimde ayrılması istenilen kontrol işleminin gerçekleştirilmesinde oldukça önemlidir. Çeşitli analog filtreler kullanılarak bu işlem gerçekleştirilebileceği gibi sayısal filtreleme çalışmaları da yapılabilir. Ayrıca EMG sınıflandırma ve örüntü tanıma çalışmaları ile EMG sinyalleri kontrollü robotik çalışmalar da günümüzde yapılmaktadır.

Bu çalışmada filtreleme için kritik frekansların belirlenmesi, donanımın oluşturulmasındaki bazı zorluklardan dolayı sayısal filtreleme gerçekleştirilmiştir. Şekil 11'deki zaman grafiği incelenirse ham EMG sinyalinin 2.5 V bir referans geriliminin üzerine bindiği görülebilir. Bu sinyal toplama devresinde kullanılan referans diyottan kaynaklanmaktadır. İlk olarak 2.5 V referans gerilimi ham EMG sinyalinden düşülmüştür.

Ham EMG sinyalinin frekans spektrumu incelendiğinde 50 Hz bölgesinde bir sızıma görülmektedir. Bu sebebe gürültüsü olarak bilinir. Ortamdaki şebeke gerilimi ile çalışan elektronik cihazlardan yayılan elektromanyetik dalgalar da bu gürültünün sebebidir. Bu sebeple ikinci aşamada bu gürültüyü giderecek 50 Hz kritik frekansa sahip ayrık zamanlı bir çentik filtresi EMG sinyaline uygulanmıştır.

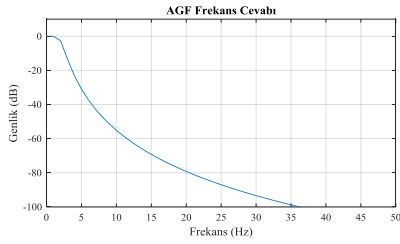
Diğer ham EMG sinyali içerisindeki gürültülerse elektrotların bağlı olduğu kolun bütün olarak hareketi, yüzey elektrot başlıklarının hareket etmesi ve nabız atışı (Elektrokardiyogram sinyalleri) gibi etmenlerden kaynaklanmaktadır. Yapılan sinyal inceleme çalışmalarında bu gürültü değerlerinin çoğunlukla 100 Hz altında yer aldığı görülmektedir. Ön kol üzerinde bir kasın yalnızca istenilen bir hareketine ait EMG sinyali gözlemlendiğinde frekans spektrumunun 40 Hz ve yukarısında yer alan bölümlerinde artış olduğu görülmüştür. Bu durum Şekil 5 ve Şekil 6 ile verilen grafiklerde de görülmektedir. Bu konuda araştırmacılar farklı frekans değerleri kullanmışlardır. Yapılan çalışmada tamamen pratik olarak test edilmiş değerler kullanılmıştır. Çentik filtreden geçirilen EMG sinyali 100 Hz

kesim frekansına sahip dördüncü dereceden ayrık zamanlı sonsuz darbe cevaplı (IIR-Infinite Impulse Response) yüksek geçiren bir filtreye uygulanmıştır. Bu filtreye ait frekans spektrumu Şekil 12’de verilmiştir.



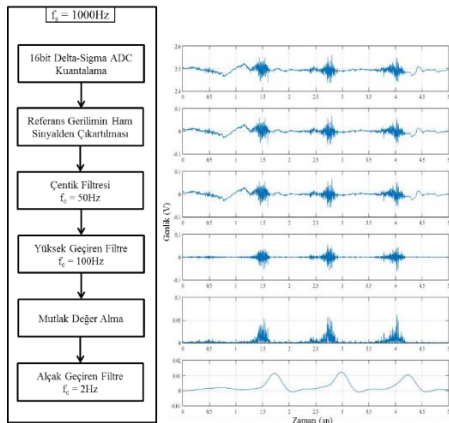
Şekil 12: Ayrık zamanlı yüksek geçiren filtre frekans cevabı.

