

**YILDIZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**DİRSEK ÜSTÜ KOL PROTEZİNİN
YSA KULLANILARAK DSP TABANLI BİR DEVRE İLE
GERÇEK ZAMANDA KONTROLÜ**

106364

Elektronik Yük. Müh. Can Bülent FİDAN

F.B.E. Elektrik Mühendisliği Anabilim Dalında Hazırlanan

106364

DOKTORA TEZİ

Tez Savunma Tarihi : 30 Mart 2001
Tez Danışmanı : Prof. Dr. Halit PASTACI (YTÜ)
Jüri Üyeleri : Prof. Dr. Burhanettin CAN (MÜ)
: Doç. Dr. Ramazan TAŞALTIN (İTÜ)

Maabacı
Şimşek
Şimşek
**T.C. YÜKSEKÖĞRETİM KURULU
DOKÜMANTASYON MERKEZİ**

İSTANBUL, 2001

İÇİNDEKİLER

Sayfa

KISALTIMA LİSTESİ.....	v
ŞEKİL LİSTESİ	vi
ÇİZELGE LİSTESİ.....	vii
ÖNSÖZ.....	viii
ÖZET	ix
ABSTRACT	x
1 GİRİŞ.....	1
1.1 Biyomedikal Mühendisliğin Tarihçesi Ve Teorik Gelişmeler	1
1.2 Biyomedikal Mühendisliğin Bugün Geldiği Nokta.....	3
1.3 Biyomedikal Mühendisliğin Ülkemizdeki Önemi.....	3
1.4 Myoelektrik Kontrollü Protezlerin Gelişimi	5
1.4.1 Mevcut çalışmaların eksiklikleri	7
1.5 Tezin Amacı Ve Metot	10
1.5.1 Metot.....	11
1.5.1.1 Off-line çalışma durumu.....	11
1.5.1.2 On-line çalışma durumu	12
2 BİYOLOJİK ÖLÇMELER.....	14
2.1 İnsan Ölçü Sistemi.....	15
2.2 Biyoelektrik Potansiyellerin Ölçümü	15
2.3 Sensörler (Algılayıcılar) Ve Transdüserler (Çeviriciler).....	16
2.3.1 Biyomedikal sensör ve transdüserlere neden ihtiyaç duyarız ?.....	16
2.3.2 Elektrotlar	17
2.3.3 Biyopotansiyel elektrotlar	19
2.3.4 Vücut yüzey elektrotları	20
2.3.5 Biyokimyasal transdüserler	21
2.3.6 EMG ölçümünde kullanılan temel elektrot tipleri.....	21
2.3.6.1 Yüzey elektrotları	22
2.3.6.2 İnce tel veya iğne elektrotlar	24
3 HÜCRE VE KAS FİZYOLOJİSİ.....	25
3.1 Sinir Hücresi ve Sinaps	25
3.2 Biyoenerjetik	27
3.3 Metabolik Enerjinin Mekanik İş Yapmakta Kullanılması.....	28
3.4 Biyoelektrik İşaretin Oluşumu	29
3.4.1 Membran potansiyellerinin temel fiziği	29
3.4.1.1 Membran dinlenme potansiyeli	30
3.4.1.2 Aksiyon potansiyeli	32

3.4.1.3	Sinaptik potansiyeller ve yapay sinir uyarısı.....	34
4	Y.S.A. (YAPAY SİNİR AĞLARI)	37
4.1	YSA 'nın Tanımı ve Modeli	37
4.2	YSA 'nın Yapısı ve İşlem Elemanı.....	39
4.3	YSA 'da Eğitim (Training).....	40
4.4	YSA 'da Ağ Tipleri.....	44
4.5	YSA 'da Bellek	44
4.6	YSA Kullanımının Sebepleri.....	45
4.6.1	YSA 'nın klasik yazılımlar ile karşılaştırılması	45
5	BİYOLOJİK BİR İŞARET (E M G).....	47
5.1	EMG Sinyali Nedir?	47
5.2	EMG Sinyali Ne Tür Amaçlarla Ölçülür ve İncelenir?.....	48
5.3	EMG İle Bazı Fiziki Parametrelerin İlişkisi.....	48
5.3.1	Eklem hareketi.....	48
5.3.2	Kuvvet	49
5.3.3	Aktivasyon hızı (velocity).....	49
5.3.4	Kas yorgunluğu	49
5.4	EMG Sinyalinin Ölçülmesi	50
5.5	Elektriksel Gürültünün Karakteristikleri	51
5.5.1	Algılama devresindeki elektronik parçaların yapısında bulunan gürültü.....	51
5.5.2	Çevre Gürültüsü.....	52
5.5.3	Hareket Dış Etkileri.....	52
5.5.4	Sinyalin Kendinden Kaynaklanan Kararsızlık	52
6	BİYOLOJİK İŞARETİN İŞLENMESİ	53
6.1	Algılama Yüzeyleri Arasındaki Mesafe	53
6.2	Algılama Yüzeyinin Boyutu Ve Şekli.....	54
6.3	Diferansiyel Amplifikasyon	56
6.4	Giriş Empedansı	56
6.5	Aktif Elektrot Dizaynı	57
6.6	Filtreleme.....	57
6.7	Elektrot Kararlılığı.....	57
7	EMG İŞARETİNİN ALINMASI VE DEVRENİN OLUŞTURULMASI.....	59
7.1	Örnekleme Oranı	59
7.2	Dış Etki (Artifact).....	60
7.3	Sahte Yansıma Etkisi (Aliasing)	61
7.4	Bilgi Alma Setinin Oluşturulması	62
7.5	Projede Kullandığımız Σ - Δ ADC' lerin Temel Karakteristikleri	64
7.6	Bilgi Toplama ve Sayısala Çevirme Devre Şeması.....	65
7.7	DSP ve Temel Özellikleri.....	66
7.8	DSP Sistemlerinin Seçimi ve Karşılaştırılması	68
7.9	DSP Uygulama Alanları	70
7.10	ADSP-21062 SHARC Sayısal İşaret İşleyici ve Teknik Özellikleri.....	70
7.11	EMG İşaretlerinin Analog Formda İncelenmesi	73
7.12	Yapay Sinir Ağı Programı Sonuçları.....	76
8	GÜNÜMÜZDE KULLANILAN KOL PROTEZ TİPLERİ	79

8.1	Protez Kabul Etmeme.....	79
8.2	Kozmetik Restorasyon.....	80
8.2.1	Sert PVC.....	80
8.2.2	Esnek latex.....	81
8.2.3	Silikon.....	81
8.3	Vücut Desteğiyle İşletilen Protezler.....	82
8.4	Elektriksel Olarak İşletilen Protez.....	83
8.4.1	Myoelektrik Kontrol.....	84
8.5	Hibrid Protez.....	86
8.6	Aktiviteye Yönelik Protez.....	87
9	SONUÇLAR.....	88
KAYNAKLAR.....		91
ÖZGEÇMİŞ.....		94



KISALTMA LİSTESİ

ADC	Analog Digital Converter
ADP	Adenozin Di fosfat
ANN	Artificial Neurol Network
AP	Aksiyon Potansiyel
AR	Autoregressive
ATP	Adenozin Trifosfat
DSP	Digital Signal Processor
EEG	Electroencephalogram
EOG	Electro-Oculogram
EPSP	Eksitator Postsinaptik Potansiyel
ESS	Extrase�ll�ler Sıvı
FFT	Fast Fourier Transform
FIR	Finite Impulse Response
IIR	Infinite Impulse Response
IPSP	Inhibitör Postsinaptic Potansiyel



ŞEKİL LİSTESİ

Şekil 1.1 Proje genel yapısı - Blok olarak -	11
Şekil 1.2 Off-line çalışma modunda yapılan işlemler	12
Şekil 1.3 On-line çalışma modunda yapılan işlemler	13
Şekil 2.1 Pasif Gümüş/Gümüş Klorid elektrotlar	22
Şekil 2.2 Tipik EMG ön kuvvetlendiricili elektrot	23
Şekil 2.3 DIN konnektörlü toprak referanslı elektrot	23
Şekil 3.1 Hücre ve temel elemanları	26
Şekil 3.2 Nöron ve sinaps	27
Şekil 3.3 Kas kasılmasında kullanılan enerjinin dönüşümü	28
Şekil 3.4 ATP 'nin işlenmesi ve yeniden eldesi	29
Şekil 3.5 Membran dinlenme potansiyeli	31
Şekil 3.7 Aksiyon potansiyeli oluşumu ve Na ⁺ , K ⁺ geçirgenliği ...	33
Şekil 3.8 Kas potansiyeli eğrileri	35
Şekil 3.9 Kas tiplerinin yapı ,işlev ve uyarı-cevap ilişkilerine toplu bir bakış.....	36
Şekil 4.1 Nöron modeli	38
Şekil 4.2 YSA. hücresinin genel yapısı.....	40
Şekil 4.3 Çok katmanlı YSA yapısı.....	40
Şekil 5.1 Tipik bir EMG sinyal demeti	47
Şekil 5.2 EMG İşaretlerinin vücut yüzeyinden sezinlenmesi.....	50
Şekil 5.3 EMG İşareti ve frekans spektrumu	51
Şekil 6.2 Elektrot şekilleri ve optimum yerleşim düzeneği	55
Şekil 6.3 Elektrotların kas üzerindeki konumu	55
Şekil 7.1 AD7714 'nin fonksiyonel blok şeması	63
Şekil 7.2 AD7714 için tipik bağlantı şeması	63
Şekil 7.3.ADC Devresi - şematik bağlantı -	65
Şekil 7.4 ADSP-21062 Blok diyagramı	71
Şekil 7.5 DSP genel bir bağlantı şeması	72
Şekil 7.6 Dirsek açma hareketinin oluşturduğu bilgi	73
Şekil 7.7 Dirsek kapama hareketinin oluşturduğu bilgi	73
Şekil 7.8 Ön kolu dışa döndürme hareketinin oluşturduğu bilgi.....	74
Şekil 7.9 Ön kolu içe döndürme hareketinin oluşturduğu bilgi	74
Şekil 7.10. Dört hareket için oluşturulmuş frekans spektrumu	75
Şekil 7.11 Dört hareket için gruplama sonucu oluşan yeni dalga formları	76
Şekil 7.12 Eğitim sonunda ortaya çıkan toplam hata fonksiyonu	77
Şekil 8.1 Protez kullanmamayı seçmiş bir kişi	79
Şekil 8.2 Silikondan yapılmış kozmetik bir el	80
Şekil 8.3 Vücut destekli olarak işletilen bir kol protezi.....	83
Şekil 8.4 Myoelektrik kontrollü bir protez kullanılırken	86
Şekil 8.5 Hibrid protez kullanılırken	87
Şekil 8.6 Değişik aktivitelere yönelik bir kaç protez	87
Şekil 9.1 Off line çalışma sonunda ortaya çıkan toplam hata fonksiyonu	88

ÇİZELGE LİSTESİ

Çizelge 2.1 Enerji tipleri ve etki alanları.....	18
Çizelge 3.1 İskelet kasındaki bazı iyonların denge potansiyelleri ...	32
Çizelge 4.2 YSA 'da kullanılan aktivasyon fonksiyonları ...	43
Çizelge 7.1 Yapay sinir ağı test safhası hareket tanıma sonuçları	78
Çizelge 8.1 Kozmetik protezin avantaj ve dezavantajları	80
Çizelge 9.1 Test safhası hareket tanıma sonuçları	89



ÖNSÖZ

Tez çalışması boyunca sabırla ve ümitle benden bir sonuç bekleyen ve yardımlarını esirgemeyen sayın hocam Prof. Dr. Halit PASTACI 'ya ve yine her türden yardım isteğime zevkle cevap veren sayın hocam Doç. Dr. Mehmet KORÜREK 'e ,kıymetli dostum Dr. Seydi vakkas ÜSTÜN 'e ve benden yardımlarını sakınmayan tüm çalışma arkadaşlarıma teşekkürü borç bilirim.

Direkt veya dolaylı olarak kendilerinden ve yayınlarından istifade ettiğim tüm bilim camiasına da teşekkür etmek isterim Projem süresince maddi bir karşılık beklemeden yazılım ve donanım geliştirme üniteleriyle bana destek olan Analog Device, Inc. yönetici ve teknik elemanlarına da ayrıca teşekkür ediyorum.

Bu uzun koşu boyunca sabırla bana katlanan ve destek olan sevgili eşime de teşekkür ediyorum.



ÖZET

Protez cihazı çalışmalarında amaç; eksik uzvun yokluğunu hissettirmeyecek gerçek anlamda aynı görevi üstlenebilecek bir malzeme 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 değişik bir mimari yapıya sahip DSP'lerin gelişmesiyle bu türden çalışmalar artık daha rahat yapılabilmektedir. Bu projede Analog Device Inc. tarafından üretilmiş olan, kayan nokta aritmetik işlem özellikli ve geliştirilmiş bir paralel işleme özelliğine sahip Sharc serisi bir DSP kullanılarak, gerçek zamanda çalışan bir dirsek üstü kol protezi kontrol devresi tasarlanmıştır. Bilindiği gibi kas yorgunluğu arttıkça EMG işaretinin frekans spektrumu düşük frekanslara doğru bir yığılma göstermektedir. Bu sebeple, yaptığımız çalışma dar bir zaman dilimindeki analizleri içermektedir. Dirsek açma, dirsek kapama, kolu içe döndürme, kolu dışa döndürme, hareketleri için vücut yüzeyinden alınan EMG işaretleri sınıflandırılarak gerçek zamanda sonuçlar alınmıştır.

