

DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

EMG (ELEKTROMİYOGRAFİ) KONTROLLÜ
PROTEZ KOL TASARIMI

Kadir ŞENLİ

Şubat, 2011

İZMİR

EMG (ELEKTROMİYOGRAFİ) KONTROLLÜ PROTEZ KOL TASARIMI

Dokuz Eylül Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü

Yüksek Lisans Tezi

Mekatronik Mühendisliği Bölümü, Mekatronik Mühendisliği Anabilim Dalı

Kadir ŞENLİ

Şubat, 2011

İZMİR

YÜKSEK LİSANS TEZİ SINAV SONUÇ FORMU

KADİR ŞENLİ, tarafından **PROF. DR. EROL UYAR** yönetiminde hazırlanan “**EMG (ELEKTROMİYOGRAFİ) KONTROLLÜ PROTEZ KOL TASARIMI**” başlıklı tez tarafımızdan okunmuş, kapsamı ve niteliği açısından bir Yüksek Lisans tezi olarak kabul edilmiştir.

.....
Prof. Dr. Erol UYAR

Danışman

.....
Prof. Dr. Haldun KARACA

Jüri Üyesi

.....
Doç. Dr. Zeki KIRAL

Jüri Üyesi

.....
Prof. Dr. Mustafa SABUNCU

Müdür

Fen Bilimleri Enstitüsü

TEŐEKKÖR

Yüksek lisans tez çalışmamda bilgi ve yol göstericiliği ile danışman hocam Sayın Prof. Dr. Erol UYAR'a, her türlü desteğiyle ODSEL ELEKTRONİK SAN. TİC. A.Ő. 'ye, ODSEL'de kalite sorumlusu olarak çalışan Sayın İsmail ESEN'e ve her zaman yanımda olan aileme teşekkürü borç bilirim.

Kadir ŞENLİ

EMG (ELEKTROMİYOGRAFI) KONTROLLÜ PROTEZ KOL TASARIMI

ÖZ

Elektromiyografi (EMG) kasların kasılmasını sağlayan elektriksel aktivitenin izlendiği ve yorumlandığı bir kas inceleme tekniğidir. Tıbbi uygulamalarda, kasların ürettiği sinyallerin özellikleri, kas ya da sinirsel fonksiyonlardaki bozuklukların teşhisinde kullanılır. Mühendislik uygulamalarında ise, bu sinyaller elektrik ve mekanik sistemlere giriş olarak verilir. Öyle ki, çeşitli mühendislik prensiplerine dayanarak, sistem girdisi ne kadar küçük olursa olsun oldukça büyük bir sistem kazancıyla yüksek çıkışlar elde etmek mümkündür.

Bu proje besleme devresi, EMG sinyal işleme ve motor kontrol devresi ile protez el mekanizması olmak üzere üç ana bölümden oluşur. EMG sinyal işleme aşamasında bir fark yükseltici, bant geçiren filtre ve sinyal doğrultucu kullanılır. Koldan elektrotlarla alınan EMG sinyalleri fark yükseltici ile belirli bir kazanç oranında yükseltilerek bant geçiren filtreden yine belli bir kazanç oranında tekrar yükseltilip geçirilir. Bant geçiren filtre ile elektronik devre elemanlarından, kol hareketinden ya da çeşitli çevresel etkilerden kaynaklanan gürültü büyük oranda yok edilir. Elde edilen analog sinyaller doğrultularak işlemcinin ADC ucuna verilir ve gerekli işlemler yaptırılarak step motorlar ile hareket sağlanır.

Anahtar Kelimeler: Elektromiyografi (EMG), işlemci, protez, analog sinyal

EMG CONTROLLED PROSTHETIC ARM

ABSTRACT

Electromyography (EMG) is an instrumental technique used for registering the electrical signals which occur when the fibers within a muscle contract on receipt of a motor command from the brain's motor cortex. In medical applications, the properties of the signals generated from the muscles can be used to diagnose muscular or nerve dysfunctions. In certain engineering applications, however, the signals are used as inputs for electrical or mechanical systems. Many engineering principles are based on the ability to achieve a large system gain wherein the input to the system may be small and insignificant but leads to an output that is large in quantity.

This project is composed of three main parts that subsequently are the power supply circuit, EMG signal processing circuit with motor control and the hand prosthesis mechanism. The EMG signal processing part is composed of a differential amplifier, a bandpass filter and a half-wave rectifier. EMG signals are first amplified via the differential amplifier to a constant gain and are then re-amplified via the bandpass filter to the final gain. Bandpass filter cancels out the noise caused by the electronic parts of the circuit, movements of the arm or various environmental conditions. The analog signal is rectified with the half-wave rectifier and then ADC of microcontroller is fed by this rectified signal. The microcontroller makes its decision and controls the movement of the prosthesis.

Keywords: Electromyography (EMG), microprocessor, prosthesis, analog signal

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
YÜKSEK LİSANS TEZİ SINAV SONUÇ FORMU	ii
TEŞEKKÜR.....	iii
ÖZ	iv
ABSTRACT.....	v
BÖLÜM BİR - GİRİŞ.....	1
1.1 Giriş.....	1
1.2 EMG (Elektromiyografi) Hakkında	1
1.2.1 Kasların Yapısı.....	2
1.2.2 Kasın Kasılması Sırasında Oluşan Gerilim.....	9
1.2.3 EMG Sinyalinin Özellikleri	14
1.2.4 Gürültü Kaynakları	15
1.3 EMG Kontrollü Protez Kol Projesinin Amacı	16
BÖLÜM İKİ – ELEKTRONİK KISIM.....	17
2.1 Besleme Kartı.....	17
2.2 EMG Sinyali İşleme Kartı ve Motor Sürme	18

BÖLÜM ÜÇ - MEKANİK KISIM	25
3.1 Step Motorlar	25
3.2 Robot El Yapısı	28
BÖLÜM DÖRT – SONUÇLAR VE DEĞERLENDİRME	31
KAYNAKÇA	34
EKLER.....	36
PROGRAM KODU.....	38

BÖLÜM BİR

GİRİŞ

1.1 Giriş

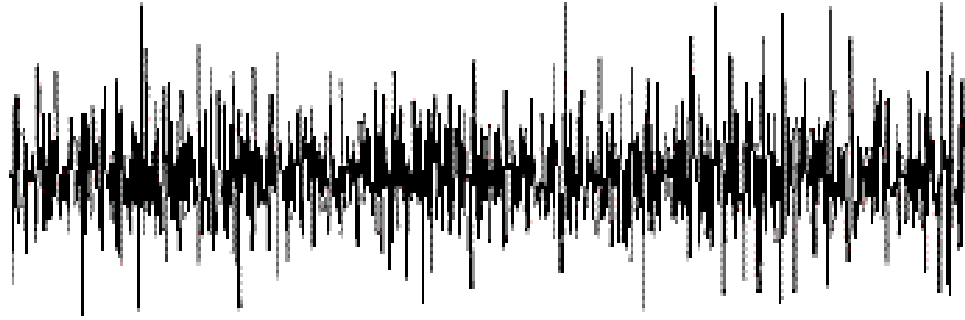
Robot teknolojisindeki gelişmeler insan hayatı ile bütünleşik bir haldedir. Öyle ki bazen bedenimizin bir parçası olarak görebiliriz, bazen de hayatımızı kolaylaştırması için kullandığımız araçlarda görebiliriz. Teknolojinin gelişmesiyle beraber insanlar, kendi yapmak istediği hareketin aynısını yapabilecek robotlar üretmek için uğraşmışlardır. Kimi zaman bu robotları eksik uzuvları yerine kullanmışlar, kimi zaman da uzaktan kontrol ile robot kolları hareket ettirmişlerdir. Günümüzde daha çok EMG (Elektromiyografi) sinyalleri kullanılarak robotlar hareket ettirilmektedir.

1.2 EMG (Elektromiyografi) Hakkında

Elektromiyografi (EMG), 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. Bu sinyallerin kuvvetlendirilmesinde fark kuvvetlendiricileri kullanılır. Sinyallerin değerlendirilmesi zaman ortamında veya frekans ortamında yapılabilir. EMG klinik uygulamaları ise hastalık teşhislerinde, kol kesilmesi vb. olaylarda kesik yere takılan protezin hareket ettirilmesini sağlayacak kaynak işareti olarak kullanılabilir.

İskelet kaslarının fonksiyonel olarak temel birimi, motor üniteleridir. Gevşek demetlerde motor ünitesini bileşenleri demet boyunca uzanır. Çeşitli motor ünitelerinin lifleri iç içe durumda bulunmaktadır. Tek bir motor ünitesinden uyarılma sonucu, iğne elektrotlarla elde edilen hücre dışı potansiyel değişimleri 3-5ms arası sürer ve motor ünitesinin büyüklüğüne bağlı olarak genliği 20-2000mV olur. Deşarj

frekansı genellikle saniyede 6-30 darbe arasındadır. Şekil-1’de bu projede osiloskop ekranında görüntülenen EMG sinyali gösterilmiştir.



Şekil 1.1 Electromiyografi (EMG) Sinyali

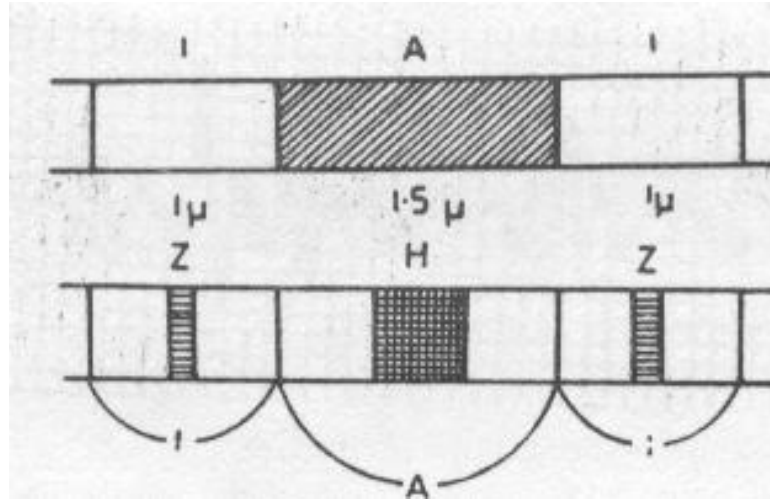
Yüzey elektrotları ile yapılan ölçümlerde çok geniş bir alandaki elektriksel aktivite ile ilgili bilgi elde edilebilir. Özel olarak bir motor ünitesinin veya üniteler grubunun incelenmesinde, elektrotların bilgi topladıkları alttaki alan çok geniş olabilir. Ayrıca, yüzeydeki kasların faaliyeti alttan gelen bilgiyi maskeleydiğinden yüzey elektrotlar sadece yüzeydeki kasların incelenmesinde kullanılabilir.

1.2.1 Kasların Yapısı

İskelet kasları lif (fiber) denilen ince uzun hücrelerden meydana gelmiştir. Uzunlukları 1-50 mm ve çapları 10-100 μm arasındadır. Dış yüzeyleri sakrolemma denilen bir kılıf ile örtülmüştür. Bu lifler bağlayıcı kıkırdak dokuya bağlıdır. Kasın kasılması, liflerin kasılıp şişmesi ile olur. Kaslara besin kan damarları ile uyarı ise sinirlerle götürülür. Kasın kasılması anında bir seri kimyasal reaksiyon olur. Bu reaksiyonlar için gerekli aktomiyosin proteini, kandaki hemoglobin biçimindeki oksijen depolayan myoglobin, enerji tasarrufu için gerekli fosfatlar ve yakıt olarak glycogen şeklinde kasta bulunur. Kaslar çizgili, düz ve kalp kası olmak üzere üçe ayrılır. (Zhou, P. ve Rymer W. Z., 2000)

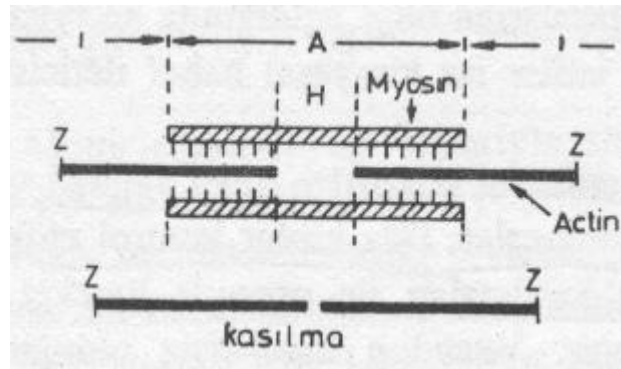
Çizgili kaslar istemli hareketi sağlayan iskelet kaslarıdır. Mikroskop altında yapılan incelemelerde açık renkli ve koyu renkli bantlar gözlenmiştir. Koyu banda “A”, açık banda “I” bandı denir. A bandının ortasında açık “H” bandı ve I bandının

ortasında koyu “Z” bandı vardır. Şekil1-2’de bantların şekli verilmiştir. Z bantları arasındaki bölge kasılma anında daralır.



Şekil 1.2 İstemli hareket kaslarının mikroskop altında görünüşü

A bandı sabit kalır H ve I bantları ise daralır. Kasın proteinin actomyosinin myosin bileşeni A’da bulunur. Actin ise Z bandında başlayıp H bandında biter. Şekil1.3’te kasılan kasın bant elemanları ayrıntılı bir şekilde gösterilmiştir.



Şekil 1.3 Çizgili kasların kasılabilen elemanları

Düz kaslar istemsiz hareket kasları olup sindirim sistemi, idrar yolları, kan damarları etrafında bulunurlar. Lifleri kısıdır. Otonom sinir sisteminin sempatik ve parasempatik kolları altındadırlar. (Dionisio, V. C ve Duarte, M., 2006)

Kalp kasları ise çok gelişmiş istemsiz kaslardır. Kalın ve kısa liflerden meydana gelen çok yoğun bir ağ gibidir. Sinirsel uyarı olmadan kasılabilirler. Sinirsel uyarı kasılma zamanını etkiler.