Yüksek geçiren filtre çıkışında elde edilen sinyaller istenilen kas aktivitesini yoğunluklu olarak barındıran iki yönlü (pozitif ve negatif) sinyallerdir. Bu sinyallerin integrali alınarak kasılma aktivitesine karşılık gelen toplam değer elde edilir. İntegral alma işleminden önce sinyallerin mutlak genlik değişimleri bulunur. Mutlak genlikleri alınan EMG sinyalleri kesim frekansı düşük bir alçak geçiren filtreye uygulanmıştır. Yoğun olarak yüksek frekans bileşeni içeren sinyallerin alçak geçiren filtreye uygulanması, sinyalin integralinin alınmasına karşılık gelir. Kullanılan alçak geçiren filtreye ait frekans cevabı Şekil 13’te verilmiştir.



Şekil 13: Ayrık zamanlı alçak geçiren filtre frekans cevabı.

Yapılan sayısal işaret işleme aşamalarına ait blok diyagram ve bu aşamalar sonunda elde edilen örnek sinyal değişimleri Şekil 14’te verilmiştir. Bu grafiklerde 20 sn’lik süre ile toplanmış örnek EMG sinyali içerisinde üç kez istemli kas hareketi gerçekleştirilmiştir. Ham EMG sinyalinden istemli kas hareketine ait bir genlik değerinin elde edilmesi aşamalı olarak şekilde görülmektedir. Alçak geçiren filtre çıkışında elde edilen değerler kablosuz iletişim modülü ile robot kontrol birimine gönderilmiştir.



Şekil 14: EMG sinyal işleme aşamaları ve sonuç grafikleri.

3.3 Sayısal filtre kullanımı

Filtreler genel olarak istenmeyen sinyalleri bastıran, istenilen sinyallerin geçişine izin veren yapılardır. Analog devre elemanları ile filtreleme yapılabileceği gibi sayısal işaret işleme çalışmaları ile de filtre yapısı kurgulanabilir. İkinci dereceden ayrık zamanlı bir filtrenin çıkış sinyalinin elde edilmesinde Denklem (1) kullanılır.

$$y[n] = b_0x[n] + b_1x[n-1] + b_2x[n-2] - a_1y[n-1] - a_2y[n-2] \quad (1)$$

Burada, $y[n]$, $y[n-1]$ ve $y[n-2]$ çıkış değerlerini, $x[n]$, $x[n-1]$ ve $x[n-2]$ ise giriş değerlerini ifade eder. Denklemde $[b_0, b_1, b_2]$ pay vektörünü, $[a_0, a_1, a_2]$ ise payda vektörünü göstermektedir. Matlab yazılımı üzerinden istenilen kesim frekansı ve karakteristiğine sahip filtreler için pay-payda vektörüne ait katsayı değerleri bulunabilir.

Uygulamada, ayrık zamanlı çentik filtresi, 4. dereceden yüksek geçiren filtre ve 4. dereceden alçak geçiren filtre kullanılmıştır. Bu filtrelere ait katsayı değerleri Tablo 2’de sunulmuştur.

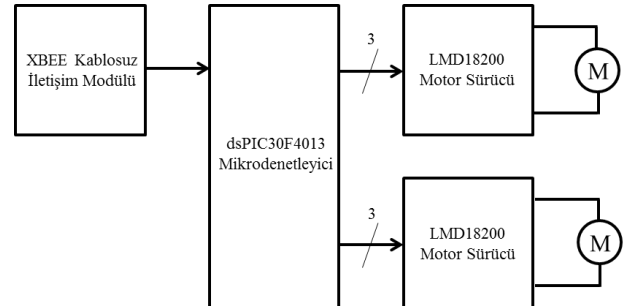
Tablo 2: Sayısal filtreler için pay-payda katsayıları.

Filtre	Katman	b_0	b_1	b_2	a_0	a_1	a_2	
Çentik Filtre		0.99220706	-1.88728999	0.99220706	1.0	-1.88728999	0.98441413	
	Yüksek Geçiren Filtre	1. Katman	0.73841306	-1.47682611	0.73841306	1.0	-1.32091343	0.63273879
		2. Katman	0.58618498	-1.17236997	0.58618498	1.0	-1.04859958	0.29614036
Alçak Geçiren Filtre	1. Katman	0.00003929	0.00007858	0.00003929	1.0	-1.99027124	0.99042840	
		0.00003902	0.00007805	0.00003902	1.0	-1.97689135	0.97704745	
	2. Katman	0.00003902	0.00007805	0.00003902	1.0	-1.97689135	0.97704745	
		0.00003902	0.00007805	0.00003902	1.0	-1.97689135	0.97704745	

4. dereceden sonsuz darbe cevaplı filtreler ardı ardına bağlı iki tane ikinci dereceden filtre olarak düşünülebilir. Her bir ikinci derece bloğu bir katman olarak isimlendirilir.