Anahtar Kelimeler: Myoelektrik, EMG, Protez, DSP, YSA.

ABSTRACT

The aim in prosthetic device development is to build a fully functional reapplication of the lost limb. There have been various studies in this area. However, due to the recent developments in CPU speed and in the area of parallel processing has increased the study over myoelectric signals and has made possible the development of real time products. Especially, with the newly introduced DSP architectures this type of work can be done more easily. In this study a real time upper extremity prosthesis circuitry is developed with an Analog Device Inc. SHARC series DSP floating point arithmetic processor. As it is known, as muscle fatigue is getting increase an agglomeration takes place toward lower frequencies in the frequency spectrum of EMG signal. Therefore our study includes the analysis in a small time segment. Elbow extension, elbow flexion forearm supination, forearm pronation, operations of the prosthetic arm is controlled through the classified electromyogram signals.

Keywords: Myoelectric, EMG, Prostheses, DSP, ANN.



1 GİRİŞ

Biyomedikal mühendisliği, mühendislik ve tıp bilimlerini birleştiren bir bilim dalıdır. Biyomedikal kelimesinin başındaki “biyo” kısmı, bu konunun hayatla ilgili olduğunu gösterir. Bunun gibi biyofizik ve biyokimya kelimeleri de fizik ve kimya ilim dallarının hayat ilmine uygulanışını gösterir. Biyo mühendislik de bir kaç alt dala ayrılır. Bunlar, biyomekanik, biyoelektronik gibi branşlardır. Biyoenstrumantasyon da biyolojik değişkenlerin ölçümünü gösterir. Matematik ve istatistiğin biyolojiye uygulanması ise biyometri ile ifade edilir.

Biyo mühendislik, mühendislik ve biyoloji ilimlerinin insan sağlığı için ortaklaşa kullanılmasıdır. Biyo mühendislik kavramı birçok dallara ayrılmasına rağmen genel olarak tıp ve biyoloji ile mühendisliğin kaynaşmasından oluşmaktadır. Biyomedikal ölçüm ise biyo mühendisliği ilgilendiren konulardaki ölçme metodlarını gösterir. Bu konudaki esas problem mühendis ile tıpcı arasındaki iletişimdir. Aynı şekilde fizikçi ile mühendis arasında da farklı kavramlar söz konusudur. Mamafih, mühendis ile fizikçinin anlaşabilmeleri bir derece mümkündür. Burada önemli olan mühendis ve teknisyenin, doktorun dilinden anlamasıdır.

1.1 Biyomedikal Mühendisliğin Tarihçesi Ve Teorik Gelişmeler

Biyomedikal mühendisliği çalışmaları II. Dünya savaşından sonra ortaya çıkan pek çok sakat kalmış kişiye destek olmak amacıyla başlatılmıştır. 1952 de yeşermeye başlayan ve 1970’den sonra çok hızlı bir gelişim gösteren bu konu birden fazla bilim dalını ilgilendiren disiplinler arası bir konudur. Mühendislerin sorunlara matematiksel yaklaşımla objektif çözümler bulmaya çalışmalarına karşın hekimlerin sorunlara yaklaşımları genellikle tecrübe ve pratiğe dayalı sübjektif biçimde olmaktadır. Teknolojinin gelişimi ve bunun tıp alanına uygulanışı mühendislerle hekimleri birbirine yaklaştırmakta ve mühendislerin katkısıyla yaşam bilimlerinde hızlı gelişmeler olmaktadır. 1958 yılında ilk uluslararası biyo mühendislik kongresi toplanmış ve 1960’larda gelişmiş ülkelerde çeşitli üniversitelerde bu konu ile ilgili çalışmalar başlamıştır.

Konunun geniş kapsamlı olması ve çeşitli disiplinlerle ilişkisinin bulunması çok değişik dallarda uzmanlaşmış kişilerin ilgisini çekmiş ve bu da onun hızla gelişmesini sağlamıştır. Gelişimi boyunca çeşitli tanım tartışmaları yapılmış ve Amerikan Milli Akademisi 1971’de yayınladığı bir raporda konunun niteliğini belirlemiş ve üç ana dala ayırmıştır.

- Biyolojik sistemlerin tanınmasında ve tıbbi uygulamaların gelişmesinde mühendislik teknik görüşlerinin uygulanması.

- Biyoloji ve tıpta kullanılan cihaz, malzeme, teşhis ve tedavi düzenleri yapay organlar ve diğer yapıların geliştirilmesinde mühendislik teknik ve görüşlerin kullanımı;
- Çeşitli kuruluşlar (Üniversiteler, hastaneler, devlet ve endüstri kuruluşları vb..) içindeki sağlık hizmetlerinin geliştirilmesi için mühendislik görüş, yöntem ve tekniklerinin uygulanması.

Çalışmalar genellikle çeşitli ölçümlerin yapılması ve elde edilen verilerin ileri matematik yöntemleriyle değerlendirilmesi şeklindedir. Canlılar çeşitli fonksiyonları yaparken canlı vücudu da kendi monitör işaretlerini üretir. Fakat bu işaretlerin her zaman alttaki karmaşık fizyolojik yapıdan dışarıya bir haber taşımaları gerekmez. Vücut içindeki çeşitli olayların anlaşılabilmesi için bu işaretlerin kaynağı olan fizyolojik yapının çok iyi bilinmesi , işaretlerin değişimlerinin ve birbirleriyle olan ilişkilerin incelenmesi gerekmektedir. Temel biyolojik sistemin daha iyi anlaşılabilmesi için bilgisayar yardımıyla sistem modellenir ve benzetimi yapılır. Bu alandaki çalışmalara şu örnekler verilebilir;

- i. Biyolojik maddelerin fiziksel yapıları ve onların canlı organizmalarla ilişkileri üzerinde temel araştırmalar,
- ii. Kalp, kaslar ve beyin tarafından üretilen elektriksel işaretler için şekil tanıma,
- iii. Organlar ve beynin incelenmesiyle insan regülasyon ve kontrol sisteminin incelenmesi,
- iv. Radyasyon tedavisinin planlanması,
- v. Kardiovasküler, solunum, sindirim, sistemlerinin model ve simülasyonu,
- vi. Beyin fonksiyonlarının anlaşılması konusunda temel araştırmalar; (Bu konu ile yeni bir disiplinler arası araştırma bilim dalı olan SİNİRBİLİMİ ilgilenmektedir).

İkinci alandaki çalışmalar daha ziyade endüstriye dönük olup teşhis, tedavi ve prostetik düzenlerin tasarım ve gerçekleşmesi ile ilgilidir. Bu alandaki çalışmalara şu örnekler verilebilir;

- i. Kimya laboratuvarlarında kullanılan kan ve idrar analizleri gibi teşhis cihazlarının günün teknik düzen ve yöntemleriyle gerçekleşmesi,
- ii. Biyolojik parametrelerin hastalardan alınması ve izlenmesi ile ilgili mikroelektronik hayat ve gösterge sistemleri,
- iii. İç organların x ışınlarıyla gözlenmesi,

- iv. Radyoaktif ve ultrasonik gözlem cihazları,
- v. Kalp-Akciğer makinesi gibi tedavi cihazları,
- vi. Solunum cihazları, Uyarıcılar, Kalp Uyarıcıları, Radyasyon tedavi cihazları,
- vii. Takma organlar, yapay kalp kapakçıkları, yapay kalça ve eklemler, yapay böbrek,
- viii. Kör ve sağılar için algılama düzenleri.

1.2 Biyomedikal Mühendisliğin Bugün Geldiği Nokta

Biyomedikal mühendisliği ile ilgili eğitim başlangıçta yüksek lisans ve araştırma seviyesinde başlamıştır. 1970'lerde ABD'de bazı üniversitelerde lisans seviyesinde eğitim başlatılmıştır. Bu gün için gelişmiş ülkelerin hemen hemen tüm üniversitelerinde lisans ve yüksek lisans seviyesinde eğitim yapılabilmektedir. Başlangıçta makine ve kimya mühendisleri ile elektrik mühendisleri konuyla ilgilenmişlerse de günümüzde konuya elektrikçiler hakimdir. Önceki bölümde belirtilen konular incelendiğinde ve elektroniğin gelişimi göz önüne alındığında durum açıktır

ABD'de lisans üstü eğitimde verilen derslerin kapsamı bir genelleme yapılmasına imkan vermeyecek kadar çeşitlilik gösterir. Bununla beraber okulların çoğundaki dersler ve kapsamı öğrencilerin her şeyden önce yeterli seviyede eğitilmiş mühendis olmalarını sağlayacak biçimde düzenlenmiştir. Zira Biyomedikal mühendisi yaşam bilimlerindeki bilgisi ile değil mühendislik bilgisi ile iş yapacaktır. Lisans seviyesinde eğitim ya elektrik bölümünün bir branşı şeklindedir veya bağımsız biyomedikal mühendis diploması veren bölüm şeklindedir. Gelişmiş ülkelerde hekimin genel sağlık hizmetindeki katkısı teknolojinin artması ile azalmakta, buna karşılık klinik ekibin bir parçası olan mühendisin katkısı artmaktadır. Ayrıca ABD'de Askeri ve Gıda endüstrilerinden sonra Sağlık endüstrisi 3. Sırada gelmektedir.

Bu gün için başta ABD'de olmak üzere tüm dünyada sayıları yüzleri bulan grup, dernek ve kuruluşlar ile bunların yayınladıkları süreli yayınlar, dergi, kitap ve magazinler ve düzenledikleri çeşitli bilimsel toplantılar bu konunun oldukça yaygın bir bakış açısıyla incelenmesine imkan sağlamaktadır.

1.3 Biyomedikal Mühendisliğin Ülkemizdeki Önemi

Konunun önemini, üniversiteler, sağlık hizmetleri ve endüstri ürünleri açısından şu şekilde

özetleyebiliriz:

1. Üniversiteler açısından konu iki sebepten dolayı son derece önemlidir. Bunlar;

- İleri haberleşme, mikroelektronik, elektronik devreleri, kontrol, sistem teorisi ve bilgisayar yöntemleri kullanılarak yapılacak, biyolojik sistem üzerindeki temel araştırmalar ülkemizde konunun anlaşılmasını, hekimlerle mühendislerin birbirlerine yaklaşımlarını ve sağlık hizmetlerinin gelişmesini sağlayacaktır. Yapılabilecek çalışmalara örnek olarak vücuttan alınan çeşitli fizyolojik işaretlerin değişimlerinin ve aralarındaki ilişkilerinin incelenmesi gösterilebilir.
- Elektronik devre elemanlarındaki yeni gelişmeler yardımıyla gelişmiş ve araştırma amaçlı özel tıbbi cihazların hasta monitör ve telemetre düzenlerinin geliştirilmesi. Çeşitli vücut fonksiyonlarının eş değer modellerinin kurulması ve biyolojik sistemin daha iyi anlaşılabilmesinin sağlanması;

Yukarıda bahsedilen konular için on-line veya off-line olarak bilgisayar kullanımı gerekmektedir. Konunun dünya literatüründeki yerinin de oldukça yeni olması dolayısıyla yapılacak çalışmalar uluslararası seviyede yenilikler ve katkılar getirebilecektir. Aşağıda da bahsedileceği gibi sağlık kuruluşlarında ve endüstride bu konuda yetişmiş mühendislere ihtiyaç vardır. Bu elemanları yetiştirmekte üniversitelerin görevleri arasındadır.

2. Sağlık hizmetleri açısından konunun önemini üç bölümde incelemek gerekir;

- Günümüzde teşhis ve tedavi için elektronik cihazlar kullanılmaktadır. Kullanılan cihazların bakım, onarım ve kalibrasyonu konuyu bilen elektronik mühendislerince yapılabilecektir.
- Gelişmiş ülkelerde mühendis klinik ekibin bir parçasını oluşturur ve bu mühendisler teknik bilgileri ile ekibin çalışmasına katkıda bulunur. Dolayısıyla mühendislik açısından iyi yetişmiş ve tıp konusunda da hekimlerle anlaşabilecek seviyede bilgiye sahip mühendislere ihtiyaç vardır.
- Hastanelerde günümüzde kullanılan cihazların bir kısmı bilgisayar kontrollü ve çok karmaşıktır. Bunlara örnek olarak elektron mikroskopları ve Computer Axial Tomography (CAT) tipi cihazlar verilebilir. Bu karmaşık sistemlerden ancak işten anlayan mühendislerin çalıştırılmasıyla yüksek verim elde edilebilecektir.

3. Hastanelerdeki ihtiyaçlara ilave olarak endüstrinin de biyomedikal dalında yetişmiş

mühendislere ihtiyacı vardır. Gelişmiş ülkelerde bu konudaki endüstri kolunun gelişimi ile ülkenin gelişmesi arasında çok yakın bir ilişki vardır. Ülkemizde bu daldaki endüstriyel gelişme imalata ve ithalata dayalı olmak üzere iki türdür.

- İthalata dayalı kısım tamamen dışarıda yapılmış olan cihazların pazarlaması ile ilgilenmektedir. Fakat, günümüzde çoğu dış firmalar temsilcilik şartı olarak bir servis ekibinin kurulmasını yerli firmalardan istemektedirler. Bu ekiplerde elektronik mühendisleri çalışmakta ve bunların biyomedikal eğitimi görmeleri firmalar tarafından istenmektedir. Böyle bir eğitim veren kurumlar ülkemizde halen yeterli sayıda bulunmadığından yurt dışında düzenlenen kurslara ve seminerlere servis mühendislerinin gönderilmesi ile eksiklik giderilmeye çalışılmaktadır.
- Tıbbi cihazların bir kısmının yerli üretimine başlanmıştır. Büyük firmaların bu konuda yatırım yapmaları ve devletinde desteği ile hızlı bir gelişme beklenmektedir. Bilhassa sağlık hizmetlerinin yaygınlaştırılması sonucu ortaya çıkan cihaz açığının öncelikle iç piyasadan karşılanması arzusu Asılsan gibi tamamen başka amaçlarla kurulmuş bir firmayı bile bu konuya yöneltmiştir. Biyomedikal eğitimi görmüş elektronik mühendislerine duyulan ihtiyaç gün geçtikçe artmaktadır.