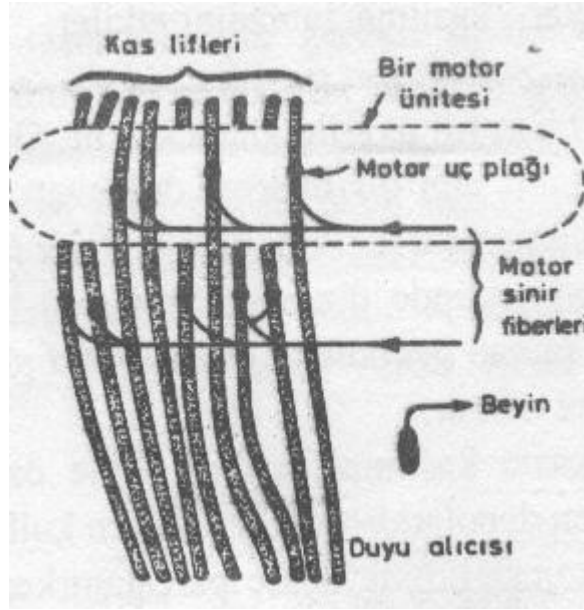
Kas lifi uyarıldığında kasılır. Gerekli uyarı motor siniri ile gelir. Kas, elektrik akımı gibi bir uyarıya da cevap verir. Kasın kasılması, boynun sabit kalıp sadece şişmesi şeklinde statik (izometrik) olabilir veya hem boyunun kasılması hem de şişmesi şeklinde dinamik (izotonik) olabilir. Kasın bir uyarı uygulandıktan sonra bir zaman gecikmesi (latent period) ile önce kasılma ve bundan sonra bir gevşeme oluşur.

Kimyasal olarak kasın kasılmasını kısaca özetlemek gerekirse; kas aktif duruma geçtiğinde glikojen depoları boşaltılır, oksijen kullanımı ile karbondioksit meydana çıkar. Kas glikojeni pruvik aside parçalanırken yüksek enerjili ATP (Adenezin Tri Phospath) moleküllerinde depolu enerji açığa çıkar. Pruvik asidin tekrar oksitlenmesi ile sitrik asit çevriminde CO₂ ve H₂O ile yani ATP molekülleri oluşur. Oksijen yetersizliği durumunda ise pruvik asitten anaerobik reaksiyonla laktik asit üretilir ve yeni enerji açığa çıkar.

Egzersizden sonra artmış olarak devam eden solunum ile sağlanan fazla oksijen alımı, oksijen açığını kapatır. Laktik asidin 1/5'i oksitlenerek CO₂ ve H₂O ile enerji açığa çıkar ve bu enerji ile laktik asidin geri kalan kısmı glikojene geri dönüşür. Kasın aktif olduğu zaman üretilen enerjinin bir kısmı mekanik enerjiye, bir kısmı da ısı enerjine dönüşür. Kasın randıman %25'dir. Yani enerjini en az 3/4'ü ısı enerjisi olarak kaybolur. Motor sinirlerin kas lifine ulaştığı noktaya motor uç plakları adı verilir. Motor sinirlerinden motor uç paklarına bilgi geldiğinde acetylcholine salgılanarak kas uyarılır. Bazı düzgün kaslar ise kimyasal haber ileticisi olarak noradrenaline kullanılır. (Kennedy P. M. ve Cresswell, A.G., 2001)

Kalp kasları, enerjilerini glikozdan değil yağdan sağlar. Böylece kandaki glikoz oranından etkilenmezler. Düz kaslar kontrol ettikleri organı bir ağ gibi sarar. Onların daralıp kısılmaları organda hareketlilik meydana gelir. Buna peristaltik hareket denir. Vücudun hareketsiz olduğu anlarda bazı kaslar, izometrik olarak gergin olup yerçekimine karşı koyarlar.

Motor ünitesi isminden de anlaşılacağı gibi kas fonksiyonunun biyolojik ünitesidir. Bir motor ünitesi merkezi sinir sisteminden geçip motor uç plakalarına dağılan bir motor sinirine sahiptir. Uç plakalarının her biri bir kas lifine bağlanmıştır ve onların uyarılması ile bağlı buldukları kas lifleri de uyarılır. Şekil 1.4'te kaslarla sinirler arasındaki bağlantı verilmiştir.



Şekil 1.4 Kaslarla sinirler arasındaki ilişki

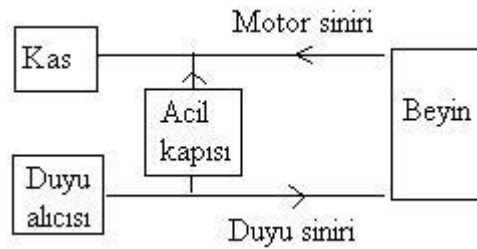
Motor ünitelerinin adedi vücudun muhtelif bölgelerindeki kaslar için birbirinden farklıdır. Genellikle kas büyüdükçe motor ünitelerinin adedi de artar. Motor ünitesinin büyüklüğü yani aynı sinir lifi tarafından uyarılan kas liflerinin adedi, çeşitli kaslar için birbirinden çok farklıdır. İnsanda bir motor ünitesinde 25-2000 kas lifi bulunabilir. Bir motor ünitesinde üretilen kuvvet 0,1-250 gr arasında değişebilir. Aynı üniteyi oluşturan lifler bir araya toplanmış olmayıp çeşitli ünitelerin lifleri girişim (iç içe girmiş) halindedirler.

Motor sinirleri yapı itibarıyla sinir hücrelerinden meydana gelir, böylece her bir motor siniri sadece polarize veya depolarize durumunda bulunabilir ve motor uç plakalarına iki seviyeli yani (var-yok) bir bilgi gönderilir. Böylece her bir kas lifi de ya dinlenme durumunda (gevşek) veya uyarılmış (gergin) durumdadır. Normal kas hareketlerinin özelliği hareketinin yumuşaklığı, devamlılığı, hassasiyetidir. Bu özellikler, herhangi bir kasın birçok motor ünitesinden meydana gelmesinden

dolayıdır. Şayet ufak bir kas hareketi arzu edilirse, sadece bir motor ünitesi faaliyete geçer.

Kas hareketinin artması ile birçok motor ünitesi faaliyete geçer ve hepsinin faal olduğu zaman kas hareketi en üst düzeydedir. Böylece harekette bir miktar düzgünlük salanmış olur. İlave hareket düzgünlüğü de birim zamanda uyarılan liflerinin adedini moleküle ederek sağlanır. Her bir motor ünitesi sadece bir kas kasılma seviyesi verebilirse de birim zamandaki kasılma sayısı (yani motor uç plaklarınca birim zamanda yapılan depolarizasyon ve repolarizasyonların adedi), kas liflerinin gücünü artıracaktır. Böylece bir kasın hareketinin düzgünlüğü, hem uyarılan motor ünitelerinin sayısı ve hem de bu motor ünitelerinin uyarılma hızı ile kontrol edilir.

Kas hareketini kontrol eden sinir sisteminin oldukça basitleştirilmiş blok şeması Şekil1.5'te gösterilmiştir.



Şekil 1.5 Kaslarda servo mekanizma

Sistem bir servo mekanizma kontrol sistemidir. Bir duyu alıcısı, bir hız veya konum işareti üretir. Bu işaret duyu sınırları ile beyne iletilir. Beyin hafızadaki bilgi ile gelen bilgiyi karşılaştırarak bir hata (kontrol) işareti üretir. Bu işaret motor siniri ile kasa gönderilerek onun hareketi kontrol edilir.

Bu servo sisteminin çalışması basit bir örnekle açıklanabilir. Örneğin bir insan parmağını soğuk bir cisme değdirdiği zaman, parmaktaki duyu alıcıları sıcaklığı algılar ve beyne gönderir. Beyin bu işaretin soğuktan geldiğini anlar ve motor siniri ile kası harekete geçirmesi gerekmez. Şayet parmak sıcak bir cismin üzerine

konmuşsa, beyin duyu sinirleri ile gelen bilgiden parmağın sıcak bir cisim üzerinde olduğunu anlar. Eğer cisim çok sıcak ise motor sinirleri ile kol kaslarına gerekli bilgiyi gönderip parmağın sıcak cisim üzerinden çekilmesini sağlar. Duyu alıcılarının sıcak cismi hissetmeleri ile parmağın kaldırılması arasında birkaç yüz milisaniyelik bir zaman gecikmesi vardır. Bu gecikme daha ziyade şahsın o sıcak cisme gösterdiği ilgi ile de ilgilidir. Şimdi, parmağın çok sıcak bir cisim üzerine değdirildiğini düşünelim. Bir refleks ile parmak, 150ms civarında bir sürede cismin üzerinden kaldırılır.

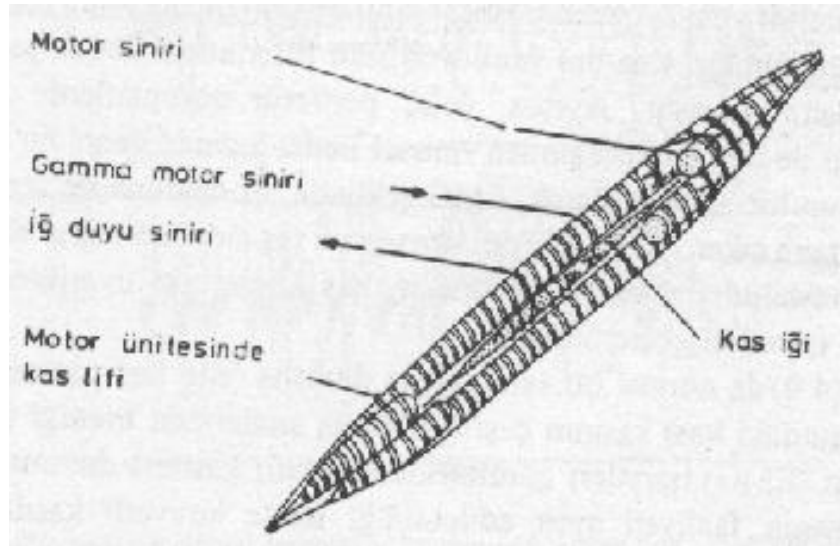
Refleks cevap Şekil1.5'te gösterilen acil kapısı, normal durumda işe karışmaz. Acil kapısı genellikle omurilikte bulunur. Duyu alıcılarından kuvvetli bir işaret algılandığında refleks cevap ortaya çıkar. Bu durumda acil kapısı beyin yolunu köprüleyerek kasın hızlı hareket etmesini sağlar. Bu refleks cevap sayesinde vücut tehlikelere karşı korunmuş 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.

Kaslarla ve sinirlerle uğraşırken, mikroelektrotlarla hücre potansiyellerinin ölçümü pek nadir yapılır. Genel olarak bir motor ünitesi gibi az sayıdaki hücreleri net potansiyel değişiminin ölçümü iğne elektrotlarla birçok motor ünitelerinin oluşturduğu toplam potansiyelin ölçümü ise yüzey elektrotları ile yapılır. Eğer bir mikroelektrot hücrenin içine batırılarak ölçme yapılırsa hücrenin tüm faaliyetlerinin 1 ms'den az olduğu görülür. Eğer iğne elektrotlar bir hücrenin yakınına yerleştirilirse çevredeki hücrelerden gelen değişimleri de algılar. Aynı motor ünitesine bağlı kas lifleri motor uç plaklarına gelen sinir dalları ile hemen hemen aynı zamanda uyarıldığı halde, hücrelerin depolarize durumunda kalış sürelerindeki farklılıklar ve ayrıca kas liflerine gelen sinir dallarının uzunluk farklılıklarından dolayı (bazı kas liflerine uyarı diğerlerinden biraz daha önce ulaşmış olur) bir motor ünitesindeki

değişim süreci 2 ile 5ms arasındadır. Bu asenkron durum kas hareketinin düzgünlüğüne katkıda bulunur. İğne veya yüzey elektrotla alınan kasın hareketi esnasında oluşan elektriksel işaretlere “elektromiyografi” veya kısaca EMG denir.

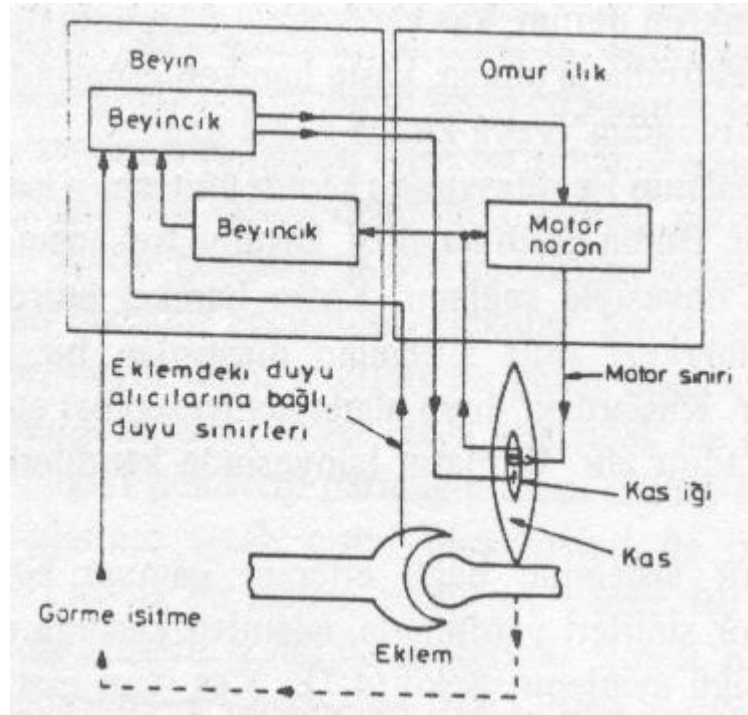
Kas kasılmasının regülasyonu aynı şekilde açıklanmak istenirse; motor ünitesinin her bir kasılması sabit bir kuvvet oluşturur. Bütün kasın hareketi kasılma frekansındaki bir değişme ve motor ünitelerinin ilavesi ile sağlanır. Kasın hareket ettirdiği organın hassas hareketi, kastan, merkezi sinir sistemine ulaştıran bir geri besleme işareti yardımı ile ağılanır. Kaslardaki duyu algılayıcı (reseptör) elemanlar kas mekiği (muscle spindles) adını alır. Bunların bünyesinde kendilerine ait kas fiberleri vardır. Şekil1.6’da verilmiştir.