3.4 Mobil robot kontrol devresi

Şekil 15’te blok diyagramı verilen robot kontrol devresi kablosuz ortam üzerinden aldığı işlenmiş EMG verilerini motor hareketine dönüştürmektedir. Motorlara uygun gerilim değerlerinin uygulanması ile mobil robotun sağ-sol dönüş ve hız kontrolü sağlanmaktadır.



Şekil 15: Mobil robot kontrol devresi blok diyagramı.

Sinyal işleme devresi üzerinden her bir bipolar elektrot gurubu için bir değer gelmektedir. Bu veriler ekstensiyon kası, fleksiyon kası ve başparmak abdüksiyon kası değerleridir. Bunları sırasıyla A_0 , A_1 ve A_2 ile isimlendirecek olursak motorların hızını belirlemede Denklem (2) ve (3)’ten

faýdalanılmıştır. Bu eşitlikler elektrotların sol kol üzerinde bağlı olma durumuna göre hazırlanmıştır.

$$Sagmotor = K_2 * A_2 + K_0 * A_0 \quad (2)$$

$$Solmotor = K_2 * A_2 + K_1 * A_1 \quad (3)$$

Motorlara hız bilgisi mikrodenetleyicinin PWM (darbe genişlik modülasyonu) kanalı üzerinden aktarılmaktadır. PWM kanalının en düşük ve en yüksek değer aralığı Tablo 3'te verilmiştir. EMG sinyallerinden 16 bit kuantalama ile elde edilen değerler, uygulanan filtre ve işlemler sonrası PWM sinyal değerine dönüşmektedir. Tablo 3'te bu işlem aşamalarında ve hesaplamalarda faydalanılan kritik değerler paylaşılmıştır. Kaslar durağan konumundayken de alınan değerler küçük değişimler göstermektedir. Bu sebeple alınan değerler eşitlikler içerisinde kullanılmadan önce bir eşik geriliminden geçirilmektedir. Her bir kanal için eşik gerilimini geçmeyen değer sıfır kabul edilmiş, aksi durumda eşik değeri kanal değerinden düşülmüştür. Eşitliklerdeki K_0 , K_1 , K_2 alınan kas değerlerinden PWM değer elde etmek için kullanılan katsayılarıdır.

Tablo 3: Uygulamada kullanılan kritik veriler.

PWM sinyali değer aralığı (Karşılığındaki motor gerilimi)	0 ... 8000 (0 ... 12V)
Analog kanal girişi gerilim aralığı	0 ... 6.144V
Analog kanal girişi 16 bit kuantalama aralığı	0 ... 65535
2.5 V taban gerilimi 16 bit kuantalama karşılığı	26666
Ham EMG sinyalleri gerilim değerleri	$A_0 = 2.5 V \pm 150mV$ $A_1 = 2.5 V \pm 150mV$ $A_2 = 2.5 V \pm 100mV$
Sayısal filtre sonucu elde edilen kuantalanmış değerler (Kablosuz transfer edilen değer)	$A_0 = 0 \dots 1600$ (0 ... 150mV) $A_1 = 0 \dots 1600$ (0 ... 150mV) $A_2 = 0 \dots 850$ (0 ... 80mV)
EMG sinyalleri hareket eşik değerleri	$A_0 = 150$ $A_1 = 100$ $A_2 = 60$
Hız hesaplama katsayıları	$K_0 = 10$ $K_1 = 10$ $K_2 = 18$