Biyomedikal mühendislik tarihçesine bu geniş perspektiften baktıktan sonra özelde protez/ortez kontrol uygulamalarına bakacak olursak kabaca şu gelişmeleri görebiliriz.

1.4 Myoelektrik Kontrollü Protezlerin Gelişimi

II. Dünya savaşından beri vücudun dış güçleri olan uzuvların (kol ve bacak gibi) hasara uğradığında tekrar kullanmaya yönelik yapay protez ve ortez kolları imal etmek için birtakım çalışmalar yapıldı (Alderson, 1969). Bu konudaki ilk sayılabilecek çalışmalarda, vücudun zedelenmiş kaslarından gelen elektromiyografik (EMG) işaretlerinden yararlanıldı. (Graupe vd., 1978; Lyman vd., 1974; Saridis vd.,1977) yapay uzuvları kontrol etmek için gerekli elektriksel kumandaları inceleyen araştırmacılar olmuşlardır. Yapılan araştırmaların çoğu ana parçanın üzerinde özel çalışma veya efor gereken ya hep ya hiç biçimi tek hareket kontrolleri meydana getirdi. İlk myoelektrik kontrollü protez; kavrama/bırakma gibi tek bir fonksiyonu gerçekleştirmeyi amaçlamıştır. Bilgisayar bilgisi canlı protezlerinin daha detaylı işaret işleme ve hareket kontrolleriyle çalışmayı mümkün hale getirdi.

1940'larda myoelektrik kontrollü bir yapay el gerçekleştiren Reiter, parmak sıkıcı (flexor) ve açıcı (extensor) kas gruplarından elde edilen EMG işaretlerini kullanmıştır (Scott vd.,1977).

Bu işaretler doğrultulduktan sonra genlikleri karşılaştırılmış, hangisi daha büyükse onun temsil ettiği hareketin istendiğine karar vermiştir. Buna göre parmak sıkıcı veya açıcı röleler çalıştırılarak elin kavrama yada 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 kontrol mümkün olmaktadır.

Dorcas ve Scott, birden fazla serbestlik derecesini kontrol edebilmek için bir noktadan ölçülen EMG işaretinin etkin değerini ayrı bölgelere bölme yöntemini geliştirmiştir (Jacobsen vd., 1982). Aynı kasın değişik düzeylerdeki kasılmaları farklı hareketlere karşı düşürülmüş EMG işareti hangi aralığa giriyorsa o aralığın belirttiği hareket gerçekleştirilmiştir. Wirta ve arkadaşları, bir çok noktadan ölçülen EMG işaretlerinden faydalanmıştır (Wirta vd.,1978). 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 (Lyman ve Freedy,1976). Öğrenme sırasında özürlü, sağlıklı koluyla hayali kolunu paralel olarak hareket ettirirken bilgi-işlemci EMG örüntüleri ile kol hareketleri arasındaki bağıntıyı saptar. Normal çalışma sırasında, özürlünün 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 (Almstrom vd.,1981).Ayrıca sistemde mikroişlemci kullanılarak protezin oransal kontrolü sağlanmıştır.

Graupe ise bir nesnenin (mesela kol) beraber çalışan EMG işaretlerinden gelen kontrol bilgisini tekrar elde etmek için bir zaman serisi tanımlama usulü teklif etti ve başarılı bir şekilde yerine getirdi (Graupe vd., 1982 ve 1985). Bahsedilen EMG işaretleri omuz kaslarından elde edildi. 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 (Saridis ve Gotee,1982). 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.

Özellikle Graupe'nin çalışmasından faydalanarak, Kelly, Parker ve Scott ilk olarak YSA (Hopfield algoritması) kullanarak myoelektrik işareti sınıflamaya dayalı çok fonksiyonlu kontrol tasarımını gerçekleştirdiler (Kelly vd., 1990). Daha sonra bu ilk çalışmadan yararlanarak Hudgins, Parker ve Scott tarafından yine YSA kullanılarak çok fonksiyonlu bir myoelektrik kontrol çalışması geliştirildi (Hudgins vd.,1993). Son iki çalışmada tek kanallı sistem olup, deney safhası aşamasındadır. Söz konusu çalışmalar, biceps ve triceps kaslardaki elektrotlardan alınan işaretlerin zaman serisi parametreleri çıkartılarak dört hareketin sınıflandırılması gerçekleştirilmiştir.

Yurdumuzda ise 1989'da Ö. Kuyucu tarafından yüksek lisans tezi olarak bir çalışma yapılmıştır (Kuyucu, 1989). Burada, biceps ve triceps kaslarından yüzey elektrotları vasıtasıyla alınan EMG işaretlerinin zaman serisi parametreleri çıkartılarak, "Paralel Filtreleme" yöntemi ile sınıflandırma yapılmıştır. Bu yöntemle dört hareket yaklaşık % 70 başarı ile tanımlanabilmektedir. Daha sonra B. Karlık 1994'te doktora tezi olarak çok fonksiyonlu protezler için Y.S.A kullanarak EMG sınıflaması simülasyonu yapmıştır. Dirsek açma/kapama, bilek bükme, bilek döndürme, kavrama ve dinlenme hareketleri % 96.1' lik başarı ile doğru olarak simüle edilmiştir.

1.4.1 Mevcut çalışmaların eksiklikleri

Myoelektrik sistemler, dirsekten yukarı kesik organlar veya benzeri protezlerde yaygın olarak kullanılmaktadır. Mevcut ticari amaçlı bütün sistemler, el, dirsek, parmak hareketlerinin EMG işaretlerinin genliklerine veya değişik oranlarına dayalı işaret kontrolü üzerinedir (Dorcas,1966, Childress, 1969). Kontrol işareti tek bir myoelektrik kanalından çıkarılmamaktadır. İşaretlerinin üç durumu vardır. Bunlar, genlik, aktivite ve hız şeklindedir. Bütün bu durumların başarıyla tanınması bir tek kontrol devresi ile yapılmaktaydı. Bu çalışmalarda tek fonksiyonlu (Graupe ve diğerlerinin yaptıkları ilk çalışmalar) hareketler için başarılı sonuçlar alınmıştır. Fakat çok fonksiyonlu hareketlerin kontrolü için daha fazla bilgi gerektirdiğinden yetersiz kalınmaktadır. Geri besleme durumunda, yapılacak geri besleme kullanılan her bir kanalın durumlarının sayısını azaltmaya çalışacağından başarılı olmayabilir (Vodovnik vd.,1967). Daha fazla elektrot ihtiyacıyla genlik kodunun bir kaç kanalı kullanılarak, çok fonksiyonlu protezler geliştirilebilir. (Richard vd., 1983). Fakat yüksek

seviyede kesiklerin kontrolü için gerçekleştirilmesi zordur. Eğer yüksek seviyede kesikler yoksa, “Boston Eli” (Schmeild, 1973 ve 1977) ve “Utah Kolu” (Jacobsen vd., 1982) gibi bir kaç başarılı çalışma elde etmek mümkündür.

Dorcas ve Scott’un yaptıkları ilk çalışmada kullandıkları yöntemin sakıncası; aşırı zihinsel çaba gerektirmesi ve denetlenebilecek hareket sayısı ile ulaşılacak başarının özürünün kasını farklı ayırt edebilir ve yenilenebilir düzeylerde kasabilme yeteneğiyle sınırlıdır. Bu sakıncalar eğitimle kısmen ortadan kaldırılabilir. Bahsedilen bu sorunları çözmek üzere kimi araştırmacılar hastanın ameliyat sonrasında yaşadıkları “Hayalet kol” duygusundan yararlanmışlardır. Çoğu özürü yitirdiği kolu oynattığı zannıyla kalan kaslarında kolu yerindeyken oluşan kasılmaları meydana getirebilmektedir. Bu kasılmalar EMG işaretlerinde değişik hareketler için ayırt edilebilir farklı örüntüler oluşturmaktadır. Yapay kol kontrolünde bilgi kaynağı olarak bu işaretlerin kullanılmasıyla kullanıcı yönünden en az zihinsel çabayı gerektiren dizgeler geliştirilebilmektedir.

Bu noktaya kadar anlatılan yaklaşımlar, gerçekleştirilecek harekete karar verilmesinde EMG işaretlerinin güçlerinden yola çıkarak çeşitli kaslarda üretilen istenen kuvveti kestirmektedir. Sağlıklı bir insanın kol kasları ile protez motorları arasında kurulan ilişki içinde bu kestirimler belli motorların çalıştırılmasına yol açmaktadır. Sözgelimi dirseği içe bükücü kaslar kuvvetle kasılıyorsa protezin dirsek eklemesindeki motor çalıştırılmaktadır. Basit yöntemler, ölçülen işaretlerin güçlerini kıyaslamakta, hangi kastan gelen işaret baskınsa o kasın kasılmasına yol açacağı hareketin istendiği sonucuna varmaktadır. Böylece her bir harekete bir kas karşılık gelmektedir. Diğer kaslardan gelen işaretlere “gürültü” gözüyle bakılmakta ve bunlar süzölmeye çalışılmaktadır.

Wirta’nın kullandığı gibi daha ileri yöntemler ise, bir hareketin gerçekleştirilmesinde ana kasın yanında başka kaslarında kasıldığını kabul etmektedir. En güçlü işaretin seçilmesi yerine tüm elektrotlardaki işaretler göz önüne alınmakta, işaret gücünün uzamsal dağılımı incelenmektedir. Ancak yine kullanılan ayırıcı parametre asıl kas işaret gücüdür ve tek parametreyle en fazla üç hareket ayırt edilebilmektedir. Ayrıca, özellikle çok fonksiyonlu hareket söz konusu olduğunda, çok sayıda elektrot bölgesi gerekmektedir. Bu ise kolunun sadece küçük bir kısmı kalmış yada kas sinirleri büyük oranda zedelenmiş hastalarda, bir takım aşılması zor durumlar ortaya çıkarmaktadır. Yalnızca işaret gücünü kullanmanın işaretin tüm bilgi içeriğinden yararlanmamak olduğunu ileri süren kimi araştırmacılar, işaret işleme algoritmalarının kullanılmasıyla tek bir noktadan ölçülen EMG ile birden fazla hareketin tanınabileceğini ileri sürmüşlerdir.

Yaklaşımın öncülüğünü yapan Graupe'un yöntemi, değişik kas grupları kasılmalarının farklı dalga biçimleri üretmesine dayanmaktadır. Bir hareket gerçekleştirilirken belli kas grupları kasılacak ve dolayısıyla bunların karakteristik dalga biçimleri üretilecektir. Kas ve deri dokularının yerel tümlenme etkisiyle de yüzey elektrotları ile bir noktadan ölçülen işaret, yapılan harekete bağlı olarak bu dalga biçimlerinin karışmasından oluşmuş belli örüntüler içerecektir. Kasların elektriksel etkinliğini öz bağımlı bir süreç olarak modelleyen Graupe'nin geliştirdiği dizgede örüntü tanıma AR katsayıları uzayında gerçekleştirilmektedir. İşaretlerin kalibre edilmesi aşamasında özürü, protezin gerçekleştireceği her hareketi hayalet koluyla yaparken ürettiği EMG işaretinin AR katsayıları hesaplanmakta ve her harekete ilişkin katsayı bellekte saklanmaktadır. Çalışma sırasında ölçülen EMG nin katsayıları hesaplanarak bunların bellekteki katsayı takımlarından hangisine daha yakın olduğu bulunmakta ve bu takımın karşı düştüğü hareket gerçekleştirilmektedir. Bu yöntemle dirseği açma/kapama, ön kolu döndürme ve kavrama/bırakma fonksiyonlarının özel eğitim görmemiş bir özürüde 0.2 saniyede %85 başarı ile ayırt edilebildiği açıklanmıştır. Graupe bir yerine iki EMG kanalının kullanılmasıyla başarı oranının artırılabilirliğini öne sürmektedir. Bununla birlikte bu yöntem protez kolu idare etmek için gerekli kontrol işaretlerini tekrar üretmede yeteri kadar hızlı değildir. Doerschuk ise yöntemi dört kanal içerecek biçimde geliştirmiştir. AR katsayılarının yanı sıra elektrotlar arasındaki bağlantılardan da yararlanan bu çalışmada hareketlerin doğru belirlenme oranının artırıldığı bildirilmektedir. Kelly ve arkadaşlarının ilk defa YSA ile yapmış oldukları çalışmada; tek EMG kanalı kullanılmıştır. Test edilen dört kol fonksiyonu yaklaşık 2800 iterasyonla ayırt edilebilmektedir. En iyi tanıma ortalama %90 olarak bulunmuştur. Daha sonra Hudgins, Parker ve Scott 1993 başlarında bir önceki çalışmayı biraz daha geliştirmişler ve en düşük %70, en yüksek %98 ve ortalama %91.2'lik bir tanıma ile yine dört hareket ayırt edilmiştir. Son iki çalışmadaki tek kanallı sistemler nispeten geniş hesaplama zorluğu gerektirmekte olup, henüz laboratuvar çalışması aşamasındadır.