Şekil 1.6 Bir motor ünitesinde bir kas iğinin görünüşü

Merkezi sinir sistemine bağlı afferet gamma sinir fiberleri olarak isimlendirilen motor sinirleri yardımı ile istenilen kasılma derecesi sağlanacak şekilde iğnin uzunluğu ayarlanır, Şekil1.7’de verilmiştir. Kas iğini merkezi sinir sistemine bağlayan afferet sinir fiberleri arzu edilen ve gerçek değerler arasındaki fark değeri merkezi sinir sistemine ulaştırırlar. Bu geri besleme ile kasın kasılması regüle edilir. Ayrıca eklem yerlerinde, eklem durumunu ve hareketlerinin hızını merkezi sinir sistemine ulaştırarak kasın kontrolünü sağlayan reseptörler vardır. Bu reseptörler

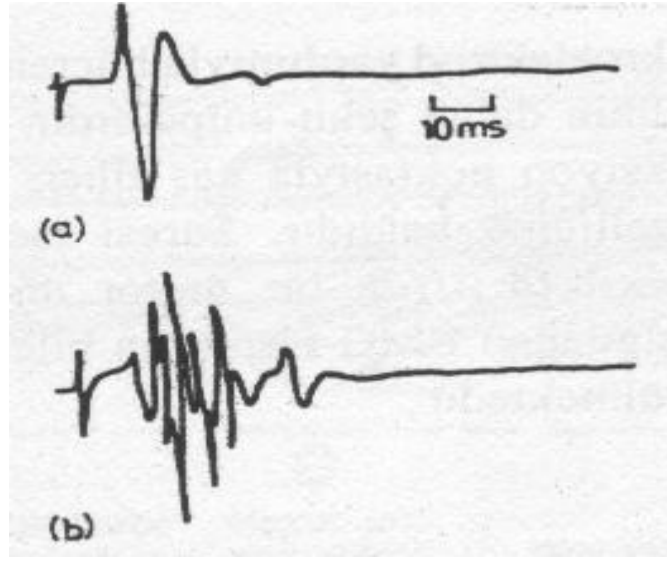
yardımları ile görmeden dahi uç organların büyük bir hassasiyetle hareket ettirilmeleri sağlanır. (Kennedy P. M. ve Cresswell, A.G., 2001)



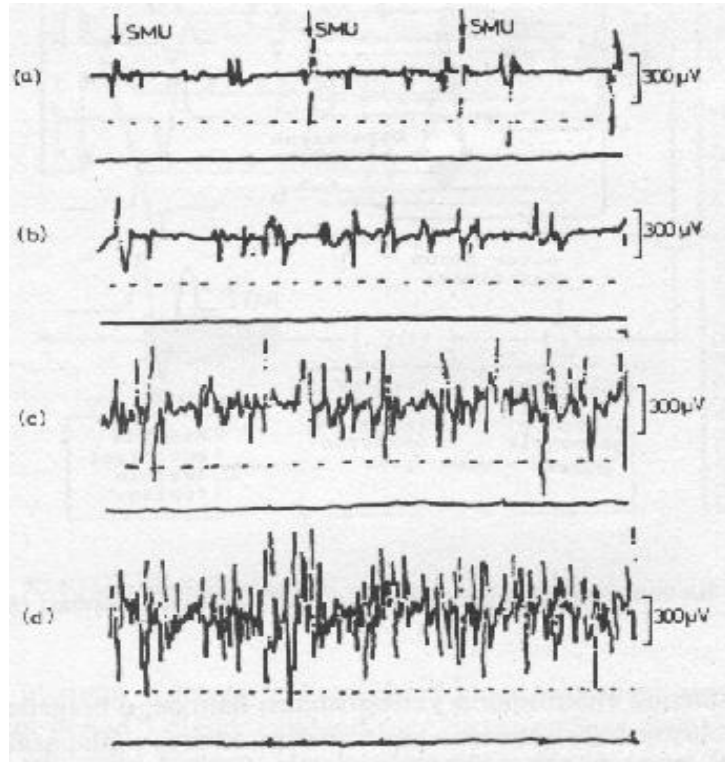
Şekil 1.7 Kas kasılmasının regülasyonu

1.2.2 Kasın Kasılması Strasında Oluşan Gerilim

Tek bir motor ünitesinden elde edilen EMG sinyalinin şekli hastalık etkisi ile oldukça değişir. Periferik (çevre), nöropatilerinde (sinirlerin bozulmasında) kasın kısmen sinirsel uyarıyı almaması söz konusu olabilir. Sinirler kendilerini yenileyebilen dokular olup bu durumdan sonra regenerasyon yani (düzeltme) mümkündür. Kendini yenileyen sinir liflerindeki iletim, sağlıklı sinir liflerinden daha yavaştır. Ayrıca, çoğu periferik nöropatilerde nöronların uyarılabilirliği de değişebileceğinden sinirsel iletim hızında genel bir yavaşlama görülür. Bunun bir sonucu olarak, EMG şeklinde bir dağılım ve senkronluğun bozulması ortaya çıkar. Şekil 1.8’de konsentrik (eş merkezli) iğne elektrotlarla sağlıklı ve hastalıklı motor ünitelerinden, kas hücrelerinin uyarılması ile elde edilen EMG sinyalleri gösterilmiştir.



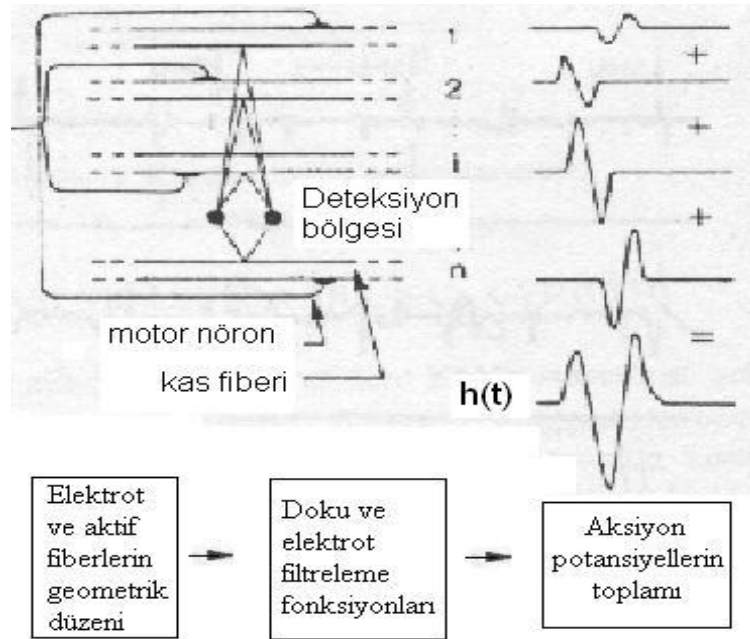
Şekil 1.8 Sağlıklı (a) ve hastalıklı (b) motor ünitelerinden elde edilen EMG kayıtları



Şekil 1.9 Normal bir dorsal interosus kasının çok azdan çok kuvvetliye kadar kasılması anlarında üretilen potansiyeller

Şekil1.9’da normal bir interosseus dorsalis (elin başparmağı ile işaret parmağı arasındaki kas) kasının 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.

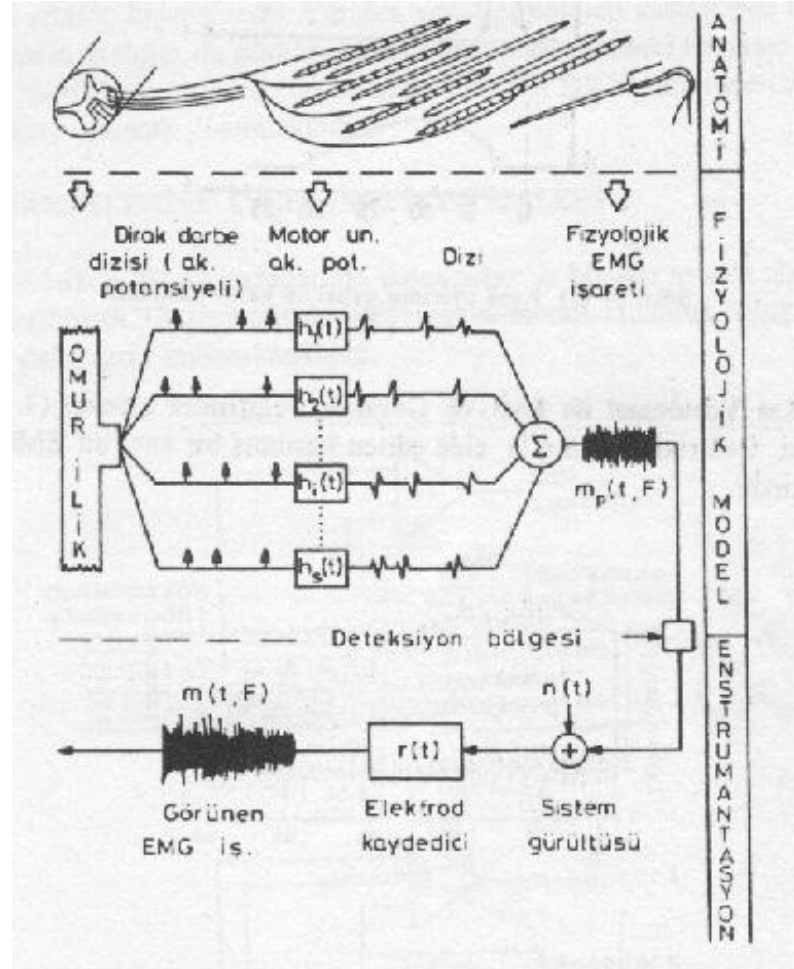
Bilindiği gibi, bir mikroelektrot yardımı ile hücrenin içine girilmesi halinde ölçülen aksiyon potansiyelinin dalga şekli unipolardır. EMG sinyalinin genliği, kas fiberlerinin çapına, deteksiyon noktası ile kas fiberi arasındaki mesafeye ve elektrotların filtreleme özelliğine bağlıdır. Süresi ise kas fiberlerinin iletim hızı ile ters orantılıdır. Şekil1.10’da bir motor ünitesinin aktive edilmedi durumda elektrotlarda algılanan EMG sinyalinin bileşenleri ve toplam olarak kendisi şematik olarak görülmektedir.



Şekil 1.10 Bir motor ünitesinin aktive edilip EMG sinyalinin oluşması

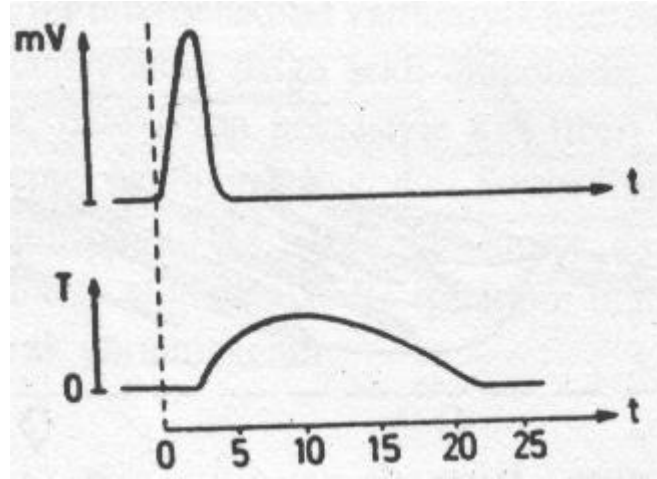
Deri üzerine elektrotların yerleştirilmesi halinde o bölgede aktif olan kas fiberlerinin oluşturduğu sinyallerin toplamı elektrotlarca algılanacaktır. Elde edilen dalga şekline “interference pattern” adı verilir. Şekil1.11’de bir çift yüzey elektrot

yardımı ile elde edilen EMG sinyalleri gösterilmiştir. Aktivitenin artması ile daha fazla motor ünitesi faaliyete katılmaktadır. Aktivitenin artması ile tek motor ünitesinin faaliyeti belirlenemez duruma gelmekte ve girişim deseni (interference pattern) ortaya çıkmaktadır.



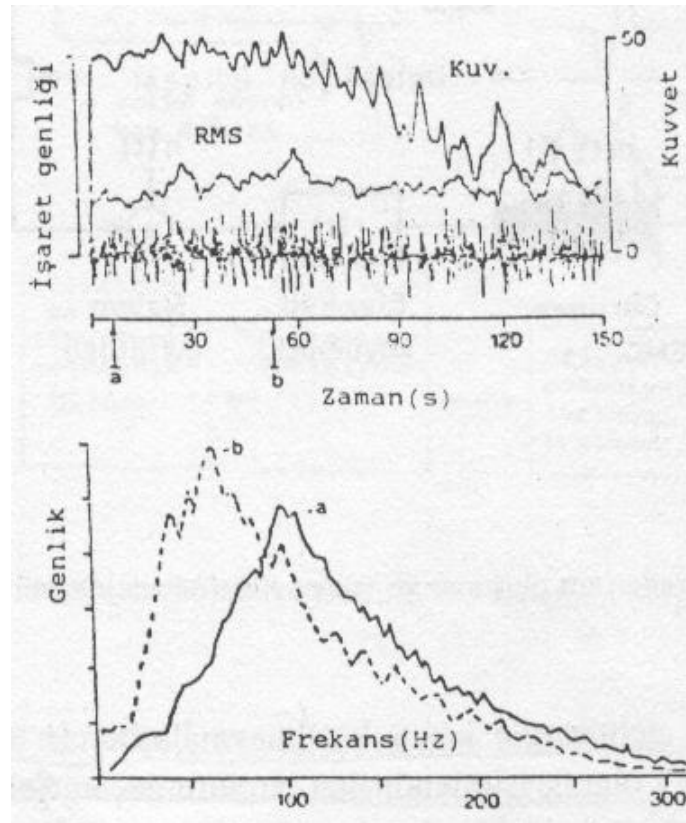
Şekil 1.11 EMG sinyallerinin oluşumu ve yüzey elektrotuna ulaşımı

Kasa uyarının gelmesi ile kasın kasılmaya başlaması arasında gecikme süresi “latent period” olarak isimlendirilen bir süre geçer. İlgili şema Şekil1.12’de verilmiştir. Burada T, mekanik gerilmeyi gösterir. Her kasılma fazını bir gevşeme fazı takip eder. Kasın uyarma sonucu kasılması olayına kas seğirmesi denir. Seğirme süresi kasın tipine göre değişir. Örneğin hızlı ve hassas hareketleri sağlayan (hızlı) kaslarda bu süre 7,5ms kadar küçük bir değer inebildiği halde kaba bir kuvvetli hareketlerin yapılmasını sağlayan kaslarda 100ms olabilir.



Şekil 1.12 Kasa uyarının gelişi ve kasın kasılması

Kas yorulması ile EMG'de görülen değişimler, Şekil 1.13'de deri üzerindeki elektrot yardımı ile elde edilen kasılmış bir kasa ait EMG sinyalleri yardımıyla gösterilmiştir.