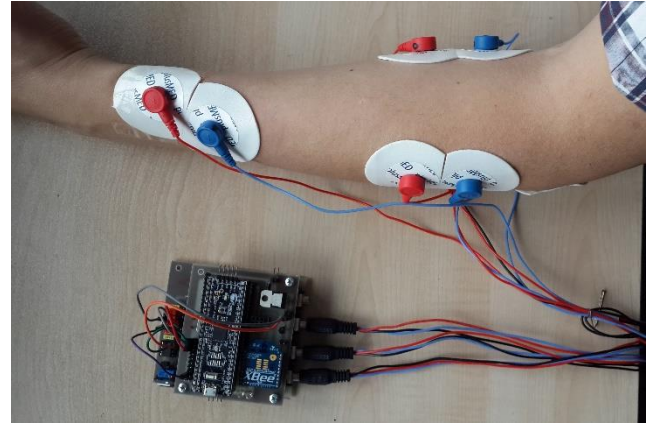
Uygulamada kullanılan mobil robot arka bölümde yer alan iki motor ve ön tarafta yer alan bir adet serbest teker ile hareket etmektedir. Arkada yer alan motorlara ait hızların kontrol edilmesi ile robotun dönüş hareketleri ve hız kontrolü yapılmaktadır. Denklem (2) ve (3) ile verilen eşitlikler altında sistem çalıştırıldığında sadece başparmağın abduksiyon hareketi mobil robotun gaz pedalı olarak davranır. Parmağın dışa doğru açılması ile abductor pollicis longus kası üzerinden elde edilen A_2 kanalı değeri artar, her iki motorun hızına eş katkı sunarak robotun ilerlemesini sağlar. Bileğin içe katlanması (fleksiyon) ile A_1 kanalından gelen değer artar, bu durumda sol motorun hızı artırılıp mobil robotun sağa dönüşü sağlanır. Bileğin dışa katlanması (ekstensiyon) ile A_0 kanalından gelen değer artar, bu durumda da sağ motorun hızı artırılıp mobil robotun sağa dönüşü sağlanır. Uygulamada EMG sinyal toplama ve işleme devresi tarafından elde edilen sinyaller saniyede 50 kez mobil robot kontrol devresine kablosuz ortamdan gönderilmektedir. Mobil robot kontrol aldığı parametreler ile doğrudan motor hızlarını belirlemektedir.

Motor hızlarının hesaplanmasında kullanılan katsayılar pratik uygulamalar sonucu elde edilmiştir.

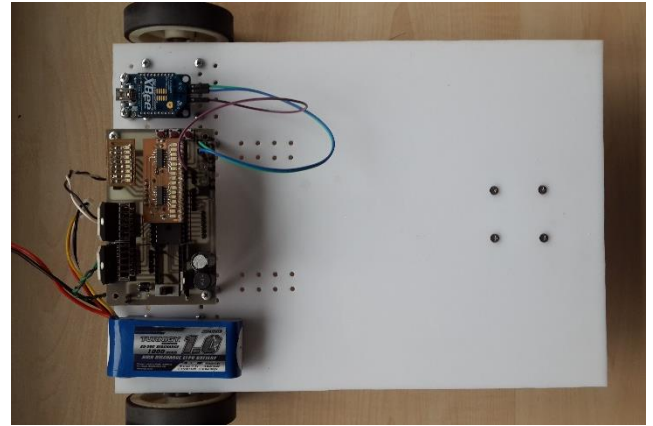
4 Sonuçlar

Bu çalışmada el-bilek hareketleri ile önkol üzerinde oluşan elektriksel aktivite ölçülerek kablosuz iletişimle mobil robota aktarılmış, robotun yön ve hız kontrolü bu sinyaller üzerinden gerçekleştirilmiştir. Uygulama düzeneğine ait fotoğraflar Şekil 16 ve Şekil 17'de verilmiştir.

Burada, EMG sinyallerinin toplanması, yükseltilmesi amacıyla basit bir sinyal toplama devresi tasarlanmıştır. Toplanan sinyaller analog filtreleme yerine sayısal filtreleme ile işlenerek bir mobil robotun yön ve hız kontrolünde kullanılmıştır. Bu çalışmada kullanılan teknikler ile protez ve ortez kontrolü gibi çalışmalar gerçekleştirilebilir.



Şekil 16: EMG sinyal toplama ve işleme devresi.