Bu noktada akla gelen yeni düşünce, sadece yazılım simülasyonu ile bu işin yapılabileceğidir. Bu teknik, bir sayısal komputere başka bir donanım gerektirmediği halde uygulamada bir takım zorluklar çıkaracaktır. İlk aşamada insanı ve çevresini modellemek bazı sebeplerden dolayı mümkün değildir.

- İnsanın ve çevresinin yeteri kadar karakterize edilmesi halihazırda mevcut olmayan detaylı bilgiler gerektirmektedir.
- İnsanlar temel olarak ortama uyum gösterirler ve insan davranışları da çevre şartlarına

göre zamanla hızla değişim gösterir.

- Özürlünün kolu ile protez arasındaki bağlantıyı modellemek çok zordur ve karmaşık bir dinamik gerektirir.
- Özürlü protezden zengin bir duyuşsal bilgi elde edemez.

İkinci olarak özürlü veya diğer uzmanlardan konu hakkında onay ve yeterlilik teyidi almak zor olacaktır. Son olarak özürlünün emniyetinin değerlendirilmesi de sınırlı olacaktır.

Doğal bir mafsalın yerini tutacak bir yapıda çok yönlü karakteristiklerin araştırılması şarttır. Gerçek bir mafsal çok karmaşıktır ve fonksiyonlarının pek çoğu henüz anlaşılamamıştır. Bu nedenle protez için gerekli bilgiler açıkça tanımlanamamıştır ve tasarımcı, özürlünün kişisel görüşlerini de hesaba katmak zorundadır. Diğer bir zorluk ise teknoloji ve tıp ilminin bu konudaki sınırlamalarından kaynaklanmaktadır. Öyle ki bu sınırlamalar yüzünden doğal bir mafsal hakkında bilinenler bile bir proteze aynen aktarılamamaktadır. Özürlü kişinin işine yarayacak kullanışlı ve yapımı mümkün protezi ortaya çıkarabilmek için çok fazla araştırma yapılmasına bu gün dahi ihtiyaç vardır.

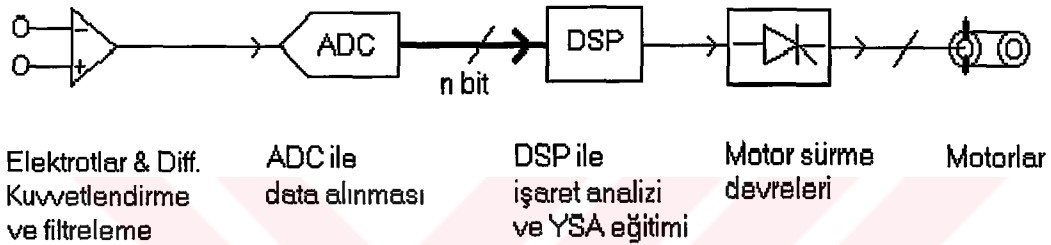
1.5 Tezin Amacı Ve Metot

Bu tezdeki amaç eldeki imkanlar göz önünde tutularak çok kompleks bir yapıya girmeden ve fakat mevcut çalışmaların da altında kalmayacak nitelikte bir protez kol kontrol yöntemi geliştirmektir. Önceki bölümde de belirtildiği gibi bu güne kadar ki çalışmalar ve bu gün için mevcut olan ticari amaçlı EMG kontrollü protezler, kas gücü veya işaret genliğine bakılarak yapılmış kontrol yöntemleriyle ortaya konulmuştur.

Tez çalışmasında; EMG işaretleri fourier transformasyonu ile önce bir frekans spektrumundan geçirilmiştir. Her bir değişik hareket için, tüm işareti oluşturan bileşenlerin tek başına genliklerinin farklılıkları bir işaret analizi yapma imkanı sağlamıştır. Farklı hareket için farklı frekans spektrumu (frekans bileşenleri ve bu bileşenlerin genlikleri) daha iyi bir ayırma ve tanıma olanağı vermiştir. Kas bilgisinin, kişilerin yapısına ve kastaki yorgunluk durumuna bağlı olarak frekans spektrumunda değişik dağılımlar gösterdiği bilinmektedir. İşaret bilgisi eğitimi her bir kişide ayrı ayrı yapıldığından ve işaret bilgisi, belirli bir süre içersinde yapılan hareketlerden alındığından bu handikaplar ortadan kaldırılabilmiştir.

1.5.1 Metot

Şekil 1.1'deki blok yapıda görüldüğü gibi elektrotlardan a/d çevirici ile alınan datalar uygun şekilde filtreden geçirilerek olası gürültülerden arındırılır. Elde edilen sayısal bilginin hızlı fourier dönüşümü ile frekans spektrumu çıkartılır. Bunun için DSP kullanılmıştır. Frekans spektrumundaki işaretlerin sayısını azaltmak için uygun şekilde gruplanıp genlikleri toplanmıştır. Böylece spektrum genlikleri farklı olan bu işaretlerin genlik farkları bu toplama ile daha da artırılmış olmaktadır. Bu toplama sonuçlarını içeren grup değerleri, yapay sinir ağına giriş değeri olarak verilir ve ağ her bir işaret için elde edilmiş grup değerleri ile tüm hareketler için eğitilir. Böylelikle eğitilmiş ağ gerçek zaman çalışması için gecikmesiz cevap vermeye hazır hale gelmiştir.

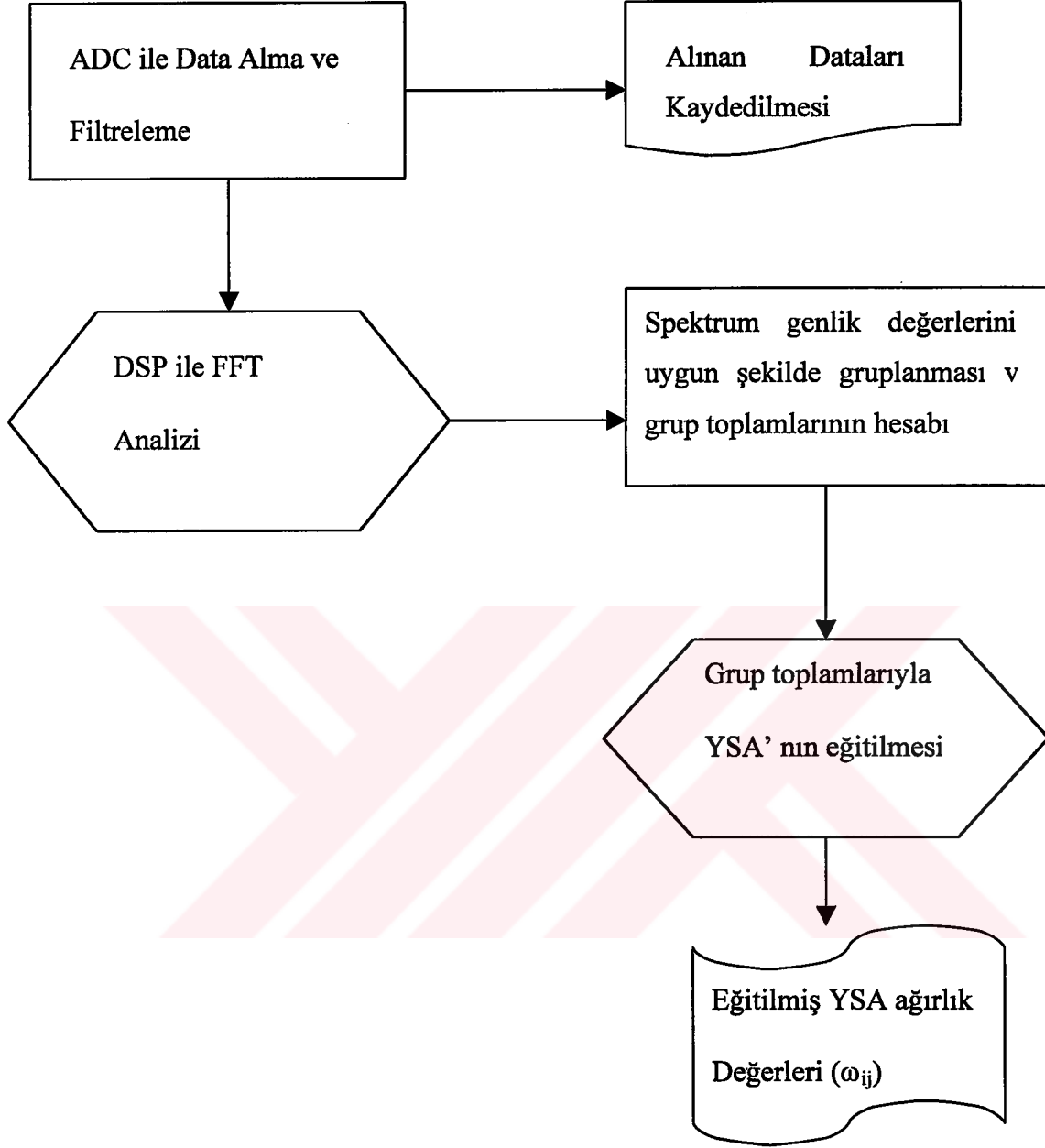


Şekil 1.1 Proje genel yapısı - Blok olarak -

Şekil 1.1 'de gösterilen donanım yapısı, 2 kademeli olarak düşünülen çalışmada ortak kullanılmıştır. Bu kademeler 1. OFF-LINE , 2. ON-LINE çalışma durumları olarak belirlenmiştir.

1.5.1.1 Off-line çalışma durumu

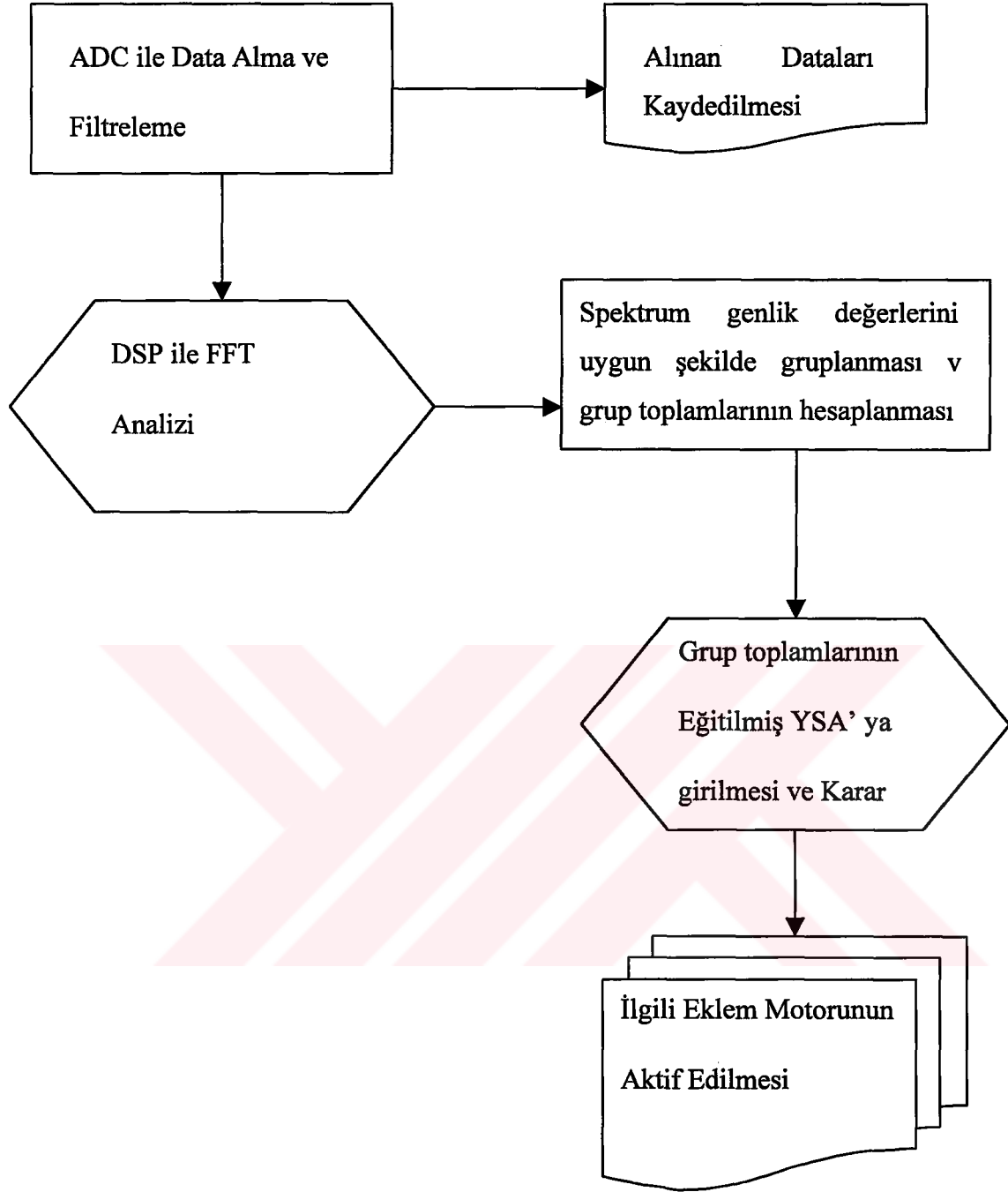
Bu çalışma modunda vücut yüzeyinden elektrotlar vasıtasıyla alınan EMG işaretleri ADC ile sayısal bilgiye çevrilir. DSP ile bu sayısal bilgi fft programında kullanılarak, alınan EMG işaretinin frekans spektrumu çıkartılır. Elde edilen spektrumdaki genlik değerleri belli gruplar halinde yapay sinir ağı eğitme programında kullanılarak, yapay sinir ağının istenen hata kriterine ulaşıncaya kadar eğitilmesi sağlanır. Bu işlem dakikalarca sürebileceği gibi uygun gruplamanın bulunabilmesi için defalarca deneme yapılması gerekebilecektir. Eğitme safhası da diyebileceğimiz off-line çalışma durumunu blok olarak şu şekilde gösterebiliriz.