Şekil 1.13 Yorulmanın EMG üzerine etkisi

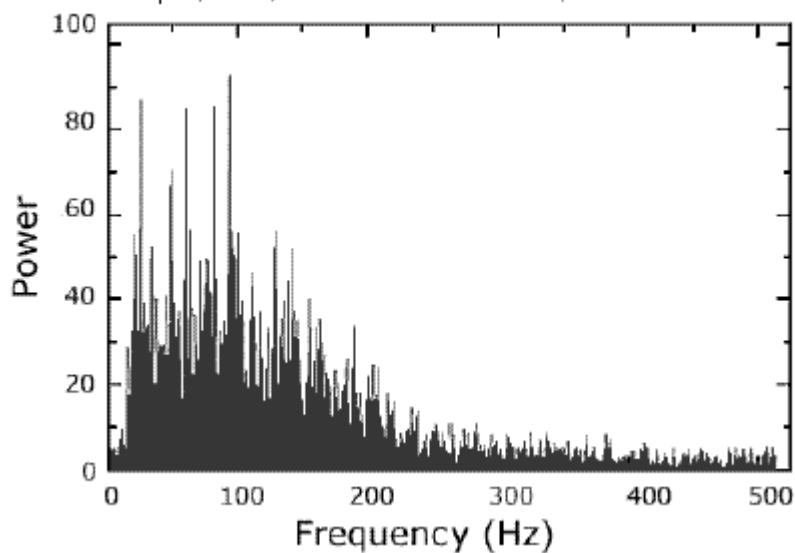
- a) EMG gücünde zamanla azalma
- b) EMG frekans spektrumunda yorulma ile değişimi

Yorulma sonucu EMG sinyallerinin frekans spektrumu, alçak frekanslara doğru genliği artarak kaymaktadır. Eğriden yorulma sonucu kastan elde edilen kuvvetin zamanla azaldığı da görülmektedir.

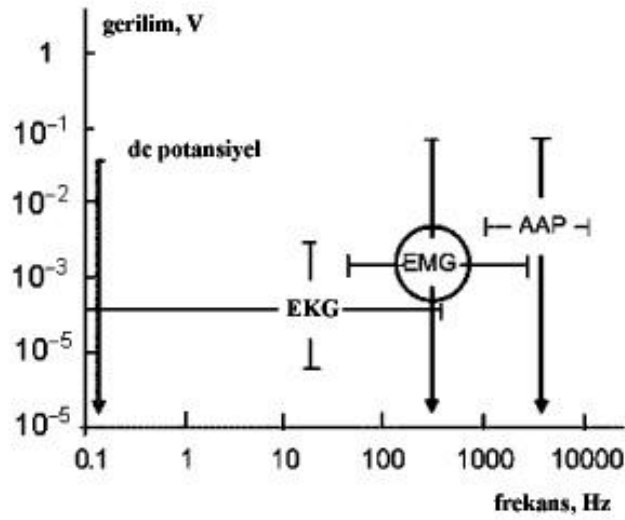
1.2.3 EMG Sinyalinin Özellikleri

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. Kullanılabilen sinyal enerjisi 50 ile 500Hz frekans aralığında olup baskın enerji 50 ile 150Hz arasında değişir. Kullanılabilen sinyaller, elektriksel gürültü seviyesinin üzerinde bir enerji taşırlar. Şekil1.14'de EMG sinyaline ait frekans spektrumu görülmektedir.



Şekil 1.14 EMG sinyaline ait frekans spektrumu



Şekil 1.15 EMG sinyalinin tipik karakteristiği

1.2.4 Gürültü Kaynakları

Gürültü sinyali çeşitli kaynaklardan doğabilir. Bu kaynaklar:

- Sinyalin alımı ve kaydında kullanılan elektronik devre elemanları: Bütün elektronik cihazlar elektriksel gürültü üretirler. Bu gürültü, 0 Hz'den birkaç bin Hz'e kadar değişen frekans bileşenlerine sahiptir. Bu gürültüyü tümüyle yok etmek mümkün değildir; ancak, kaliteli devre elemanları ve iyi bir devre tasarımı ile azaltmak mümkündür.

- Çevresel gürültü: Çevresel gürültüye radyo ve televizyon yayını, elektrik-güç kabloları, ışık ampulleri, floresan lambalar vb. elektromanyetik radyasyon kaynakları sebep olur. Gerçekte her türlü elektromanyetik cihaz gürültü üretir. Bu durumlarda vücut yüzeyimiz elektrik-manyetik radyasyona maruz kalır. Çevresel gürültünün baskın frekansı 50Hz (ya da 60Hz) civarındadır. Genliği ise EMG sinyalinin genliğinin 1-3 katı kadardır.

- Hareket: Harekete bağlı oluşan gürültünün başlıca iki sebebi vardır. Bu sebepler; elektrot ile deri arasındaki yüzeyde oluşan kayma ve elektrotu yükselticiye bağlayan kablodaki harekettir. Her iki durumda da oluşan gürültü uygun devre

tasarımı ile yok edilebilir. Bu elektriksel sinyaller frekans aralığı ise 0 ile 20 Hz arasında değişir.

- Sinyalin doğal kararsızlığı: EMG sinyal genliği quasi-random yapıdadır. 0 ile 20 Hz arasındaki frekans bileşenleri kararsız olup, gürültü olarak görüldüğünden sinyalden çıkarılmalıdır. (Friesen, M.,1990)

1.3 EMG Kontrollü Protez Kol Projesinin Amacı

Günümüzde çeşitli protez el ve kol yapılarının olduğu aşıkardır. Bu tarz EMG kontrollü robot kollar, kaslardan aldıkları sinyalleri uygun bir şekilde işleyerek yapılacak hareketi gerçekleştirirler. Önemli olan EMG sinyallerinin işlenmesidir ve buna en uygun yöntemin seçilmesidir. Çoğunlukla kaslardaki EMG sinyallerini yakalamak için iki hareketli (bilek hareketi ve el açıp kapama hareketi) robot ellerde toplam altı elektrot kullanılmaktadır. Bunlardan üç tanesi sadece bilek hareketi için, diğer üç tanesi de el açıp kapama hareketi için kullanılmaktadır. Bu projede sadece dört adet elektrot kullanılmıştır. Daha az elektrotla aynı hareketlerin sağlanabildiği gösterilmiştir. Elektrotlardan iki tanesi ortak olup, geriye kalan bir tanesi bilek hareketini, diğeri ise el açıp kapama hareketini yapmaktadır. Uygun bir EMG sinyali işleme devresiyle işlemcinin ADC ucuna sinyaller iletilmekte ve bu şekilde motorların uygun hareketi sağlanmaktadır. Bu şekilde günümüzdeki protez ellerin yapılarında iyileştirmeler yapılabilir ve maliyet düşürülebilir.

Farklı bir ifadeyle bu projede; günümüzde kullanılan yöntemlerden farklı bir yöntemle EMG sinyallerinin işlenmesi ve kullanılması gösterilmiştir.

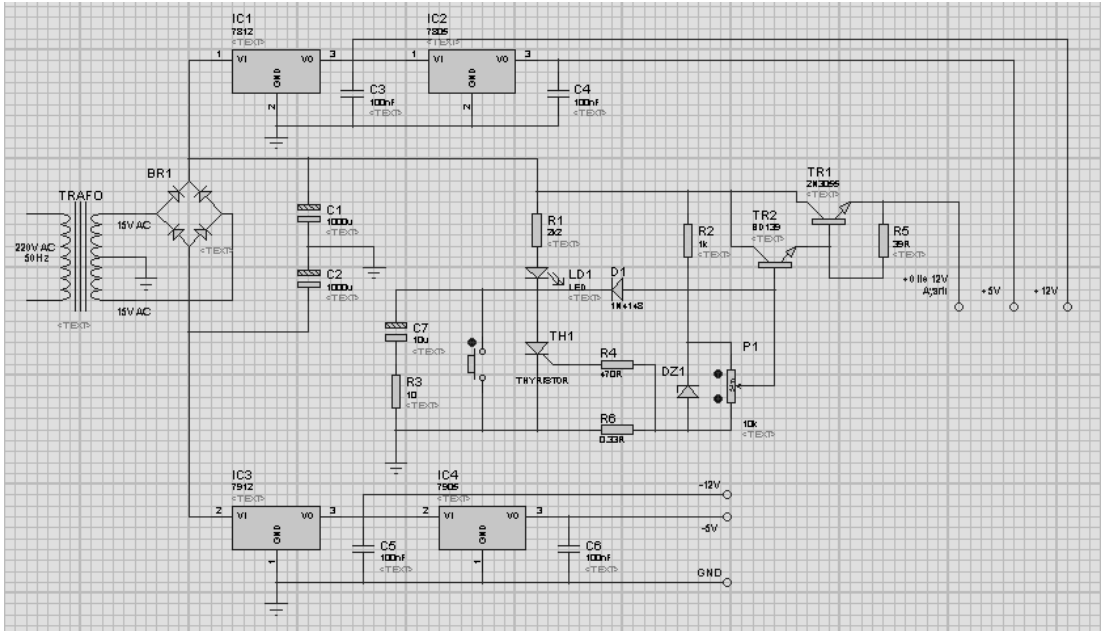
Tez dört bölüm halinde hazırlanmıştır. İlk bölüm giriş özelliğini taşımaktadır. Projenin amacının belirtilmesini ve EMG sinyallerinin yapısını içermektedir. İkinci bölümde besleme devresi, EMG sinyali işleme devresi ve motor hareket devresinin yapısı ve özellikleri anlatılmıştır. Üçüncü bölümde ise projenin mekanik kısmı mekanik kol yapısı hakkında bilgiler verilmiştir. Dördüncü bölümde de yorumlara ve sonuçlara yer verilmiştir.

BÖLÜM İKİ

ELEKTRONİK KISIM

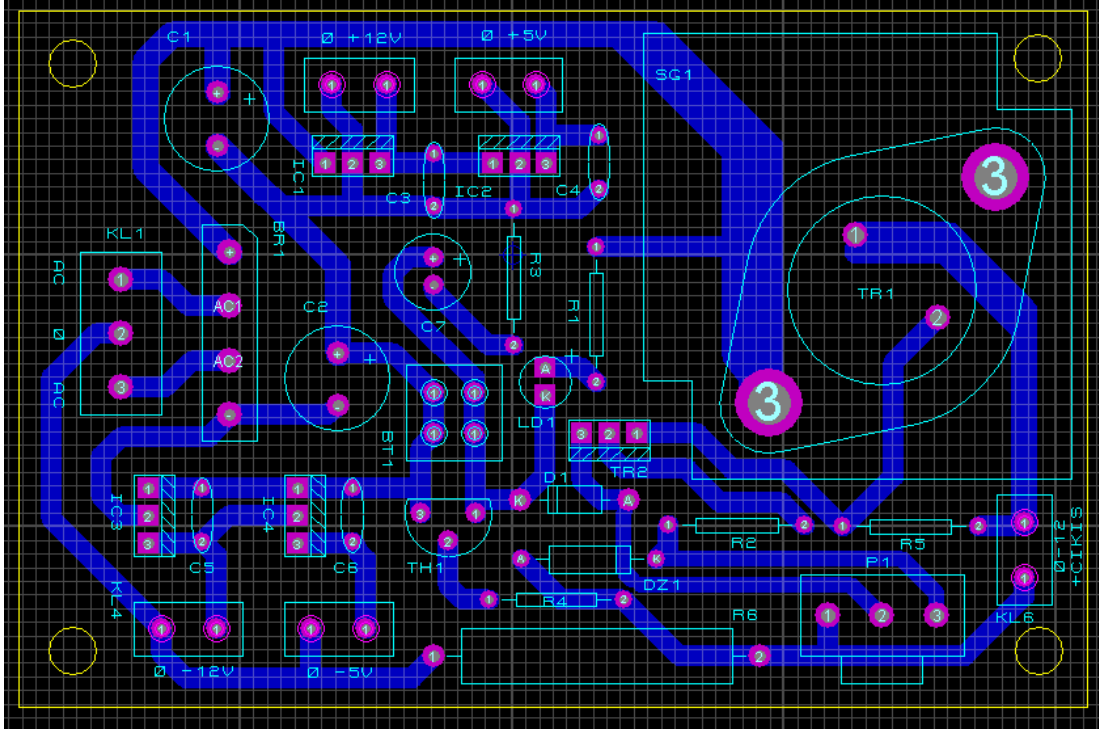
2.1 Besleme Kartı

EMG sinyallerini işlemek için gerekli IC'ler +5V ve -5V gerilimlerine ihtiyaç duymaktadır. Aynı zamanda step motorları döndürmek amacıyla +12V gerilim de kullanılmaktadır. Bu yüzden çok amaçlı besleme kartı kullanmak mantıklı olacaktır. Mekanik kısım tasarlanmadan önce gelecekte ihtiyaç olacağı düşüncesiyle bu çok amaçlı besleme devresi oluşturulmuştur. Gelecekte ihtiyaç olabileceği için +5V, -5V, +12V, -12V ve 0 ile 12V arası ayarlanabilen çıkışlara sahip gerilim kaynağı tasarlanmıştır. Proje esnasında deneme amaçlı çeşitli step motorlar kullanıldığı için, farklı gerilim değerlerinde çalıştırma imkânı olmuştur. Proje son halini alınca gerekli çıkışlar kullanılmıştır. Eğer gelecekte mekanik kolun özellikleri değiştirilirse, ihtiyaç halinde diğer çıkışlar da kullanılabilir.



Şekil 2.1 ISIS programında çizilmiş besleme devresi şeması

Devrede sırasıyla +5V için 7805, +12V için 7812, -5V için 7905 ve -12V için 7912 entegreleri kullanılmıştır. 0-12V ayarlık kısım için transistörün beyz akımından faydalanılmıştır.

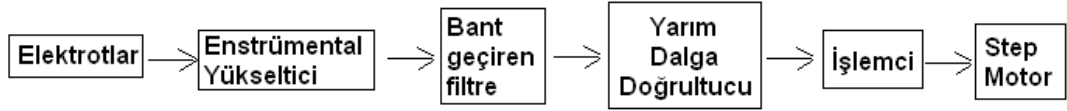


Şekil 2.2 ARES programında çizilmiş besleme devresi PCB şeması

Besleme devresinin PCB çizimi ektedir. Çizim programı olarak Proteus kullanılmıştır. Baskı devresi yaptırılıp malzemeler dizilmiş ve belli bir süre test edilmiştir. Sorunsuz bir şekilde çalıştığı görülmüştür.