Şekil 17: Mobil robot kontrol devresi.

5 Teşekkür

Pamukkale Üniversitesi Mühendislik Bilimleri Dergisine katkı sağlayan tüm yazar ve hakemlere teşekkür ederiz.

6 Kaynaklar

- [1] Palaniappan R. *Biological Signal Analysis*. Denmark, Ventus Publishing, 2010.
- [2] Hermstadt G, Menon C. "Voluntary-driven elbow orthosis with speed-controlled tremor suppression". *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, 4(29), 1-10, 2016.
- [3] Edeer D, Martin CW. *Upper Limb Prosthesis-A Review of the literature with a focus on myoelectric hands*. Canada, British Columbia, WorkSafeBC, Clinical Services, Worker and Employer Services, 2011.

- [4] McCrimmon CM, King CE, Wang PT, Cramer SC, Nenadic Z, Do AH. "Brain-controlled functional electrical stimulation therapy for gait rehabilitation after stroke: A safety study". *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*. 12(57), 1-12, 2015.
- [5] Gopura RARC, Bandara DSV, Gunasekara JMP, Jayawardane TSS. "Recent trends in EMG-Based control methods for assistive robots". *Electrodiagnosis in New Frontiers of Clinical Research*, Intech, 237-268, 2013.
- [6] Recent Maciejasz P, Eschweiler J, Gerlach-Hahn K, Jansen-Troy A, Leonhardt S. "A survey on robotic devices for upper limb rehabilitation". *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*. 11(3), 2-10, 2014.
- [7] Webster JG. *Medical Instrumentation: Application and Design*. 3rd ed. New York, USA, Wiley, 1998.
- [8] Güven M. "Biyopotansiyeller ve ölçüm cihazları". *Arşiv Kaynak Tarama Dergisi*, 21(3), 174-188, 2012.
- [9] Merletti R, Parker PA. *Electromyography-Physiology, Engineering, Noninvasive Applications*. New York, USA, Wiley-IEEE Press, 2004.
- [10] Vavrinsky E, Daricek M, Rendek K, Horinek F. "Design of EMG wireless sensor system". *International Conference on Applied Electronics*, Plzen, Czech Republic, 5-7 September 2012.
- [11] Kundu AS, Mazumder O, Bhaumik S. "Design of wearable, low power, single supply surface EMG extractor unit for wireless monitoring". *International Conference on Nanotechnology and Biosensors*, Dubai, UAE, 28-30 December 2011.
- [12] Supuk TG, Skelin AK, Cic M. "Design, development and testing of a low-cost sEMG system and its use in recording muscle activity in human gait". *Sensors*, 14(5), 8235-8258, 2014.
- [13] Youn W, Kim J. "Development of a compact-size and wireless surface EMG measurement system". *ICROS-SICE International Joint Conference*, Japan, 18-21 August 2009.
- [14] Wang J, Tang L, Bronlund JE. "Surface EMG signal amplification and filtering". *International Journal of Computer Application*, 82(1), 15-19, 2013.
- [15] Jamaluddin FN, Ahmad SA, Noor SBN, Hasan WZW. "Low cost and wearable multichannel surface electromyography data acquisition system architecture". *Journal of Engineering Science and Technology*, 9(SAES2013), 98-106, 2014.
- [16] Shinde CP. "Design of myoelectric prosthetic arm". *International Journal of Advanced Science, Engineering and Technology*, 1(1), 21-25, 2012.
- [17] BreakingMuscle. "Muscles of the Forearm". <http://breakingmuscle.com/strength-conditioning/more-insight-into-developing-grip-strength-your-hand-digits> (10.08.2016).
- [18] De Luca CJ. "The use of surface electromyography in Biomechanics". *Journal of Applied Biomechanics*, 13(2), 135-163, 1997.
- [19] Konrad P. *The ABC of EMG-A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography*. USA, Noracson Inc., 2005.
- [20] Kamruddin NA, Khalid PI, Shaameri AZ. "The Use of Surface Electromyography in Muscle Fatigue Assesments-A Review". *Jurnal Teknologi of Universiti Teknologi Malaysia*, 74(6), 119-124, 2015.