Şekil 1.2 Off-line çalışma modunda yapılan işlemler

1.5.1.2 On-line çalışma durumu

On-line çalışma aşamasında yapılan işlemler bir önceki aşamayla büyük ölçüde benzerlik göstermektedir. Yalnızca bu durumda yapay sinir ağlarının eğitilmesi ile uğraşılmaz. Off-line çalışma durumunda eğitilmiş yapay sinir ağının ağırlık değerleri kullanılarak hemen yapay sinir ağının cevabı alınır ve bu cevap ilgili eklem motorunun hareketine yönlendirilir. Bu durumun çalışma şeklini de benzer bir akış şemasıyla Şekil 1.3' teki gibi gösterebiliriz.



Şekil 1.3 On-line çalışma modunda yapılan işlemler

2 BİYOLOJİK ÖLÇMELER

Bir önceki bölümde de anlatıldığı gibi tıp elektroniği, canlı sistemlerle ilgili çeşitli parametrelerin algılanması ve değerlendirilmesi ile ilgili tüm elektronik teknolojiyi ve yöntemi kapsayan bir bilim dalıdır. 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 çeviricilerin 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..

Biyomedikal ölçüm cihazları genel olarak dört sınıftır.

- I. Ölçülecek Değişkene göre, (Basınç, Isı, vs..)
- II. Dönüşüm Prensibine göre, (Rezistif, Endüktif, vs..)
- III. Fizyolojik Sisteme göre, (Dolaşım, Solunum, vs..)
- IV. Klinik Özelliklere göre (Radyoloji, Kardiyoloji, vs..)

Bu cihazlar ölçüm parametrelerine bağlı olarak i) Statik (Sınır, Doğruluk, Hassasiyet) ve ,ii) Dinamik (Rezülasyon, Lineerlik, Statik Duyarlık, Histerisiz, Frekans Cevabı, İşaret Gürültü Oranı, Stabilité, İzolâsyon) karakteristikler içerir. Yapmış olduğumuz çalışma biyomedikal mühendisliğinin biyoloji ve tıpta kullanılan cihaz, malzeme, teşhis ve tedavi düzenleri, yapay organ ve düzeneklerin gerçekleştirilmesi konulu alt birimi içinde yer alır.

2.1 İnsan Ölçü Sistemi

Herhangi bir sistemin giriş ve çıkışı arasındaki bağıntıdan yararlanılarak o sistem hakkında bilgi edinebiliriz. Genellikle sistem kapalı bir kara kutu gibi düşünüp, giriş ve çıkış denklemlerinin incelenmesiyle iç fonksiyonları hakkında bilgi edinilebilir. Oysa canlı bir organizma oldukça kompleks bir kapalı kutudur. Canlı organizmanın anlaşılması ve ölçülmesi yönünden bir çok problemler mevcuttur. Ölçülebilen çoğu değişken yardımıyla sistemin içine girip sistemi anlamak mümkün değildir. Kapalı kutu içindeki değişkenler arasında muazzam bir ilişki vardır. Bundan dolayı birini sabit tutup diğerleri arasındaki ilişkiyi ölçmek mümkün değildir. Bilgiler işaretli olmadığı için ve birden fazla geri besleme olduğundan bu büyüklüklerin hangisinin giriş, hangisinin çıkış olduğunu çoğu zaman anlayamaz. Bu bilgiler ışığında insan ölçü sistemlerini amacına göre aşağıdaki kategorilere ayırıp incelemek mümkündür.

- I. Bilgi Toplama : Bu tip ölçmede elde edilen sonuçlarla genelleme yapılarak parametreler hakkında genel sonuçlar elde edilmeye çalışılır.
- II. Teşhis : Ölçülen sistemin hata ve arızalarını bulup ortaya çıkarmaya çalışır.
- III. Değerlendirme : Bu tip ölçmelerde sistemin ölçme hassasiyeti değerlendirilir.
- IV. Yönlendirme : Ölçü yapılan sistem hakkında periyodik veya sürekli bilgiler elde ederek bazı işlem ve operasyonlar yönlendirilmeye çalışılır.
- V. Kontrol : Sistem içindeki bir veya daha çok parametreyi değiştirerek sistemin çalışması otomatik olarak kontrol edilmeye çalışılır.

2.2 Biyoelektrik Potansiyellerin Ölçümü

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 hücrede oluşabileceğine göre 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, adale, sinir ve beynin çeşitli yerlerine yerleştirilerek ölçme yapılır. Bu potansiyellerin deri yüzeyine ulaşma metodu kesin olarak henüz bilinmiyor. Bazı olayları açıklayan bir çok 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.

2.3 Sensörler (Algılayıcılar) Ve Transdüserler (Çeviriciler)

Sensör ve Transdüser; her ikisi de ölçüm sistemlerinde sözü edilen elemanlardır. Sensör, Sentire kelimesinden türetilmiştir ki algılama anlamındadır. Transdüser, Transdüsere kelimesinden türetilmiştir, bir şeye dönüştürmek anlamındadır. Bu ikisi arasındaki farkı biraz açarsak; sensör, fiziksel bir uyarıcıda ki değişimi sezip, onu ölçülebilen ve kaydedilebilen bir sinyale çeviren elemandır, transdüser, bir sistemdeki enerjiyi diğer bir sisteme aynı formda yada farklı bir formda transfer eden elemandır. Kısaca sensör, kendi başına sezici bir eleman iken transdüser kendisi ve yardımcı devreler aracılığıyla sezebilen bir elemandır.

Ölçüme etki eden tüm faktörler tam anlamıyla belirlenebilmişse ölçüm sonuçlarının güvenilir olmasını büyük oranda arttırabiliriz. Bu da ölçüm düzeneğini detaylarıyla bilmeyi ve ölçülecek sistem üzerinde ölçüm düzeneğinin mümkün etkilerini bilmeyi gerektirir. Bu etkileşimler, biyokimyasal, fizyolojik ve ölçüm sistemiyle fizyolojik etkileşimler şeklinde direkt fiziksel etkiler olarak gelebilirler. Bir ölçüm sistemi bir niceliğin bir standartla karşılaştırılmasını gerektirir yada yapılan ölçümle ilgili bir çıkış üretir. Ölçülecek bu nicelik giriş transduseri veya sensörü ile sezilir. Sezilen nicelik, mekanik veya elektriksel bir enerji formuna çevrilmiştir. Biyomedikal ölçümlerde çıkış çoğunlukla elektriksel formdadır.

Sensör ve Transdüserlerin kullanımı o kadar geniş ve yaygındır ki ilk çıkışlarının nerede ve nasıl olduğu bilinemez. Aslında zamanın başlangıcından beri vardılar ve tüm yaşam formları sensör ve/veya transdüserleri kullanırlar. Mesela gözler çevreden bir uyarı alırlar ve onu beyine işlenmek üzere gönderirler.

2.3.1 Biyomedikal sensör ve transdüserlere neden ihtiyaç duyarız ?

Mühendislik mesleği, ölçme işinin olmadığı bir durumda çok küçük bir gelişme alanına sahip demektir. Aslında biyosensör ve transdüserleri belki de hayatımızın her alanında kullanıyoruz diyebiliriz. Biyomedikal teknolojisinin gelişerek artması için biyosensör ve transdüserler kaçınılmaz bir öneme sahiptirler. Onlar bize faydalı girdilerin (kalpten çıkan voltajı, beyin aktivitelerini kaslardaki aktiviteleri, kandaki bileşikleri önceden sezmek ve ayırt etmek vs..) ölçülmesini sağlarlar. Bir mühendis bir ölçümü amacına uygun bir şekilde kullanabilmek için

alınacak çıkışın niteliğini önceden bilmek zorundadır. Aynı zamanda bu ölçümlerden doktorlar da uygun tedavi ve reçeteyi oluşturabilir, anormallikleri fark edebilirler. Mühendisler de bu anormallikleri düzeltici araçları tasarlayabilirler (Pacemaker, defibrilatör vs..). Biyosensör ve transdüserler vücut fonksiyonlarımızın gizemleri üzerindeki o büyük perdeleri aralamışlardır. Mesela kalp üzerindeki voltajın ölçümünde zamana göre değişimini gösteren bir grafik yapı geliştirilmiştir. Buna ECG adı verilmiştir. Bunun gibi pek çok biyolojik çıktının belirlenip elektriksel bir değere dönüştürülmesi için pek çok ölçüm geliştirilmiştir. Bu ölçümleri şu şekilde özetleyebiliriz.

- E.E.G. Beyindeki sinirsel aktivitelerin ölçülmesi
- E.M.G. Kas aktivitelerinin ölçülmesi
- E.R.G. Göz retinasındaki biyopotansiyel aktivitelerin ölçülmesi
- E.O.G. Göz hareketi sonucu korneal-retinadaki potansiyel aktivitenin ölçülmesi
- E.G.G. Mide adalelerindeki hareketin ölçülmesi...vb.

Sensör ve transdüserler fiziki özelliklerine göre veya yaptıkları fonksiyonlara göre belli bir yaklaşımla sınıflandırılmışlardır. Enerji formunun çevrimi, algılama işleminin en temel karakteristiği olması dolayısıyla çok çeşitli enerji formları ve onların etkilendiği olaylar aşağıdaki çizelge 2.1' de gösterilmiştir. Tüm bu formlar biyomedikal ölçümlerde kullanılabilir formlardır. Ölçme işlemlerinde temelde 6 tip büyüklük önemlidir. Bunlar; Elektrik Yayımlı, mekanik, Termik, Manyetik, Kimyasal büyüklükler olarak sıralanabilir.

Fiziksel ortamdan gelen sinyal bir giriş transdüserine ulaştıca enerji formu değişir ki bu genellikle elektrik enerjisine dönüşme şeklindedir. Daha sonra bir düzenleyici (genellikle bir kuvvetlendirici olabilir) ile düzenlenir ve bir çıkış transdüseriyle algılanabilir ve/veya kaydedilebilir bir enerji formuna çevrilir.

2.3.2 Elektrotlar

Biyopotansiyellerin ölçüleceği yer olan vücut yüzeyi ile ölçü sistemi arasındaki bağlantı, elektrotlar yardımı ile yapılır. Daha öncede belirtildiği gibi vücutta üretilen Biyoelektrik potansiyeller iyon akımının oluşturduğu iyonik potansiyellerdir. Bunların iyi bir ölçümü için iyonik potansiyellerin elektriksel potansiyellere çevrilmesi gerekir. İyonik potansiyelleri elektronik (veya elektrik) potansiyellere çeviren sensörlere elektrot adı verilir. Bu bölümde

Çizelge 2.1 Enerji tipleri ve etki alanları

Enerji Tipi	Örnek Olay
Yayınım	Radyo dalgaları, Görünür ışık, İnfrared ışık
Yerçekimi	Yerçekimi olayları
Mekanik	Hareket, kuvvet
Termik	Atom ve moleküllerin kinetik enerjisi
Elektrik	Akım, Elektrik alan
Magnetik	Magnetik alan
Moleküler	Moleküllerin bağ enerjisi
Atomik	Çekirdek ve Elektronlar arası kuvvet
Nükleer	Nükleer elementler arası bağ kuvveti
Mass – Kütle korunumu	$E=mc^2$

elektrotların temel teorisi ve biyomedikal enstrümantasyonda kullanılan tipleri incelenecektir.

Bir metal ile metal iyonlarının eriyiği birbirine temas ettirilirse, bu iki ortam arasında bir elektriksel potansiyel oluşur. Buna elektrot potansiyeli denir. Bu potansiyel, metal içi ve metal dışındaki iyon yoğunluğunun farkından ortaya çıkmaktadır. Arakesitteki tabakalarda, yüklerin oluşması ile denge sağlanır. Böylece metal tarafındaki tabakada bir polaritede yük dağılımı oluşurken, eriyik tarafındaki tabakada da karşı polaritede yük dağılımı olur.

Metal olmayan malzemeler de elektrot potansiyelleri oluştururlar. Mesela hidrojen ile bunun iyon eriyiği arakesitinde aynı yük dağılımı oluşur. Tek bir elektrotun mutlak elektrot potansiyelini belirtmek imkansızdır. Elektrot ile iyonik solüsyon arasındaki potansiyeli ölçmek için diğer bir metalik arakesite gerek vardır. Bundan dolayı bütün elektrot potansiyeller belli bir referansa göre rölatif olarak verilir. Uluslararası anlaşmalara göre hidrojen elektrot referans ve sıfır volt olarak kabul edilmiştir. Gerilimler uygun bir iyonik solüsyona metal ve hidrojen elektrotlar yerleştirilerek ölçülen gerilimlerdir.