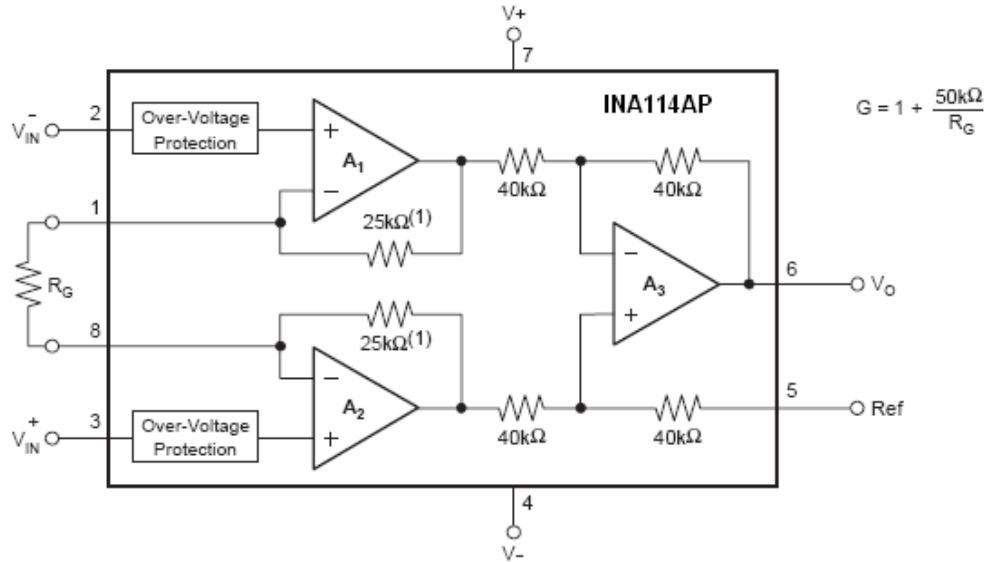
2.2 EMG Sinyali İşleme Kartı ve Motor Sürme

EMG sinyallerinin işlenmesi için hazırlanmış düzeneğin blok şeması Şekil.2.3'te gösterilmiştir. Elektrotlardan alınan sinyaller enstrümantal yükselticide fark alınarak yükseltilir. Daha sonra bu sinyaller bant geçiren filtre yardımıyla uygun sinyallere ayrılır. Yarım dalga doğrultucu ile negatif kısımlar elemine edilir. En son olarak da işlemcinin ADC ucu kullanılarak bu sinyallerin yardımı ile step motorlar döndürülür.



Şekil 2.3 EMG sinyal işleme kartı blok şeması

Ölçüm elektrotlarından alınan sinyal enstrüman yükselticiyle (INA114AP) 20 kat yükseltilmiştir. Bu işlem için R_g direnci $2,7\text{ K}\Omega$ seçilmiştir. Bu direnç ile yükselticinin kazancı ayarlanabildiği için, yükselticinin yüksek CMRR'si gürültüyü etkili bir biçimde azaltır. Şekil2.4'te INA114AP enstrüman yükselticinin iç yapısı ve kazanç formülü görülmektedir.



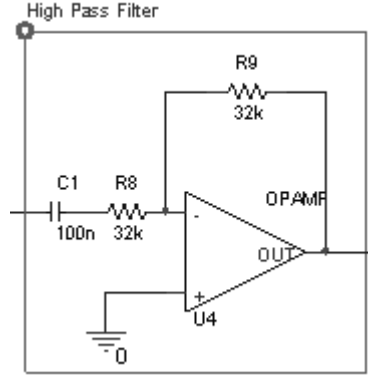
Şekil 2.4 INA114AP Enstrüman Yükseltici

R_g direnci formülde yerine koyulursa:

$$G = 1 + (50\text{K}/2,7\text{K}) = 20 \text{ kazancı bulunur.}$$

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

sokulmuştur. Yapılan hesaplarla buradaki kesim frekansı yaklaşık olarak 50 Hz ve kazanç 1 olacak şekilde direnç ve kapasitör değerleri belirlenmiştir.



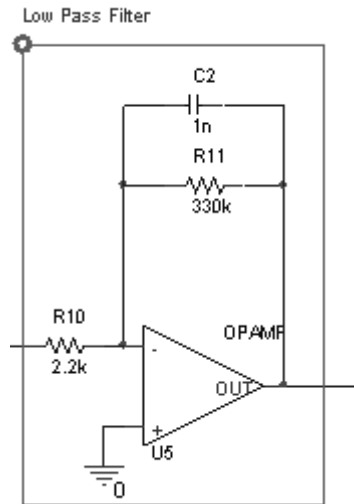
Şekil 2.5 Yüksek geçiren filtre

$$\omega = 1/RC$$

$$f=1/(2\pi RC)$$

$$f=50\text{Hz}$$

Daha sonra sinyalin 500 Hz'in üzerindeki bileşenleri alçak geçiren filtre ile filtrelenmiştir. Yapılan hesaplarla buradaki kesim frekansı yaklaşık olarak 500 Hz ve kazanç 150 olacak şekilde direnç ve kapasitör değerleri belirlenmiştir.



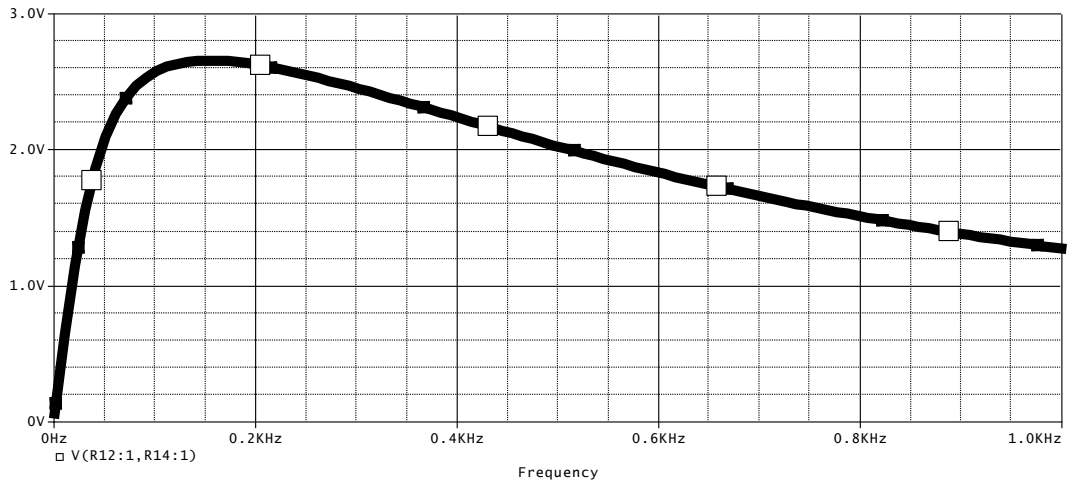
Şekil 2.6 Alçak geçiren filtre

$$w = 1/RC$$

$$f=1/(2\pi RC)$$

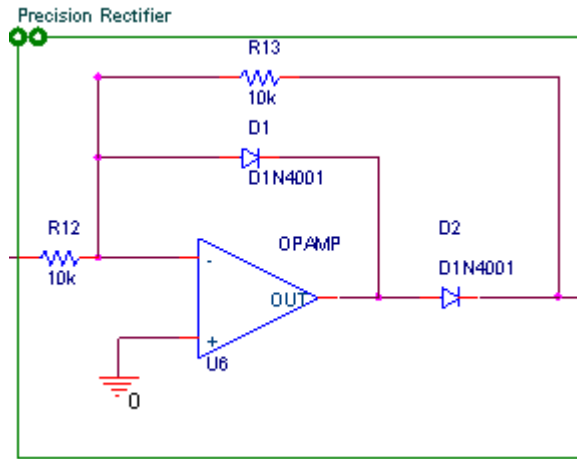
$$f= 500 \text{ Hz}$$

Böylece enstrüman yükseltici çıkışındaki EMG sinyalinin tasarlanan bant geçiren filtre ile 50 Hz ile 500 Hz arasındaki bileşenleri alınmakta ve bu sinyaller 150 kat yükseltilmektedir. Şu ana kadarki toplam kazanç $20 \times 150 = 3000$ olmaktadır. EMG sinyallerinin maksimum değeri yaklaşık olarak 1mV civarında olduğundan bant geçiren filtre çıkışındaki sinyalin maksimum değeri 3V civarında olmaktadır.



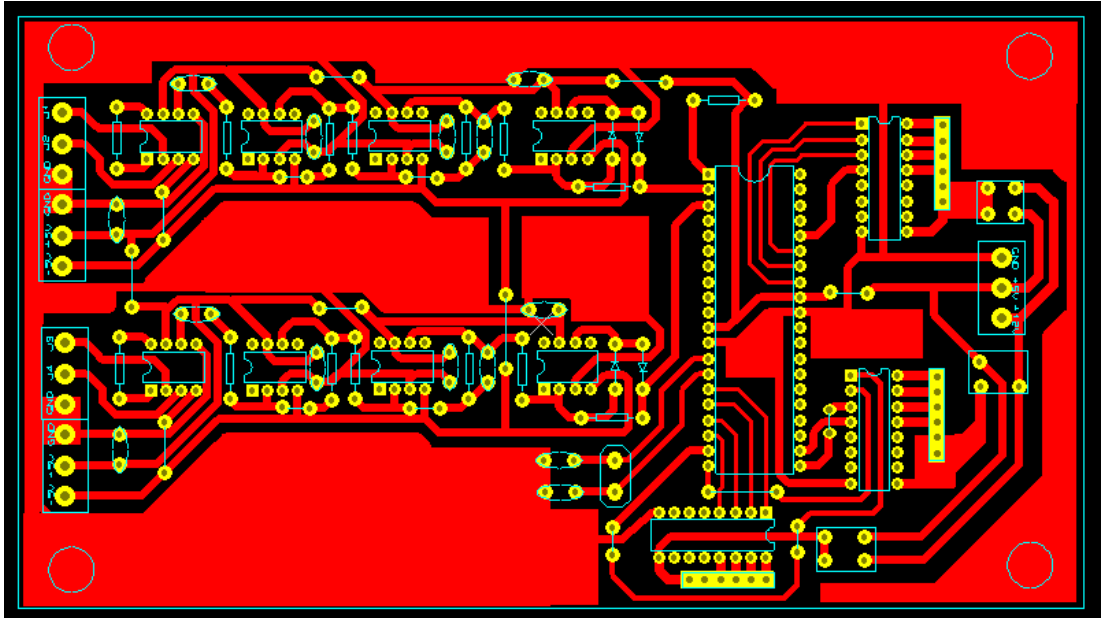
Şekil 2.7 Bant Geçiren Filtrenin Frekans-Genlik Grafiği

Bant geçiren filtre çıkışındaki sinyalin pozitif ve negatif değerleri vardır. Sinyalin mikroişlemcide işlenebilmesi için sayısallaştırılması gerekmektedir. Bunun için işlemcinin ADC ucu kullanılmıştır. ADC'nin analog sinyali sayısala çevirebilmesi için sinyalin negatif değerinin olmaması gerekmektedir. Bu nedenle filtre çıkışındaki sinyal doğrultucudan geçirilmiştir. Doğrultucu devresi Şekil2.8'de gösterilmiştir.

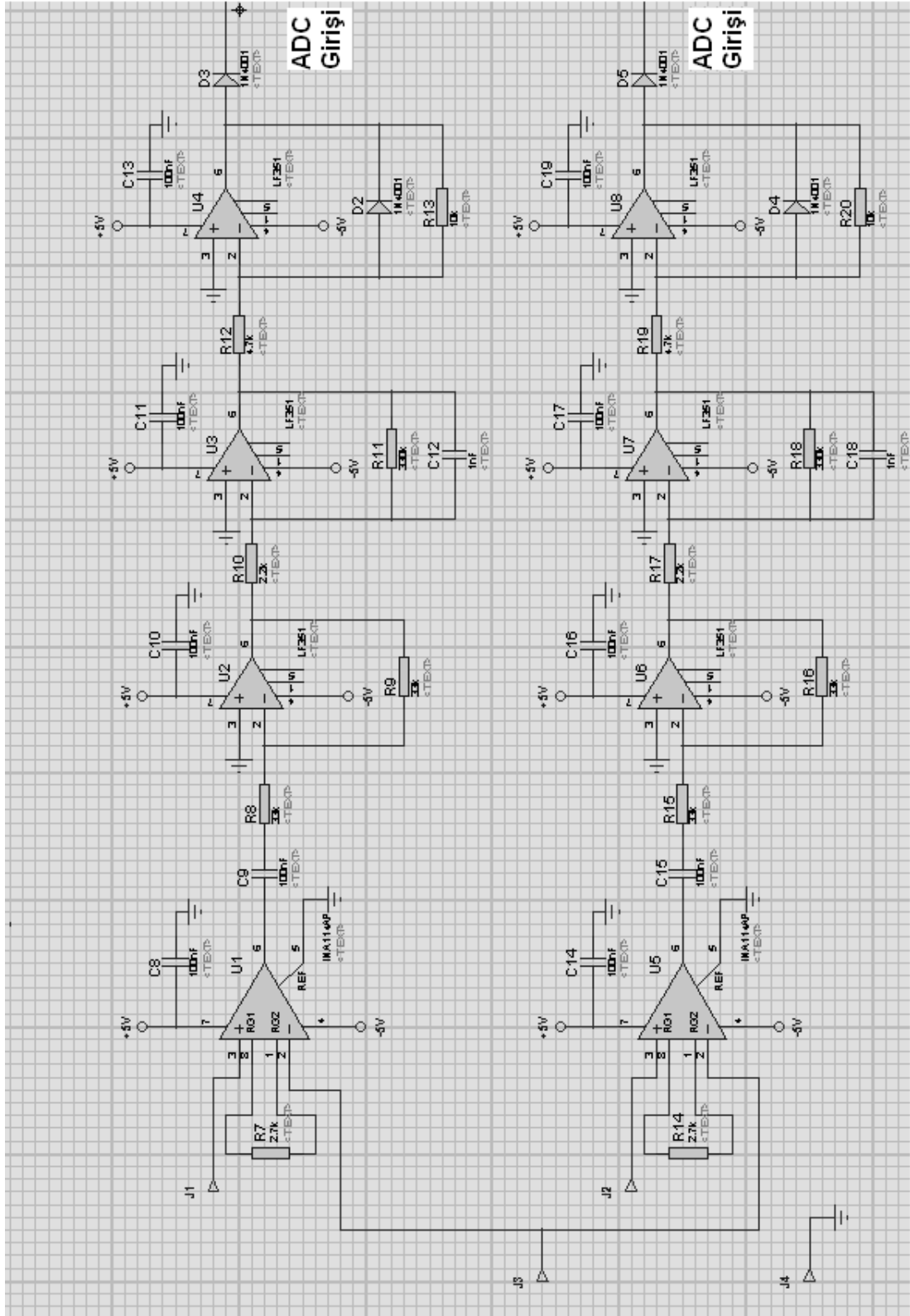


Şekil 2.8 Yarı dalgı doğıultucu

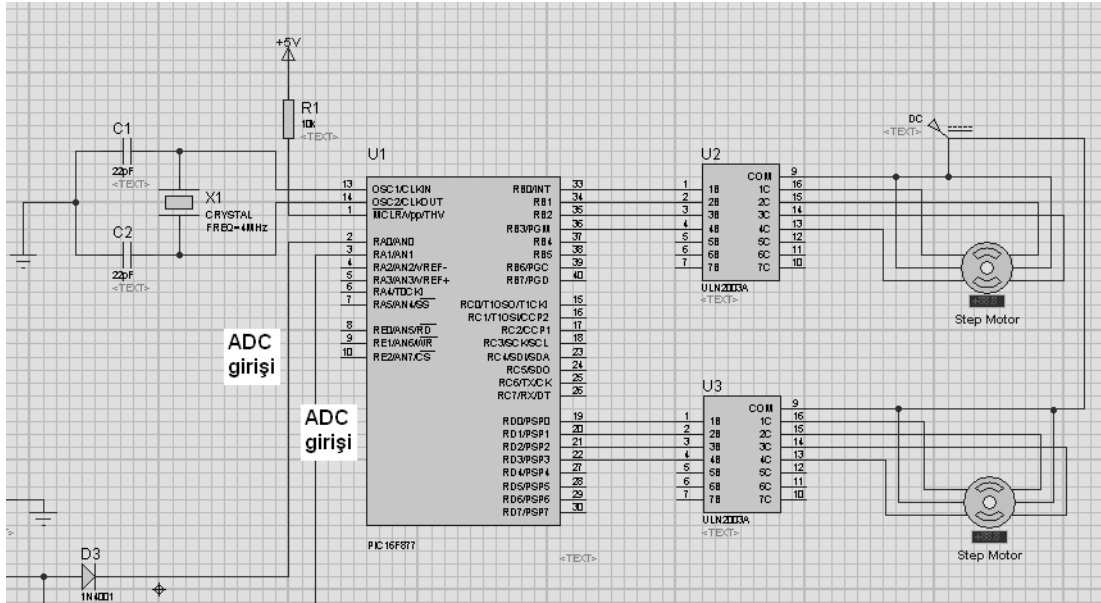
Tasarlanan devrenin ARES programı ile çizilmiş PCB'si Şekil2.9'da görülebilir. PCB olarak tek yüzölü, kalay kaplı CEM1 türü kullanılmıştır. Kalınlık 1,6mm seçilmiştir.



Şekil 2.9 EMG sinyal işleme devresi PCB Gerber dosyası görünümü

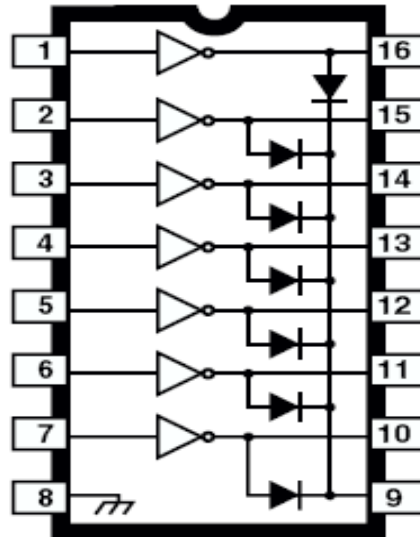


Şekil 2.10 EMG sinyal işleme devresi devre şeması



Şekil 2.11 Step motor sürme

Analog sinyaller oluşuktan sonra PIC16F877A işlemci içerisinde dijital dönüşmekte ve değerine göre step motorlar tetiklenmektedir. İki adet unipolar step motor, ULN2003A kullanarak sürülmektedir. Bu şekilde step motorların entegre yardımıyla rahat bir şekilde sürülmesi sağlanmıştır. Şekil 2.12’de ULN2003A entegresinin bacak bağlantıları gösterilmiştir.



Şekil 2.12 ULN2003A pin bağlantıları

BÖLÜM ÜÇ

MEKANİK KISIM

3.1 Step Motorlar

Step motorlar (adım motorları), girişlerine uygulanan darbe dizilerine karşılık (bu, dijital, sayısal giriş olarak da ifade edilebilir), analog dönme hareketi yapabilen elektromagnetik elemanlardır. Bu özellikleri nedeniyle “dijital makine” olarak da tanınan adım motorları, dijital sistemlerde kullanılırken büyük kolaylıklar sağlarlar.

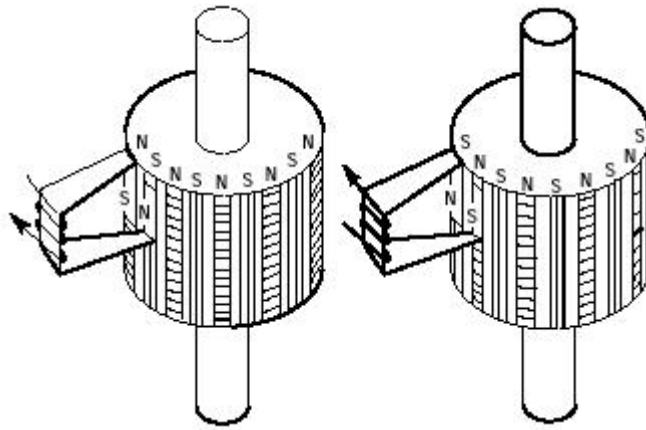
Adım motorları, adından da anlaşılacağı gibi belirli adımlarla hareket ederek rotorun açısal konumunu değiştirirler. Bu adımlar, motor sargılarına uygun sinyaller gönderilerek kontrol edilir. Herhangi bir uyarımda, rotorun yapacağı hareketin ne kadar olacağı, motorun adım açısına bağlıdır. Adım açısı, motorun yapısına bağlı olarak 90, 45, 18, 7,5, 1,8... derece veya çok daha değişik açılarda olabilir. Motora uygulanacak sinyallerin frekansı değiştirilerek motorun hızı da kontrol edilebilir. Adım motorlarının dönüş yönü ise, uygulanan sinyallerin sırası değiştirilerek, saat ibresi yönünde (CW) veya saat ibresinin tersi yönünde (CCW) olabilir.

Step motorlar uzun yıllardır var olmalarına rağmen ticari olarak kullanılmaları ancak 1960’lı yıllarda yüksek seviyeli doğru akımları anahtarlayabilen transistörlerin üretimine başlanmasıyla yaygınlaşmıştır. 1970’li yıllardan beri dijital elektronikteki ve mikroişlemci teknolojisindeki gelişmelerle birlikte adım motorlarının kullanımı giderek cazipleşmekte ve tüm dünyada bu motorların üretim ve uygulamalarıyla ilgili geliştirme çalışmaları yapılmaktadır.

Günümüzde adım motorları endüstride birçok kontrol sistemlerinde, hassas konum kontrolü yapmak amacıyla kullanılmaktadır. En çok yazıcılar (printer), çiziciler (plotter), disket sürücüler (floppy driver), harddisk sürücüler (harddisk driver), kart okuyucular... vb gibi bilgisayar çevre cihazlarında bu elemanlardan yararlanılmaktadır. Ayrıca sayısal kontrol sistemlerinde, CNC tezgahlarda, proses

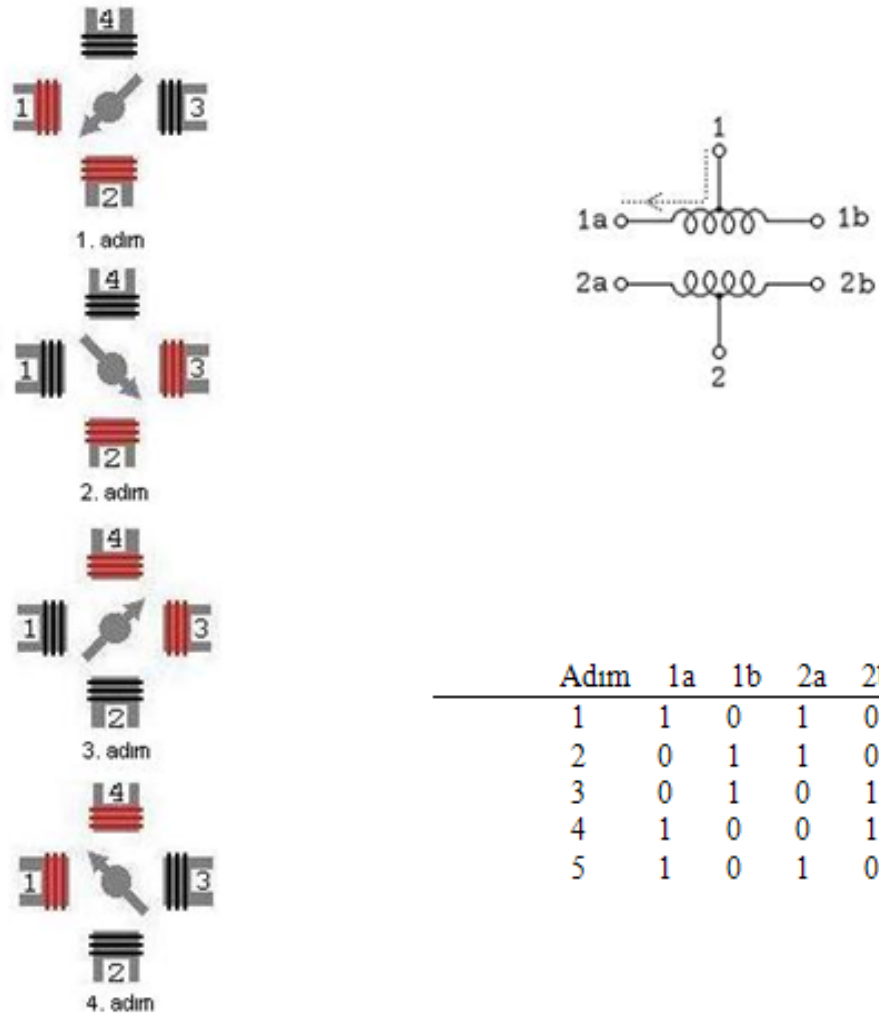
kontrol sistemlerinde, robot teknolojisinde (milimetrik hareketlerin kontrolünde) ve uzay endüstrisine ait bir çok sistemde adım motorları tahrik elemanı olarak yer almaktadır.

Step motorların dönen kısmı (rotor) sabit mıknatıstan yapılmıştır. Duran kısmında (stator) ise belirli aralıklarla yerleştirilmiş elektromıknatıslar bulunmaktadır. Elektromıknatısın içerisinden gecen akımın yönüne göre N-S kutuplarının yönü de değiştirilebilmektedir. Bir step motorun döndürülmesi için belli bir sırayla bu elektromıknatısların enerjilenmesini sağlayan gerilimler motor uçlarından uygulanır. Böylece rotordaki sabit mıknatıs, statorun enerjilenen kutupları tarafından yönlendirilir (N-S) kutupları birbirini çeker, N-N veya S-S kutupları birbirini iter. (Fitzgerald, A. E.,2003)



Şekil 3.1 Step motorun rotorundaki sabit mıknatıslar ve stator kutuplarının görünümü

Kullanılan step motorlar 1.8° lik açıyla hareket etmektedir ve 200 adımda 1 tam dönüş yapmaktadır. Aşağıdaki şekilde (Şekil3.2) 6 uçlu bir step motorun unipolar sürme yöntemi gösterilmiştir.



Şekil 3.2 Unipolar step motorun sürme yöntemi

Her adımda bobinlerden ikisi enerjilenmektedir. Beşinci adımda tekrar birinci adımdaki sinyaller uygulanır. Sinyal sırası yukarıdan aşağıya doğru uygulanırsa saatin tersi yönde dönme sağlanır, aşağıdan yukarıya doğru uygulanırsa saat yönünde dönme sağlanır.

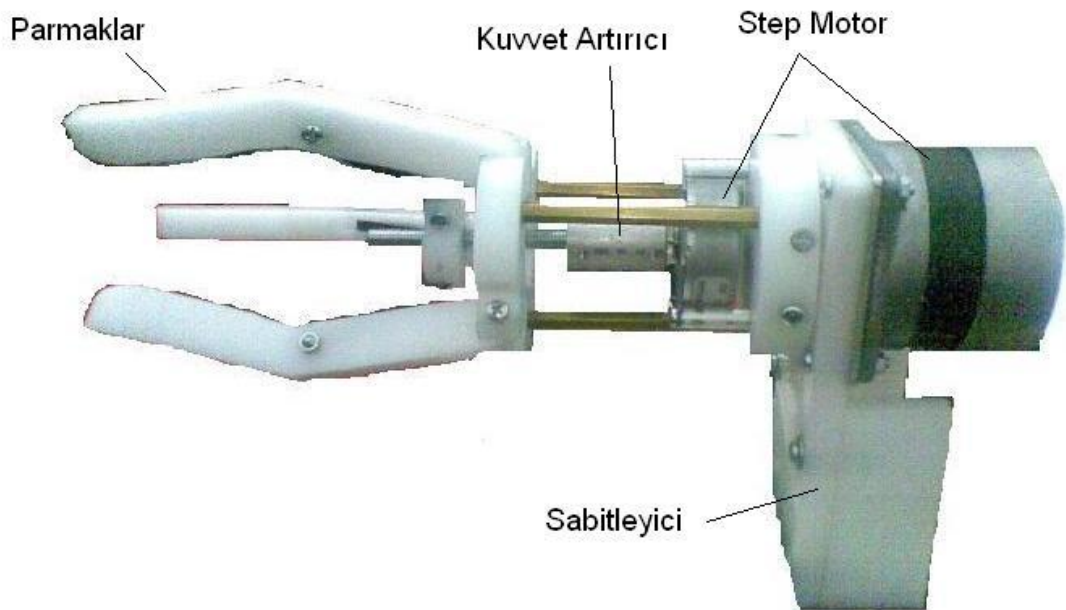
Tez projesinde SPH-54AB-085 model step motoru bilek hareketini sağlamak amacıyla, M35SP-7N kodlu step motoru da parmak açıp kapama hareketini sağlamak amacıyla kullanılmıştır. Kullanılan motorların resimleri Şekil3.3'te görülebilir.