Elektrot potansiyellerin diğeri bir kaynağı ise farklı iyon yoğunluklu sıvıların yarı geçirgen membranla ayrılması sonucu ortaya çıkan potansiyellerdir. Bu durumda ilgili denkleme Nernst denklemi denir ve aşağıdaki gibi ifade edilir.

$$E = -\frac{RT}{nF} \ln \frac{C_1 f_1}{C_2 f_2} \quad (2.1)$$

R : Gaz sabiti (8.315×10^7 erg /molx°k)

T : Kelvin olarak mutlak sıcaklık

n : İyonun valans elektron sayısı

F : Faraday sabiti(96.500 coulomb)

$C_{1,2}$: İki ortamdaki iyon yoğunlukları

$f_{1,2}$: Mebranın iki tarafındaki iyonların aktivite katsayıları.

f_1 ve f_2 katsayıları bütün iyonların şarjına ve iyonlar arasındaki uzaklığa bağlıdır. $C_1 f_1$ çarpımı ise elektrot potansiyeli için zorunlu olan iyon aktivitesidir. Eşitlikten de görüldüğü gibi elektrot potansiyeli membranın iki tarafındaki iyonların aktivite oranlarının logaritması ile orantılıdır. Mükemmel bir solüsyonda aktivite katsayıları 1'e yaklaşır. (E,Yazgan., 1988)

2.3.3 Biyopotansiyel elektrotlar

Biyoelektrik olayları ölçmek için çok çeşitli elektrotlar kullanılmasına rağmen bunları genel olarak aşağıdaki gibi gruplandırabiliriz.

- 1.) Mikroelektrotlar: Hücre yanında ve hücre içindeki biyopotansiyeli ölçmede kullanılır.
- 2.) Deri yüzeyi elektrotu: ECG,EEG ve EMG işaretlerini deri yüzeyinden ölçmeye yarar.
- 3.) İğne elektrotu: Deriyi delerek beyin veya belirli bir adale grubundaki biyopotansiyeli ölçmek için kullanılır.

Bu üç biyopotansiyel elektrot daha önce açıklandığı gibi metal-elektrolit arakesitlidirler. Her bir elektrot potansiyeli vücut elektrolitikleri ile metal arasındaki iyon alışverişi oranına bağlıdır. Arakesitteki çift tabaka bir kapasite gibi davranır. Biyopotansiyel ölçmelerinde iki elektrot gerektiğinden gerçek potansiyel bu iki elektrotun potansiyellerin farkına eşittir. Eğer iki elektrot aynı özellikte ise fark potansiyel oldukça küçük olup,değeri ölçme yapılan noktalar arasındaki iyonik potansiyel farkına eşittir. Eğer iki elektrot farklı ise, bu elektrotlar

üzerinden ve bağlanmış olan kuvvetlendiriciye doğru bir DC akım akacaktır. Sonuçta polarizasyon oluşur. Bu polarizasyon veya DC gerilim elektrot off set gerilimi olarak isim alır ve gerçek fizyolojik olaylar için bir hata oluşturur. Aynı özellikteki iki elektrot ise çok küçük off set gerilimi oluşturur.

Off set gerilimine ilave olarak, elektrotlar içindeki kimyasal aktivite voltaj değişimleri oluşturmaktadır. Bu da bir hata kaynağıdır. Bu gibi değişimler Biyoelektrik sinyal üzerinde gürültü olarak gözüktür. Bu gürültüler özel malzeme seçerek ve bazı işlemler yaparak azaltılabilir. Yapılan deneyler sonunda gümüş-gümüş klorür elektrotun en uygun ve en kararlı tip olduğu bulunmuştur. Bu tip elektrot gümüş klorür yardımı ile ince bir klor tabakası kaplanarak oluşturulur.

Polarizasyon metal-elektrolitik arakesitinden geçen dc akımın sonucunda oluşur. Bazı elektrotlar bu polarizasyonu önleyecek şekilde yapılmışlardır. Eğer elektrotlara bağlı amplifikatörün giriş empedansı çok büyük ise polarizasyon etkisi veya elektrot empedansına tesir eden diğer faktörler minimum olur.

Elektrot empedansları elektrotun boyuna ve tipine göre değişir. Yassı elektrotların empedansları daha küçüktür. Yüzeysel elektrotları 2-10k Ω arasında empedansa sahip olmalarına rağmen küçük iğne elektrotlar çok daha büyük empedanslara sahiptir. İyi bir kayıt ve okuma yapmak için kullanılan amplifikatörlerin giriş empedansları elektrot empedanslarının bir kaç katından daha büyük olmalıdır.

2.3.4 Vücut yüzey elektrotları

Vücut yüzeyinden biyopotansiyel ölçmek üzere hazırlanmış olan yüzey elektrotları çeşitli tipte ve büyüklükte yapılmaktadır. Yüzey elektrotları ECG, EMG ve EEG potansiyellerini ölçmede kullanılmasına rağmen daha çok ECG' leri ölçmede kullanılır. EEG ve EMG için küçük elektrotlar tercih edilir.

İlk Biyoelektrik potansiyel tuzlu suyla dolu kovalara sol ayak ve kolları daldırılarak yapılan deneylerle ölçülmüştür. Bu tip ölçmenin bir çok güçlükleri vardır. Bundan sonra büyük bir gelişme kaydedilmiş ve 1917'de plaka tipi elektrot bulunmuştur (kemerli). Bunun dışında havası alınabilen tipten elektrot da geliştirilmiştir. Bu iki tip elektrot bugün hala kullanılmaktadır. Bu elektrotların zamanla kayma ve hareket etme problemi vardır. Kaymadan dolayı elektrot potansiyeli ve elektrot empedansı değişir.

Daha sonraları yüzer tipten elektrotlar geliştirildi. Elektrot kaymalarını önlemek için metal ile

deri arasındaki direkt temas yerine en direk temas sağlanır. Metal ile deri arasına bir elektrolitik pasta yerleştirilir. Böylece bir elektrolitik köprü oluşur Plastik kılıf ile deriyi birbirine yapıştırmak için iki tarafı yapışkanlı bir halka bulunur. Bilhassa astronotların eeg eğrilerini kaydetmek için kullanılan spray-on elektrotları geliştirilmiştir. Bu elektrotlar yapıştırılırken yapışkan bir iletken madde (elektrolitik gibi) deriye püskürtülür.

Bunların dışında çok çeşitli elektrotlar geliştirilmiştir. Bunlardan biri eeg ölçmelerinde referans elektrot olarak kullanılan ear clip elektrottur (makas tipi elektrot). Bir başka elektrot ise fitilli tip elektrottur. Bunda elektrolitik doldurulmuş yumuşak bir fitil ile metal temas ettirilir. Bu tip elektrot daha çok diğer elektrotların basınç ve ağırlığına dayanmayan göz ve iç organlardaki potansiyellerin ölçümünde kullanılır. Başka bir elektrot ta kafatası yüzey elektrotudur. Bu elektrot 7 mm çapında olup bir elektrolitik pasta ile temizlenmiş yüzeye yerleştirilir.

2.3.5 Biyokimyasal transdüserler

Bilindiği gibi elektrot potansiyeli, ya metal-elektrolitik arakesitte ya da farklı iyon yoğunluklu iki ortamı ayırmış olan yarı geçirgen bir membran boyunca oluşmaktadır. Bu iki metot iyon konsantrasyonu ile kandaki veya başka bir sıvıdaki gaz çözeltisi miktarını ölçmek için gerekli olan transdüserlerin dizaynında kullanılır. Burada da bir referans elektrota ihtiyaç vardır. Eğer ölçülecek solüsyondaki bir konsantrasyon değişikliğine karşı her iki elektrot aynı cevabı verilerse ikisi arasındaki potansiyel, konsantrasyonla ilgili olmayacaktır ve bu ölçme faydasız olacaktır. Gaz ve iyon konsantrasyonunu ölçmek için genellikle ölçülecek olan solüsyona karşı hassas olan bir elektrot ile hassas olmayan bir referans elektrot kullanılır.

2.3.6 EMG ölçümünde kullanılan temel elektrot tipleri

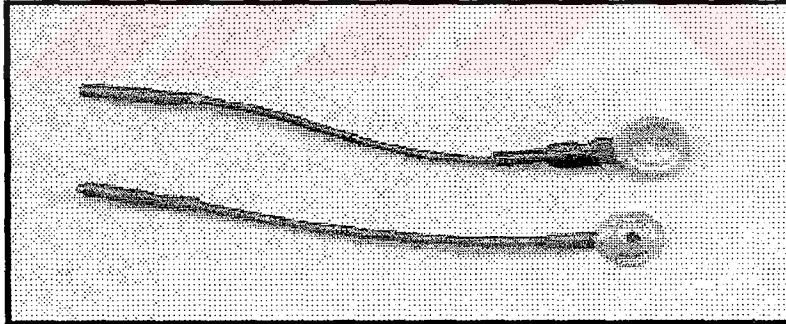
EMG sinyali yüzey elektrotları ile non-invasively olarak,veya tel ve iğne elektrodlarla vasively olarak ölçülür. EMG sinyal seviyelerinin 400 μ V ila 5 mV' luk bir bölgede olmaları (bir çok faktöre bağlı olarak) sebebiyle, ölçülen sinyal neredeyse her seferinde, klinik ve bilimsel endişelerden kaynaklanan sorulara en uygun cevabı almak üzere ön kuvvetlendirme, kuvvetlendirme ve sınıflandırma işlemlerine tutulur.

Algılama elektrodu tipik olarak bipolar' dır ve EMG sinyali diferansiyel olarak güçlendirilir. Gözlemlenen hareket potansiyelinin dalga şekli aktif liflere bağlı olan algılama elektrodu kontaklarının yönlendirilmesine (orientation) bağlıdır.

EMG deri yüzeyinden kaydedileceği gibi, deneğin kasına direk elektrot yerleştirilerek (genellikle buna ince telli kaydetme denir) de kaydedilebilir. Yüzey EMG genellikle deneğin kasının göbeğinin üstündeki deri yüzeyine yapıştırılarak aktif veya pasif elektrotlar üzerinden kaydedilirken buna karşılık ince telli kayıtlar, eğitilmiş profesyoneller (çoğu durumda lisanslı) tarafından kasın içine tel elektrot yerleştirilerek yapılır. Her bir elektrot tipinin kendine has avantaj ve dezavantajları vardır.

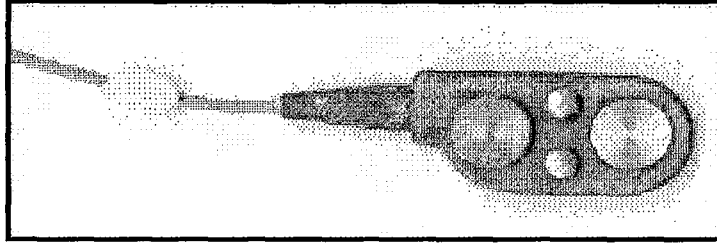
2.3.6.1 Yüzey elektrotları

EMG kayıt işlemlerinde kullanılan yüzey elektrotları aktifte olabilir pasifte. Pasif elektrot tipinde, elektrot, deri-elektrot ara yüzeyi vasıtasıyla derideki akımı algılayan gümüş/gümüş-klorid bir algılama yüzeyinden oluşur. Bu tipte bir elektrot genelde, kullanıcı hassas yerleştirme istediğinde veya kullanılan EMG ekipmanı eski olduğunda kullanılır. Pasif elektrotlar çeşitli konfigürasyonlarda olabilirler fakat genelde kayıt sistemine esnek kablolarla bağlı gümüş-gümüş kloridden yapılmış bir diskten oluşur. Diskin boyutu 1 mm ila 5 mm çapında değişir ve incelenen kasa göre farklılık arz eder. Bu elektrotlar, iyi bir deri kontağı sağlayabilmek amacıyla bir elektrot jeline ihtiyaç duyarlar. Sonuç olarak kullanımda düzensiz olabilirler ve genelde modern yürüyüş analizinde aktif elektrotlarla değiştirilmişlerdir. Aktif tip yüksek giriş empedansına (tipik olarak 100 M Ω veya daha yüksek) sahiptir ve elektrot deri ara yüzeyine karşı daha az duyarlıdır.



Şekil 2.1 Pasif Gümüş/Gümüş Klorid elektrotlar (Motion Lab. System, 1999)

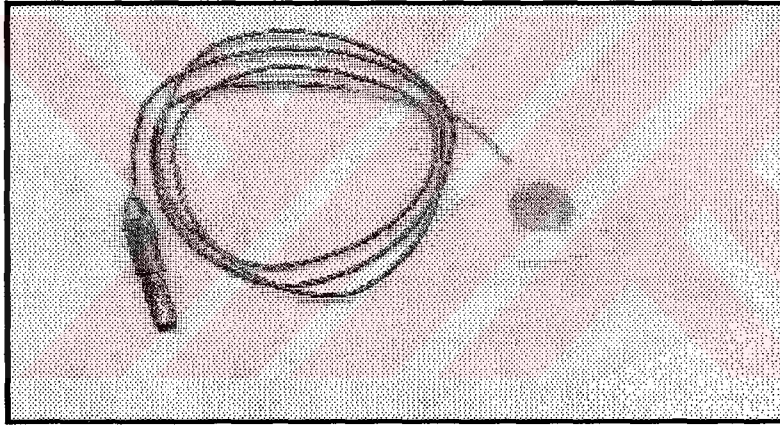
Aktif elektrot sinyalin alındığı bölgeye yakın sinyali güçlendiren bir cihaz içerir. EMG sinyalinin ana amplifikatör tarafından güçlendirilmeden önce güçlendirilmesi nedeniyle bunlar ön kuvvetlendirici olarak adlandırılırlar. Ön kuvvetlendiriciler, deri yüzeyindeki elektrik sinyalinin seviyesini (50 ila 400 μV ' luk tipik bir aralıkta) artırır ve böylece de toplanan sinyaldeki istenmeyen dış etkileri düşürmeye yardımcı olurlar.



Şekil 2.2 Tipik EMG ön kuvvetlendiricili elektrot (Motion Lab. System, 1999)

Yüzey elektrotları uygulama ve kullanım açısından kolaydırlar ve kas aktivitesinin genel şeklini çıkarmaya yararlar. Ancak tibialis posterior gibi derinde bulunan kasların veya küçük kasların aktivitesini kaydetme kabiliyetleri sınırlıdır.

Aktif yüzey elektrotları iki temel tipte mevcuttur; ayrı bir tepkisiz referansa veya toprak referansına ihtiyaç duyan elektrotlar ve elektrot paketinde üçüncü bir referans tabakası içeren elektrotlar.



Şekil 2.3 DIN konnektörlü toprak referanslı elektrot (Motion Lab. System, 1999)

Maksimum sinyal kalitesi için mutlaka üretici firmanın önerileri yerine getirilmelidir; eğer ayrı bir toprak referanslı elektrot öneriliyorsa, mutlaka kullanılmalıdır. Genelde bir toprak (tepkisiz) elektrodu, EMG kayıt sistemine bir nötr referansı sağlamak için denek üzerindeki uygun bir noktaya tutturulan bir adet jel veya tabakadır. Genelde bu elektrot aktif bir kasa yerleştirilmemelidir!

Bunlara ek olarak, zıt etkileşim konusu da dikkate alınmalıdır. Zıt etkileşim, kayıt yapılan bölgedeki incelenen kasta hariç başka bir kasanın aktivitesinin kaydedilmesine denir. Bu iki şekilde ortaya çıkabilir; ilki eğer bir yüzey elektrodu kullanılıyorsa bu elektrodun tam kasanın göbeğine yerleştirilememesi veya yakınındaki diğer bir kasa nazaran asıl kasanın çok daha zayıf

bir sinyal üretmesi şeklinde; ikincisi ise EMG kayıt sisteminin kendisinden kaynaklanması şeklindedir.

2.3.6.2 İnce tel veya iğne elektrotlar

İnce telli elektrotlar, Basmajian ve DE Luca 'nın (1985) 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.



3 HÜCRE VE KAS FİZYOLOJİSİ

Canlıların temel yapı taşı durumundaki hücreler yetişkin bir insanda 75 trilyona varan sayılarıyla insanı oluştururlar. Çevrelerindeki sıvı ortam gerekli şartları ve besinleri içeriyorsa yaşamını sürdürebilir ve genellikle kendini yeniden üretir. Vücuttaki organların ve öteki yapıların fonksiyonlarının anlaşılabilmesi için önce hücrenin temel yapısı ve fonksiyonları bilinmelidir. Temel hücre kuramına göre;

- Tüm canlı organizmalar,hücreler ve hücrenin ürünlerinden oluşmuştur.
- Bütün hücreler kimyasal yapı yönünden birbiriyle temelde benzerdir.
- Yeni hücreler daha önce var olan hücrelerin bölünmesi sonucu oluşurlar.
- Bir organizmanın aktivitesi, kendi hücrelerinin etkileşimi ve aktivitelerinin toplamıdır.

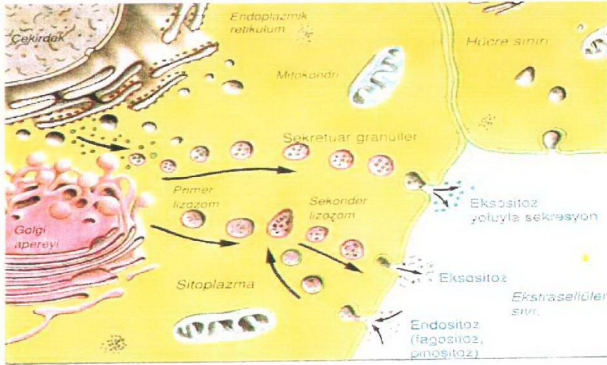
Bir hücrenin temel yapısına bakıldığında *nükleus* (çekirdek) ve *sitoplazma* (hücre sıvısı) dikkati çeken yapılardır. Çekirdek hücre sıvısından çekirdek zarıyla, hücre sıvısı da diğer sıvılardan hücre zarıyla ayrılmıştır. Hücre zarı bir nevi koruma görevini üstlenmiştir. Zarın hidrofobik niteliği hücre içinde ve dışındaki hidrofilik sulu solüsyonların birbirleriyle karışmasını engeller. Zar engelini belli maddelerin geçişini sağlayacak biçimde geçirgenliği ya taşıyıcı proteinler ya da porlar oluşturan proteinler aracılığıyla gerçekleşir.

Hücreyi oluşturan farklı maddelerin tümüne *protoplazma* denir. Protoplazma başlıca beş temel yapıdan oluşur: Su, Elektrolitler, Proteinler, Lipidler ve Karbonhidratlar. Bu temel tanıma bakılarak bir hücre için, enzimler ve kimyasal maddeleri içeren bir sıvı torbasıdır demek doğrusu yeterli bir tanım olmayacaktır. Bir hücre yüksek düzeyde organize fiziksel yapıları da içerir. *Organel* adı verilen bu yapılarda fiziksel özellikler hücre fonksiyonları yönünden, kimyasal bileşenler kadar önemlidir. Bu organellerden biri, örneğin mitokondrianın yokluğunda hücrenin enerji üretiminin %95' inden fazlası derhal kesilir. Hücrenin başlıca organelleri, hücre zarı, çekirdek zarı, endoplazmik retikulum, mitokondri, lizozom, golgi apareyi, sentriyol,silya..vb. olarak adlandırılabilir.

3.1 Sinir Hücreleri ve Sinaps

Uyarılabilir bir hücre uyarana hücre membranının elektriksel özelliklerini değiştirerek yanıt verir. İnsanda iki tip uyarılabilir hücre bulunur. A) Uyarıları ileten sinir hücreleri, B) Uyarılara kasılarak yanıt veren kas hücreleri

Aşağıdaki şekilde bir hücreyi temel elemanlarıyla birlikte resmedilmiş olarak görebiliriz.



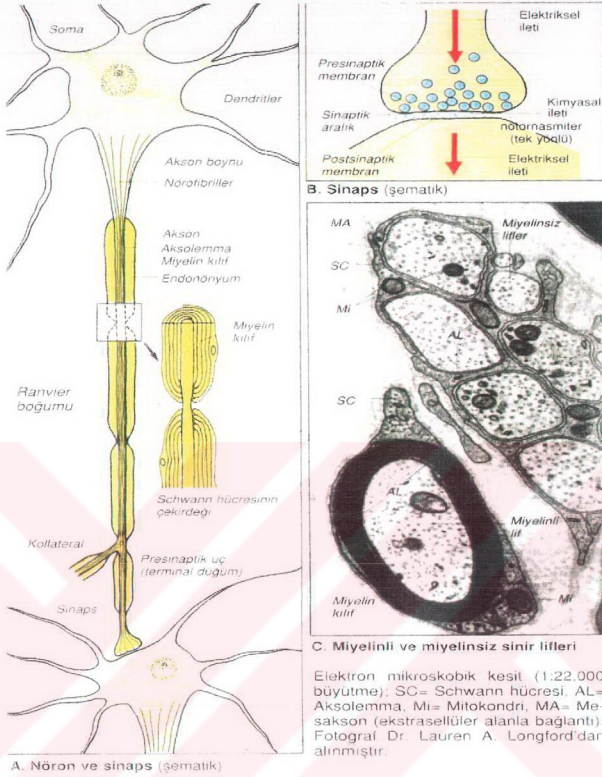
B. Hücre. Endositöz ve eksozitöz

Şekil 3.1 Hücre ve temel elemanları (Despopoulos,A., 1991)

İnsanın sinir sistemi 10^{10} sinir hücresi ya da nöron içerir. Nöron, sinir sisteminin hem işlevsel hem de yapısal birimidir. Tipik bir nöron bir hücre gövdesi, akson ve dendritlerden oluşur. Nöronda mitokondriler gibi bilinen organellerin yanı sıra nörotübül ve nörofibriller bulunur. Dendritler diğer nöronlarla bağlantı için geniş bir alan sağlarlar. Bunlar diğer nöronlardan aldıkları sinyalleri somaya doğru iletirler Akson ve akson dalları olan kollateraller somadan aldıkları sinyalleri başka nöronlara, kas hücrelerine, ve salgı bezi hücrelerine iletirler.

Sinaps bir nöronun akson yada kollaterallerinden bir başka nöronun aksonuna, dendridine, somasına ya da bir kas veya salgı bezi hücresine uyarımın iletildiği bölgedir. Memelilerde sinapta gerçek anlamda bir temas yoktur. Sinaptik aralık (10 –40 nm) iki nöronu birbirinden ayırır ve bir yalıtkan görevi yapar.

Sinyalin iletilebilmesi için presinaptik membrana ulaşan elektriksel impulsun kimyasal bir transdüseri, nörotransmitteri sinaptik aralığa serbestletmesi gerekir. Post sinaptik membrandan nörotransmitter salınım olmadığı için sinaptik ileti tek yönlü işleyen bir iletidir. İleti yalnızca presinaptik membrandan post sinaptik membrana doğru gerçekleşir. Sinapslar aynı zamanda nöronal sinyallerin diğer sinir hücreleri tarafından modifiye edildiği bölgelerdir.



Şekil 3.2 Nöron ve sinaps (Despoulos,A., 1991)

3.2 Biyoenerjetik

Termodinamik açısından herhangi bir sistem şu üç sınıftan birine dahil edilir. *İzole Sistemler*, çevreleri ile madde veya enerji alışverişi yapmayan sistemlerdir. *Kapalı Sistemler*, çevreleri ile enerji alışverişi yaparlar fakat madde alışverişi yapmazlar. *Açık Sistemler*, çevreleri ile hem madde hem de enerji alışverişi yapan sistemlerdir. Canlı bir organizma bir bütün olarak açık bir sistem olmakla birlikte hücrelerde yer alan birçok fiziksel ve kimyasal olay tek başına birer izole veya kapalı sistem kabul edilerek termodinamik yasalara göre incelenebilir. Termodinamik, bir sistemin geçirdiği fiziksel ve kimyasal reaksiyonlardan önceki ve sonraki durumları ile ilgilidir. Termodinamiğin canlılarda ısı enerjisi ve iş dahil bütün enerji dönüşümlerini konu alan bölümüne *Biyoenerjetik* adı verilmektedir.

Bütün canlılar varlıklarını sürdürebilmek için aşağıdaki üç tip işi yapmak zorundadırlar ve bunun için enerjiye ihtiyaçları vardır.

- i. Kendileri için gerekli olan moleküllerin sentezi (Biyosentez)
- ii. Moleküllerin ve iyonların aktif taşınması (Ozmotik iş)
- iii. Hüresel hareket ve kas kasılması gibi mekanik işler.

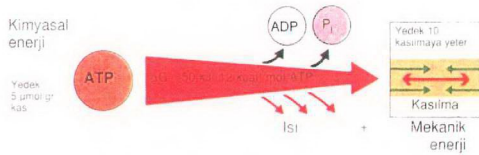
Bakteriler dahil bütün hayvanlar ve insanlar bu enerjiyi bitkilere göre daha zengin ürünlerden karşılarlar. Bu maddelerin parçalanması ile ortaya çıkan enerjinin organizma tarafından gerek duyulan yeni maddelerin sentezinde kullanılması termodinamik yasalarına göre olur.

3.3 Metabolik Enerjinin Mekanik İş Yapmakta Kullanılması

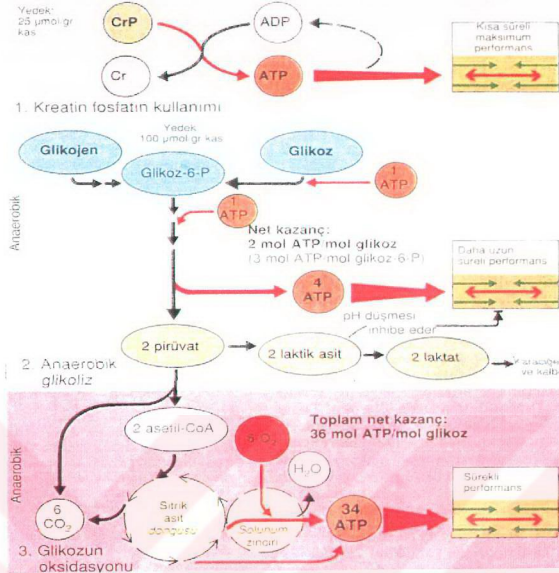
Organizmada metabolik enerji; biyosentez ve aktif taşımadan başka, mekanik iş yapmakta kullanılır. Bütün hücreler kuvvet üreterek mekanik iş yapabilirler. Kuvvet üretebilme ve hareket yeteneği hayvan ve insan hücrelerinin en çarpıcı özelliklerindedir. Hareket yeteneği organizmanın elverişsiz bir ortamdan elverişli bir ortama yönelebilmesine imkan sağlar.

Mekanik işin en belirgin şekli kas kasılmasıdır. Fakat çoğu hücrede mekanik iş hücre içinde de yapılır. Hücre bölünmesi, organel şişme, büzülme gibi olaylar buna örnek gösterilebilir. Bu tür hareketlerin moleküler mekanizmaları hakkında pek az şey bilinmekle birlikte kas kasılmasıyla ortak temel özelliklere sahiptirler. Birincisi, her durumda mekanik enerji ATP'nin hidrolizinden sağlanır. İkincisi, moleküler mekanizma aktin ve miyosin proteinlerinin etkileşimini içermektedir.

Bütün bu sistemlerin görevi kimyasal enerjiyi doğrudan doğruya mekanik enerjiye dönüştürmektir. İskelet kasları *izotonik* ve *izometrik* olmak üzere iki şekilde kasılabilir. Bu esnada kastaki kimyasal enerji mekanik iş ve ısıya çevrilir.