Şekil 3.3 Projede kullanılan step motorlar

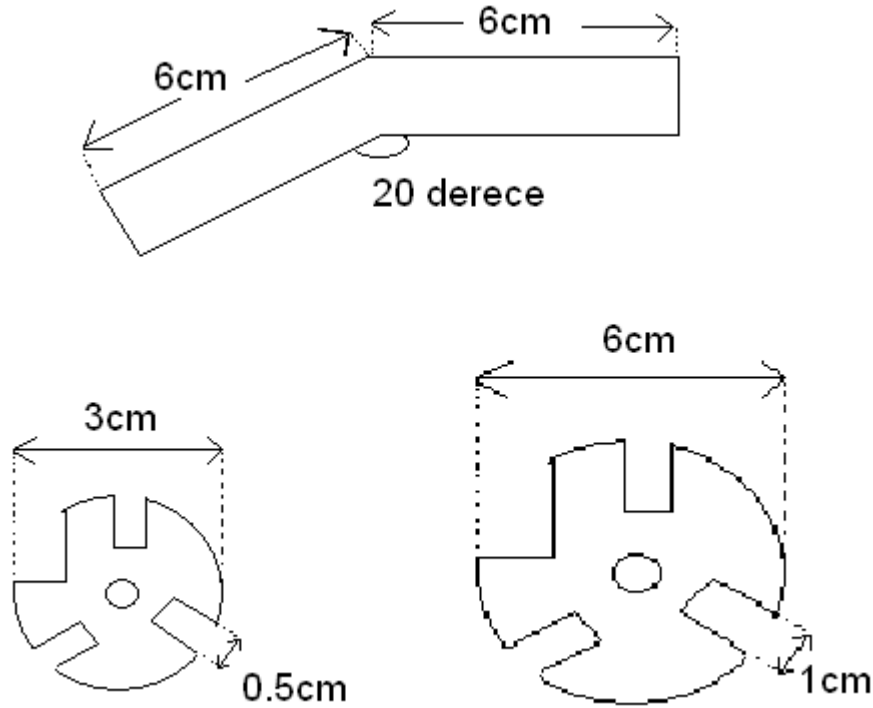
3.2 Robot El Yapısı

El mekaniğinde kullanılmak üzere polyamid türü malzeme kullanılmıştır. Hem hafif olması hem de torna tezgâhında kolay işlenebilir olması sebebiyle mekanik aksam tasarımlarında sıklıkla kullanılan malzemelerin başında gelir. (Billingsley, J., 2006)



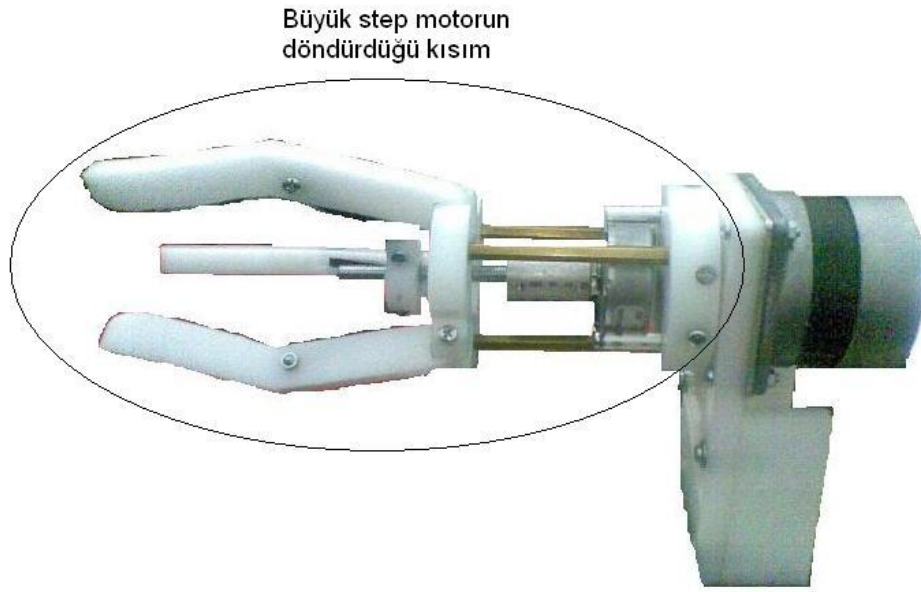
Şekil 3.4 Robot kol mekaniği

Satın alınan polyamid malzemeler için bir kâğıda ölçüler çizildi. Belirtilen ölçülerde tornacıdan bu malzemeleri hazırlaması istendi. Malzemeler hazır olunca matkap ve çiviler yardımıyla sabitleme işlemi yapıldı. Mekanik kol aksamının oluşturulması sağlandı. Tornacıya verilen çizimlere örnek olarak Şekil3.5'teki çizim verilebilir.



Şekil 3.5 Polyamid malzemenin ölçüleri

Kol mekanizmasının M35SP-7N kodlu step motoru ortasındaki sonsuz vida yardımı ile parmakları açıp kapama hareketini yapmaktadır. Sonsuz vidayı üzerindeki ağırlığa rağmen (parmaklar) döndürmeyi sağlayan kuvvetlendirici yardımıyla, kastan gelen sinyallere göre açıp kapama işlemini gerçekleştirmektedir. SPH-54AB-085 kodlu step motoru ise kuvvetli bir motor olup, 5V'ta dahi yüksek tork sağlayabilmektedir. Bu şekilde kol mekanizmasının tamamını hareket ettirebilmektedir. Bu da bize bileğin sağa ve sola dönme hareketini sağlar.



Şekil 3.6 SPH-54AB-085 Kodlu step motorun döndürdüğü kısım

BÖLÜM DÖRT

SONUÇLAR VE DEĞERLENDİRME

EMG sinyali, sinyal alınan kişinin kas durumunu en iyi şekilde ortaya koymaktadır. Bu nedenle protez kullanımında hareketli proteze kaynak işaret olarak oldukça kullanışlıdır.

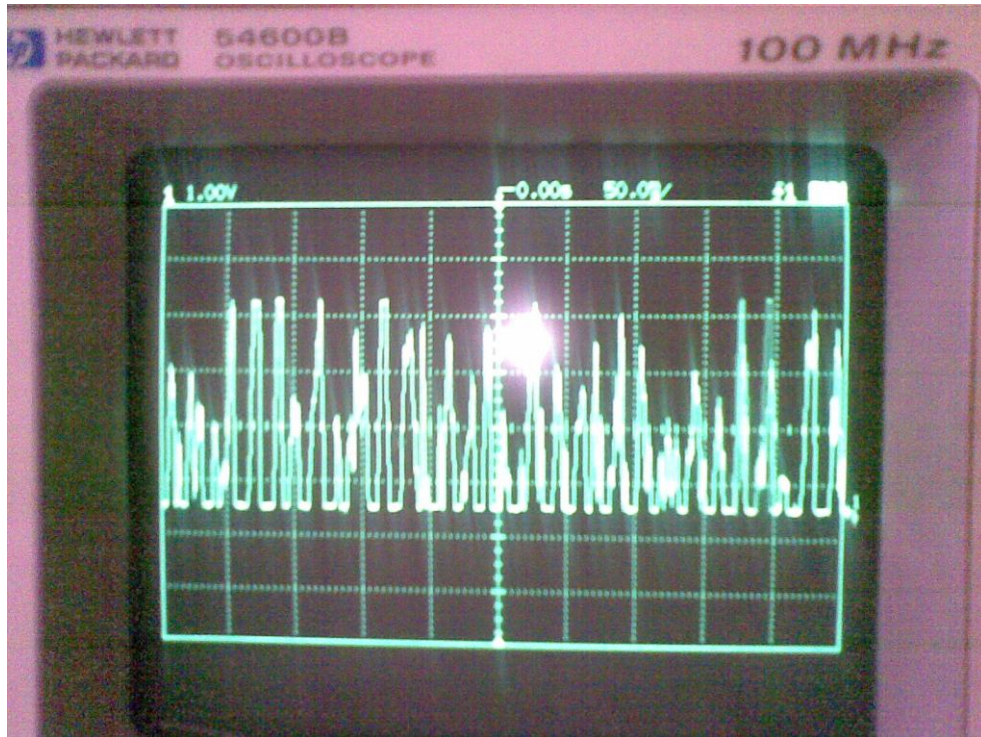
Tasarlanan projede, EMG sinyal işleme devresinde gerek INA114AP ile gerekse bant geçiren filtre katı tarafından sinyalin kazancının yükseltilmesi ve son katını teşkil eden yarım dalga doğrultucunun çıkışında yani işlemcinin ADC ucu girişinde sinyalin doğrultulması proje için kritik önem taşımaktadır. Osiloskop ölçümlerinde alınan sonuçlara göre, sinyal işleme devresinin istenildiği şekilde çalıştığı gözlenmiştir. Daha sonra PIC16F877A işlemcisi ile denetleme ve karar verme mekanizmasını sağlayacak program Microchip PIC-C Compiler'da yazılmış ve test edilmiş olup simülasyon bazında istenenlere uygun şekilde çalıştığı görülmüştür. Burada dikkat edilmesi gereken husus EMG sinyallerine göre işlemci karar vermesinde herhangi bir sınıflandırma prosedürüne girilmemiş olmasıdır. Yani elektrotlarla alınan ve EMG sinyal işleme devresine girişleri oluşturan EMG sinyalleri iki farklı kolun benzer bölgelerinden elde edildikleri için aşağı yukarı aynı karakteristiği sergilemektedirler.

Şekil4.1 ve Şekil4.2'de de görüldüğü üzere, işlemcinin ADC girişinde, kolda herhangi bir kasılma yokken ki osiloskop görüntüsü ile kasıl varken ki osiloskop görüntüsü arasında yaklaşık 2V fark vardır. İşlemcinin ADC girişi 0 ile 5V arasındaki gerilimleri karşılaştırabildiği için, bize EMG sinyallerini işleme olanağını sunar.

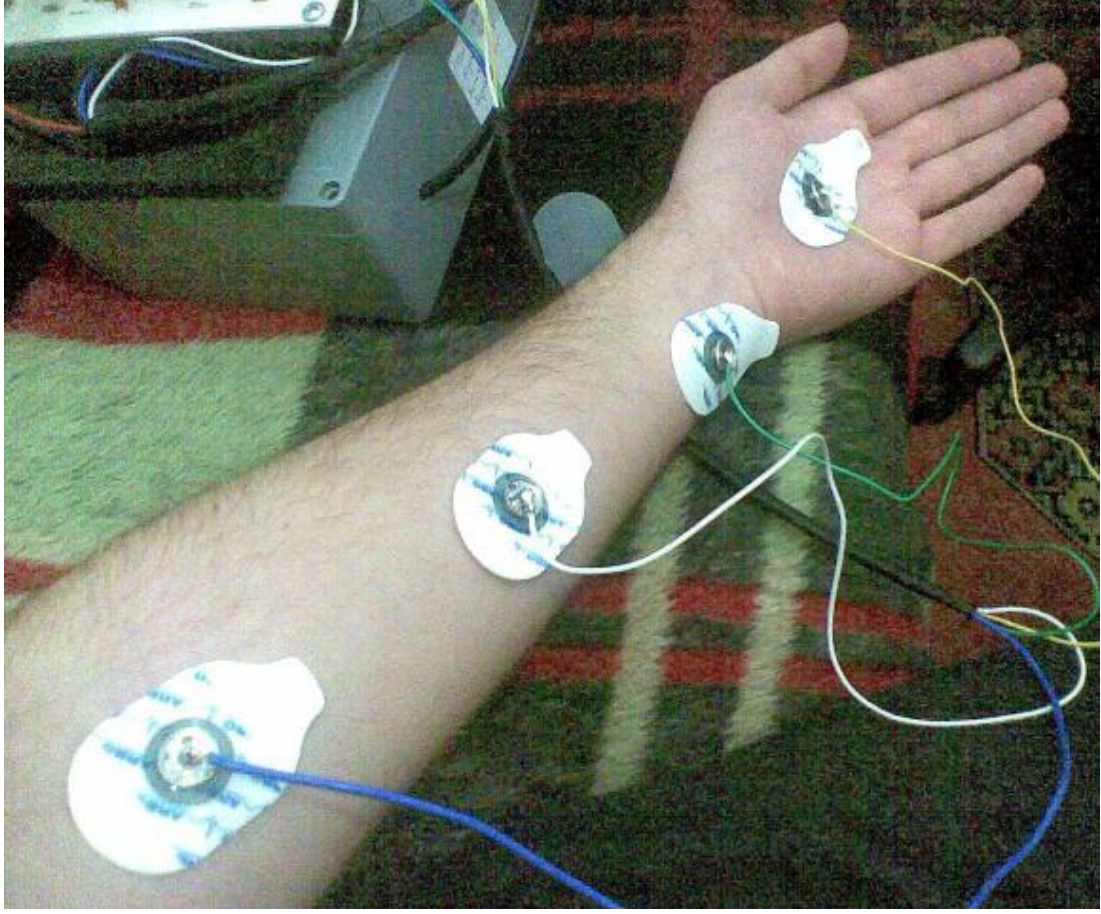
Ayrıca sistemin taşınabilir olması ve boyutunun imkânlar dâhilinde nispeten küçük olması kullanıcı için bir avantaj oluşturmuştur.



Şekil 4.1 Kolda kasılma yokken osiloskop görüntüsü (ADC girişi)



Şekil 4.2 Kolda kasılma varken osiloskop görüntüsü (ADC girişi)



Şekil 4.3 Elektrotların yerleşimi

KAYNAKÇA

Billingsley, J. (2006). *Essentials of Mechatronics*. University of Southern Queensland, Austuria.

Burgard, W., Brock, O. ve Stachniss, C., (2008). *Science and Systems III*. The MIT Press, London.

Cram, J. R., Kasman, G. S. ve Holtz, J., (2006). *Introduction to Surface Electromyography*. Aspen Publishers Inc., Gaithersburg, Maryland, 1998.

Dionisio, V. C., Almeida, G. L. ve Duarte, M., (2006). *Kinematic, Kinetic and EMG Patterns During Downward Squatting*. *Journal of Electromyography and Kinesiology*.

Fitzgerald, A. E., (2003). *Electric Machinery* (6. Baskı). Mc Graw Hill International Edition, North America.

Friesen, M., (1990). *Comparison of noise sensitivity of QRS Detection Algorithms* IEEE Transactions on Biomedical Engineering Vol. 37, No.1.

Heyward, V. H. (1991). *Advanced Assessment & Exercise Prescription* (2.Baskı). Human Kinetics Books Champaign, Illinois.


Hyatt, R., Dayton, Jr. ve Dayton, D., (1999). *The measurement, instrumentation and sensors handbook*. New York: Crc Press.


Kennedy P. M. ve Cresswell, A.G. (2001). *The Effect of Muscle Length on Motor-Unit Recruitment During Isometric Plantar Flexion in Humans*. Exp Brain Res.

Sriwarno, A.B., Shimomura, Y. ve Iwanaga, K. (2008). The effects of heel elevation on postural adjustment and activity of lower-extremity muscles during deep squatting-to-standing movement in normal subjects. *J. Phys. Ther. Sci.*

Zhou, P. ve Rymer W. Z. (2000), *Factors Governing the Form of the Relation Between Muscle Force and the EMG*. A Simulation Study. J Neurophysiol.

EKLER





INA114

Precision INSTRUMENTATION AMPLIFIER

FEATURES

- **LOW OFFSET VOLTAGE:** 50µV max
- **LOW DRIFT:** 0.25µV/°C max
- **LOW INPUT BIAS CURRENT:** 2nA max
- **HIGH COMMON-MODE REJECTION:** 115dB min
- **INPUT OVER-VOLTAGE PROTECTION:** ±40V
- **WIDE SUPPLY RANGE:** ±2.25 to ±18V
- **LOW QUIESCENT CURRENT:** 3mA max
- **8-PIN PLASTIC AND SOL-16**

APPLICATIONS

- BRIDGE AMPLIFIER
- THERMOCOUPLE AMPLIFIER
- RTD SENSOR AMPLIFIER
- MEDICAL INSTRUMENTATION
- DATA ACQUISITION

DESCRIPTION

The INA114 is a low cost, general purpose instrumentation amplifier offering excellent accuracy. Its versatile 3-op amp design and small size make it ideal for a wide range of applications.

A single external resistor sets any gain from 1 to 10,000. Internal input protection can withstand up to ±40V without damage.

The INA114 is laser trimmed for very low offset voltage (50µV), drift (0.25µV/°C) and high common-mode rejection (115dB at G = 1000). It operates with power supplies as low as ±2.25V, allowing use in battery operated and single 5V supply systems. Quiescent current is 3mA maximum.

The INA114 is available in 8-pin plastic and SOL-16 surface-mount packages. Both are specified for the -40°C to +85°C temperature range.

$$G = 1 + \frac{50k\Omega}{R_G}$$

International Airport Industrial Park • Mailing Address: PO Box 11400, Tucson, AZ 85734 • Street Address: 6730 S. Tucson Blvd., Tucson, AZ 85706 • Tel: (520) 746-1111 • Twx: 910-952-1111
 Internet: <http://www.burr-brown.com/> • FAXline: (800) 548-6133 (US/Canada Only) • Cable: BBRCORP • Telex: 066-6491 • FAX: (520) 889-1510 • Immediate Product Info: (800) 548-6132

Şekil 5.1 INA114AP özellik-1

SPECIFICATIONS

ELECTRICAL

At $T_A = +25^\circ\text{C}$, $V_S = \pm 15\text{V}$, $R_L = 2\text{k}\Omega$, unless otherwise noted.

PARAMETER	CONDITIONS	INA114BP, BU			INA114AP, AU			UNITS
		MIN	TYP	MAX	MIN	TYP	MAX	
INPUT								
Offset Voltage, RTI	$T_A = +25^\circ\text{C}$ Initial $T_A = T_{MIN}$ to T_{MAX} $V_S = \pm 2.25\text{V}$ to $\pm 18\text{V}$		$\pm 10 + 20/\text{G}$	$\pm 50 + 100/\text{G}$		$\pm 25 + 30/\text{G}$	$\pm 125 + 500/\text{G}$	μV
vs Temperature			$\pm 0.1 + 0.5/\text{G}$	$\pm 0.25 + 5/\text{G}$		$\pm 0.25 + 5/\text{G}$	$\pm 1 + 10/\text{G}$	$\mu\text{V}/^\circ\text{C}$
vs Power Supply				$0.5 + 2/\text{G}$	$3 + 10/\text{G}$	*	*	$\mu\text{V}/\text{V}$
Long-Term Stability				$\pm 0.2 + 0.5/\text{G}$		*	*	$\mu\text{V}/\text{mo}$
Impedance, Differential				$10^{10} \parallel 6$		*	*	$\Omega \parallel \text{pF}$
Common-Mode			$10^{10} \parallel 6$		*	*	$\Omega \parallel \text{pF}$	
Input Common-Mode Range		± 11	± 13.5		*	*	V	
Safe Input Voltage				± 40			V	
Common-Mode Rejection	$V_{CM} = \pm 10\text{V}$, $\Delta R_S = 1\text{k}\Omega$							
	G = 1	80	96		75	90		dB
	G = 10	96	115		90	106		dB
	G = 100	110	120		106	110		dB
	G = 1000	115	120		106	110		dB
BIAS CURRENT			± 0.5	± 2		*	± 5	nA
vs Temperature			± 8			*		$\text{pA}/^\circ\text{C}$
OFFSET CURRENT			± 0.5	± 2		*	± 5	nA
vs Temperature			± 8			*		$\text{pA}/^\circ\text{C}$
NOISE VOLTAGE, RTI	G = 1000, $R_S = 0\Omega$							
f = 10Hz			15			*		$\text{nV}/\sqrt{\text{Hz}}$
f = 100Hz			11			*		$\text{nV}/\sqrt{\text{Hz}}$
f = 1kHz			11			*		$\text{nV}/\sqrt{\text{Hz}}$
$f_B = 0.1\text{Hz}$ to 10Hz			0.4			*		$\mu\text{V}/\text{p-p}$
Noise Current								
f = 10Hz			0.4			*		$\text{pA}/\sqrt{\text{Hz}}$
f = 1kHz			0.2			*		$\text{pA}/\sqrt{\text{Hz}}$
$f_B = 0.1\text{Hz}$ to 10Hz			18			*		$\text{pA}/\text{p-p}$
GAIN								
Gain Equation			$1 + (50\text{k}\Omega/R_G)$	10000	*	*	*	V/V
Range of Gain	G = 1	1	± 0.01	± 0.05		*	*	V/V
Gain Error	G = 10		± 0.02	± 0.4		*	*	%
	G = 100		± 0.05	± 0.5		*	± 0.5	%
	G = 1000		± 0.5	± 1		*	± 0.7	%
Gain vs Temperature	G = 1		± 2	± 10		*	± 10	$\text{ppm}/^\circ\text{C}$
50k Ω Resistance ⁽¹⁾	G = 1		± 25	± 100		*	*	$\text{ppm}/^\circ\text{C}$
Nonlinearity	G = 1		± 0.0001	± 0.001		*	± 0.002	% of FSR
	G = 10		± 0.0005	± 0.002		*	± 0.004	% of FSR
	G = 100		± 0.0005	± 0.002		*	± 0.004	% of FSR
	G = 1000		± 0.002	± 0.01		*	± 0.02	% of FSR
OUTPUT								
Voltage	$I_O = 5\text{mA}$, T_{MIN} to T_{MAX} $V_S = \pm 1.4\text{V}$, $R_L = 2\text{k}\Omega$ $V_S = \pm 2.25\text{V}$, $R_L = 2\text{k}\Omega$	± 13.5 ± 10 ± 1	± 13.7 ± 10.5 ± 1.5		*	*	*	V
Load Capacitance Stability			1000		*	*	*	pF
Short Circuit Current			+20/-15		*	*	*	mA
FREQUENCY RESPONSE								
Bandwidth, -3dB	G = 1		1			*		MHz
	G = 10		100			*		kHz
	G = 100		10			*		kHz
	G = 1000		1			*		kHz
Slew Rate	$V_O = \pm 10\text{V}$, G = 10	0.3	0.6		*	*		V/ μs
Setting Time, 0.01%	G = 1		18			*		μs
	G = 10		20			*		μs
	G = 100		120			*		μs
	G = 1000		1100			*		μs
Overload Recovery	50% Overdrive		20			*		μs
POWER SUPPLY								
Voltage Range		± 2.25	± 15	± 18	*	*	*	V
Current	$V_{IN} = 0\text{V}$		± 2.2	± 3	*	*	*	mA
TEMPERATURE RANGE								
Specification		-40		85	*		*	$^\circ\text{C}$
Operating		-40		125	*		*	$^\circ\text{C}$
θ_{JA}			80			*		$^\circ\text{C}/\text{W}$

* Specification same as INA114BP/BU.

NOTE: (1) Temperature coefficient of the "50k Ω " term in the gain equation.

The information provided herein is believed to be reliable; however, BURR-BROWN assumes no responsibility for inaccuracies or omissions. BURR-BROWN assumes no responsibility for the use of this information, and all use of such information shall be entirely at the user's own risk. Prices and specifications are subject to change without notice. No patent rights or licenses to any of the circuits described herein are implied or granted to any third party. BURR-BROWN does not authorize or warrant any BURR-BROWN product for use in life support devices and/or systems.

Şekil 5.2 INA114AP özellik-2

Stepping Motors M35SP-7

Stepping Motors

OUTLINE

"M35SP-7" has the thinnest body among the 35mm outer diameter model series.
Output torque characteristics-holding torque : 29.4mN·m, pull-out torque : 18.1mN·m/200pps, and pull-in torque : 17.6mN·m/200pps (6V DC).
With these torques this motor materializes an excellent size performance.



FEATURES

1. Compact size and high output torque.
2. Superior running quietness and stability.
3. Step angle : 7.5°.
4. Excellent responsiveness acquired.

USES

Printers, multifunction machines, copy machines, FAX, and such.

SPECIFICATIONS

Items	M35SP-7	
Rated Voltage	DC 6V	DC 24V
Working Voltage	DC 5.4-6.6V	DC 21.6-26.4V
Rated Current/Phase	807mA max.	517mA
No. of Phase	4 Phase	4 Phase
Coil DC Resistance	8Ω/phase±7%	50Ω/phase±7%
Step Angle	7.5°/step	7.5°/step
Excitation Method	2-2 Phase excitation (Unipolar driving)	
Insulation Class	Class E insulation	Class E insulation
Holding Torque	29.4mN·m	34.3mN·m
Pull-out Torque	18.1mN·m/200pps	31.4mN·m/200pps
Pull-in Torque	17.6mN·m/200pps	30.9mN·m/200pps
Max. Pull-out Pulse Rate	770pps	1,050pps
Max. Pull-in Pulse Rate	710pps	850pps

Şekil 5.3 M35SP-7N

Program Kodu

```
/******
```

EMG Kontrollü Protez Kol Tasarımı

KADİR ŞENLİ

```
*****/
```

```
#include <16f877.h> // Kullanılacak denetleyicinin başlık dosyası tanıtılıyor.
```

```
#fuses // Denetleyici konfigürasyon ayarları
```

```
XT,NOWDT,NOPROTECT,NOBROWNOUT,NOLVP,NOPUT,NOWRT,NODEB  
UG,NOCPD
```

```
#use delay (clock=4000000)
```

```
// Gecikme fonksiyonu için kullanılacak osilatör frekansı belirtiliyor.
```

```
// Giriş ve çıkış pinlerine isim atanıyor
```

```
#define buton_ileri pin_a0
```

```
#define buton_geri pin_a1
```

```
int i=1,hiz=50,j,q=1,w=1,e=1;
```

```
int k=0,l=0,m=0,n=0;
```

```
const int tam_adim[ ]={0x03,0x06,0x0C,0x09};
```

```
// Step motor 2 faz tam adım dönüş adımları
```

```
const int a=0x00;

unsigned long int bilgi=0, bilgi2=0; //ADC 'den okunan deęerin atanacaęı deęiřken

unsigned long int  adcortalama, adcortalama2;

char flag1=0,flag2=0,flag3=0,flag4=0;

void adc_oku(void)

{

for(j=0;j<=30;j++)

{

set_adc_channel(0);

delay_us(20); //Kanal seęimi sonrası bekleme süresi

bilgi=read_adc(); //ADC sonucu bilgi deęiřkenine atanıyor

adcortalama =adcortalama+bilgi; //yeni ilave

delay_ms(1); //Gecikme

}

adcortalama=adcortalama/j;

for(j=0;j<=30;j++)

{

set_adc_channel(1);

delay_us(20); //Kanal seęimi sonrası bekleme süresi

bilgi2=read_adc(); //ADC sonucu bilgi2 deęiřkenine atanıyor
```



```
adcortalama2 =adcortalama2+bilgi2; //yeni ilave

delay_ms(1); //Gecikme

}

adcortalama2=adcortalama2/j;

}

/***** ANA PROGRAM FONKSİYONU*****/

void main ( )

{

    setup_psp(PSP_DISABLED);    // PSP birimi devre dışı

    setup_timer_1(T1_DISABLED); // T1 zamanlayıcısı devre dışı

    setup_timer_2(T2_DISABLED,0,1); // T2 zamanlayıcısı devre dışı

    setup_adc_ports( AN0_AN1_AN2_AN3_AN4 );

    setup_adc( ADC_CLOCK_INTERNAL );

    setup_CCP1(CCP_OFF);        // CCP1 birimi devre dışı

    setup_CCP2(CCP_OFF);        // CCP2 birimi devre dışı

    output_b(0x00);

    output_d(0x00);
```

```
while(1) // Sonsuz döngü

{

    adc_oku();

if (adcortalama<=30)          //parmakları kapama

    {

        flag2=0;

        if(flag1==0)

            {

                for (i=4;i>=1;i--) // Sıra ile sola dönme değerlerini gönder

                    {

                        output_d(a);

                        output_c(a);

                        output_b(tam_adim[i-1]); // Step motora 1 adım geri

                    }

                delay_ms(10);          // Adımlar arası bekleme süresi

                if (i==1)

                    {

                        if (k<210) i=5;

                    }

            }

    }
```

```
        k++;  
    }  
    k=0;  
    flag1=1;  
}  
  
}  
  
if (adcortalama>60)        //parmakları açma  
{  
  
    flag1=0;  
    if(flag2==0)  
    {  
        for (q=1;q<5;q++) // Sıra ile sağa dönme değerlerini gönder  
        {  
            output_d(a);  
            output_c(a);  
            output_b(tam_adim[q-1]); // Step motor 1 adım ileri  
  
            delay_ms(10);  
            if (q==4)  
            {
```

```
    if (l<210) q=0;
        }
        l++;
    }
    l=0;
    flag2=1;
}
}

if (adcortalama2>70) // Bileğin sağa dönmesi
{

    flag4=0;
    if(flag3==0)
    {
        for (w=4;w>=1;w--) // Sıra ile sola dönme değerlerini gönder
        {

            output_b(a);
            output_d(tam_adim[w-1]); // Step motora 1 adım geri
            output_c(tam_adim[w-1]);
```

```
delay_ms(hiz);      // Adımlar arası bekleme süresi
```

```
if (w==1)
```

```
{
```

```
if (m<30) w=5;
```

```
}
```

```
m++;
```

```
}
```

```
m=0;
```

```
flag3=1;
```

```
}
```

```
}
```

```
if (adcortalama2<=50)      // Bileğin sola dönmesi
```

```
{
```

```
flag3=0;
```

```
if(flag4==0)
```

```
{
```

```
for (e=1;e<5;e++) // Sıra ile sağa dönme değerlerini gönder
```

```
{  
  
    output_b(a);  
  
    output_d(tam_adim[e-1]);  
  
    output_c(tam_adim[e-1]);  
  
    delay_ms(hiz);  
  
    if (e==4)  
    {  
        if (n<30) e=0;  
    }  
  
    n++;  
    }  
  
    n=0;  
  
    flag4=1;  
    }  
  
    }  
  
}
```