Şekil 3.3 Kas kasılmasında kullanılan enerjinin dönüşümü (Despopoulos, A., 1991)



Şekil 3.4 ATP 'nin işlenmesi ve yeniden eldesi (Despopoulos,A., 1991)

3.4 Biyoelektrik İşaretin Oluşumu

Vücudun bütün hücrelerinde membranın iki tarafı arasında bir elektriksel potansiyel mevcuttur. Sinir ve kas hücreleri gibi bazı hücreler ise "uyarılabilir" yani membranlarında elektro kimyasal impulslar yardımıyla membran boyunca sinyalleri iletebilirler. Bez hücreleri, makrofajlar ve sil yar hücreler gibi hücrelerde ise membran potansiyelindeki değişikliklerin bir çok hücre fonksiyonlarının kontrolünde önemli rol oynaması olasıdır. Ancak burada, yalnız sinir ve kas hücrelerinde sükun ve faaliyet sırasında gelişen membran potansiyellerini tartışacağız.

3.4.1 Membran potansiyellerinin temel fiziği

Bu konuyu ele almadan önce ilk olarak hücrelerin iç ve dışlarındaki sıvılarda 150-160 meq/l olmak üzere, pozitif iyonların bulunduğunu hatırlatalım. Genel olarak negatif iyonların (anyonlar) çok küçük bir fazlalığı hemen hücre membranının iç yüzü boyunca sıralanırken, buna eş sayıda pozitif iyonlar (katyonlar) da hücre membranının hemen dış yüzeyinde

toplanır. Bunun sonucunda hücre içi ile dışı arasında bir membran potansiyeli gelişir. Membran potansiyelini oluşturan başlıca iki neden bulunur :

- 1.) Membranın iki tarafında iyonların, konsantrasyon farkına dayalı difüzyonu, negatif ve pozitif yükler arasında bir dengesizlik yaratır.
- 2.) İyonların membrandan aktif transportu da yükler arasında dengesizliğe yol açar.

3.4.1.1 Membran dinlenme potansiyeli

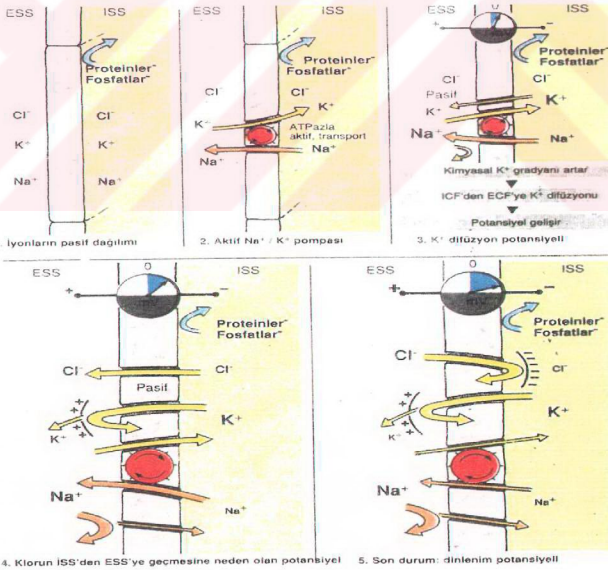
Canlı hücrelerin membranlarının iki yanından yapılan ölçümlerde elektriksel potansiyel farkı saptanabilir. Hücre tipine göre değişen ve *dinlenme potansiyeli* adını alan bu fark kas ve sinir hücrelerinde hücre içi negatif olmak üzere 50-100 mV kadardır. Dinlenme potansiyeli iyonların hücre membranının 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 fazlalır. Hücre içinde ise potasyum konsantrasyonu hücre dışına oranla 35 kat fazladır. Anyon yapısındaki protein ve fosfatlar intrasellüler sıvıdan dışarı çıkmadıkları için difüze olabilen iyonların eşitsiz dağılımına tümüyle pasif anlamda katkıda bulunurlar. Dinlenme koşulları altında hücre membranının sodyum geçirgenliği (G_{Na}) azdır, bu yüzden sodyum pasif difüzyonla hücre içine geri dönemez.

Hücre zarı negatif yüklü proteinler ve fosfatlara hemen hemen tamamen geçirimsizdir. Dinlenme durumunda hücre zarının potasyum geçirgenliği oldukça fazladır ($G_K \gg G_{Na}$) Yüksek konsantrasyon gradyanı nedeniyle potasyum iyonları intrasellüler sıvıdan ekstrasellüler sıvıya difüze olur. Potasyum iyonlarının pozitif yükü nedeniyle bu iyonların çok azının bile hücre dışına çıkması membranda bir potansiyel oluşmasına yeterli olur. Çünkü intrasellüler anyonların çoğu hücre dışına çıkamaz ve sodyum da membran geçirgenliğinin az olması nedeniyle hücre içine difüze olamaz. Bu difüzyon potansiyeli daha fazla potasyum iyonunun konsantrasyon gradyanına bağlı dışarı çıkışı yükselen potansiyel tarafından engellenmediği sürece artar. Hücre zarının Cl^- geçirgenliği görece olarak yüksek olduğu için yükselen potansiyel Cl^- 'un kimyasal gradyanına karşı hücre dışına çıkmasına neden olur. Böylece potasyumun kimyasal gradyan yönündeki dışarı çıkışı potansiyel farkı tarafından engellenirken klorun potansiyel farkına bağlı dışarı difüzyonu kimyasal gradyan tarafından engellenir.

Son olarak denge potansiyeli klor için olduğu kadar (E_{Cl}) potasyum için de (E_K) oluşur. E_K noktasında potasyumun dışarı çıkmasına neden olan kimyasal gradyanla potasyumu hücre içine çeken potansiyel tam olarak eşittir, yani potasyum için elektro kimyasal gradyan sıfırdır. Aynı durum Klor için de geçerlidir. Dinlenme durumundaki membranın sodyum geçirgenliği potasyuma oranla çok az olmakla birlikte sodyum iyonları yüksek elektriksel ve kimyasal gradyan nedeniyle sürekli olarak hücre içine difüze olurlar. Bu nedenle dinlenme membran potansiyeli genellikle E_K 'dan biraz daha az negatiftir.

Bir çok hücre zarının Cl^- geçirgenliği yüksek olduğu için klor çoğu kez hücre içi ve hücre dışı sıvılar arasında eşit dağılmış durumdadır. Bu durumda membran potansiyeli klor'un denge potansiyeline eşittir. Negatif yükü nedeniyle klor gradyanı potasyum gradyanına zıt yöndedir. E_{Cl} iyonun dağılımına göre hesaplanırsa bulunan değerın membran potansiyelinden farklı olduğu görülür. Bu durum, klorun elektro kimyasal gradyanına zıt yönde taşındığı yani çoğu kez aktif transportun varlığı şeklinde yorumlanır. Tüm canlı hücrelerde bir dinlenme potansiyeli bulunur ama uyarılabilir hücreler (kas ve sinir hücreleri) kendi zar iyon geçirgenliklerini ve böylece dinlenme potansiyelini değiştirebilirler.



Şekil 3.5 Membran dinlenme potansiyeli (Despopoulos,A., 1991)

Çizelge 3.1 İskelet kasındaki bazı iyonların denge potansiyelleri (37 °C)

Efektif Konsantrasyon (mmol/kg H ₂ O)			
	INTERSTİSYUM (ESS)	HÜCRE (ISS)	DENGE POTANSİYELİ
K ⁺	4.5	160.0	- 95 mV
Na ⁺	144.0	8.0	+ 80 mV
H ⁺	4x10 ⁻⁵ (pH 7.4)	10 ⁻⁴ (pH 7.0)	- 24 mV
Cl ⁻	114.0	7.0	- 80 mV
HCO ₃ ⁻	28.0	10.0	- 27 mV

3.4.1.2 Aksiyon potansiyeli

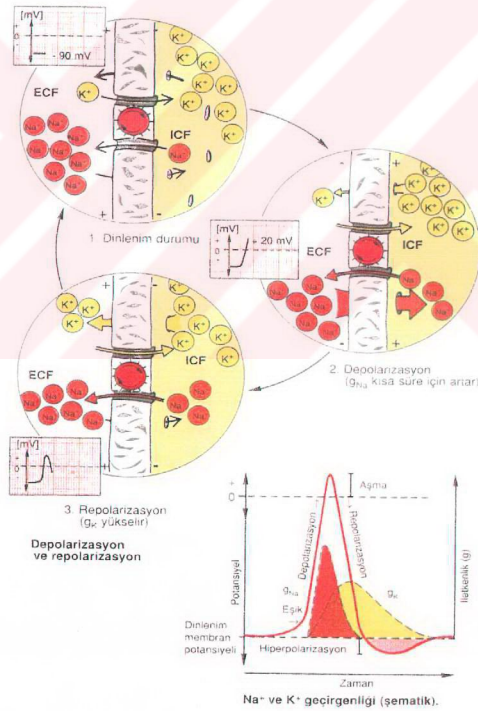
Membran potansiyelinin korunması tüm canlı hücrelerin ortak özelliğidir ama uyarılabilirlik (**eksitabilite**) yalnızca bazı uzmanlaşmış hücrelerde (sinir ve kas hücrelerinde) görülen bir niteliklerdir. Bu hücreler bir uyarıya membranlarının iyon geçirgenliğinde ve membran potansiyelinde geçici bir değişiklik oluşturarak yanıt verir. Eğer uyarı yeterince güçlüyse bir aksiyon potansiyeli oluşur. Bu durumda sinir hücresinde bir uyarı iletilir ve uyarı kasta kasılmaya sebep olur.

Bir aksiyon potansiyeli sırasında şu olaylar gelişir: Uyarı dinlenme membran potansiyelini daha pozitif bir değere doğru değiştirir (**de polarizasyon**). Eşik potansiyel adı verilen kritik bir voltaja erişildiği zaman sodyum kanalları aktive olur ve zarın sodyum geçirgenliğinde G_{Na} ani ve büyük bir artış ortaya çıkar ve sodyum hızla hücre içine girer. Bu de polarizasyon fazında hücre içinin negatifliği azalmakla kalmaz, pozitif değerlere doğru yükselir. Aşma (**overshoot**) değeri geri dönmeye önce G_{Na} değeri eski haline döner. (0,1 saniyeden daha kısa sürede **inaktivasyon**) Bu sırada potasyum geçirgenliğinde (G_K) yavaş yavaş bir artış görülür. Bu durum pozitif yüklü potasyum iyonlarının hücreden dışarıya difüzyonuna sebep olur ve negatif dinlenme potansiyeline dönülmesini sağlar (**re polarizasyon**) G_K 'nın normal dinlenme durumuna dönmeye birkaç milisaniye önce membran potansiyeli dinlenme durumundan daha negatif duruma bile gelebilir (**hiperpolarizasyon**).

Eşik potansiyelin altında zayıf bir uyarı dinlenme potansiyelinde pasif bir değişime neden olur. Uyarıcı akımın şiddetine ve yüküne göre simetrik olarak hiperpolarizasyon ya da de polarizasyon ortaya çıkar. Eşik potansiyele yakın fakat yine altında olan lokal potansiyeller de

polarizasyon sırasında hiperpolarizasyon sırasındakilere göre daha yüksek olurlar. Bir de polarizasyonu izleyen bu yerel yanıt (**lokal eksitasyon**) sodyum kanallarının bir ölçüde aktivasyonuna neden olur ama bu bir aksiyon potansiyelini başlatmaya yetmez. Eşik potansiyele bir kez ulaşıldıktan sonra hücre hep – hiç tarzında bir de polarizasyon yanıtı verir. Yani hücre kendi karakteristik özellikleri çerçevesinde uyarının ne derece yüksek olduğundan bağımsız olarak bir yanıt oluşturur.

De polarizasyon fazını izleyen kısa bir dönemde kas ya da sinir hücresi en güçlü uyarıya bile cevap veremez. Bu döneme mutlak refrakter dönem denir ve bunu re polarizasyon fazının sonlarına doğru görece refrakter dönem izler. Görece refrakter dönemde başlangıçtaki eşik uyarıdan daha yüksek bir uyarı normal aksiyon potansiyelinden daha düşük genlikli bir aksiyon potansiyeli oluşturur.



Şekil 3.7 Aksiyon potansiyeli oluşumu ve Na⁺, K⁺ geçirgenliği (Desopoulos,A., 1991)

3.4.1.3 Sinaptik potansiyeller ve yapay sinir uyarısı

Aksiyon potansiyeli (AP) bir nöron boyunca yayılarak terminal düğümünden bir transmitter maddenin serbestlenmesine neden olur. Tipine bağlı olarak bu madde post sinaptik membranda de polarizasyona (**eksitasyon**) ya da hiper polarizasyona (**inhibasyon**) yol açar. Aksondaki AP frekansının artması serbestlenen madde miktarını artırır. Tek bir eksitator post sinaptik potansiyel (EPSP) genellikle post sinaptik membranda bir AP oluşturabilmek için yetersiz kalır ama nöronun uyarılabilirliği lokal de polarizasyonla artırılır. Böylece bir kaç eşzamanlı EPSP, hücrelerin de polarizasyonu için gerekli eşik değerin aşılmasını sağlayıp AP' nin iletilmesi gerçekleşmiş olur. AP' nin tersine EPSP için bir hep-hiç yasası geçerli değildir. EPSP' nin gücü uyarımın gücüne bağlıdır.

Eğer uzun süreli bir AP dizisi presinaptik membrana ulaşırsa her bir aksiyon potansiyeline verilen EPSP yanıtı artar. Buna sinaptik güçlendirme denir. Bu olayın nedeni yüksek aksiyon potansiyeli frekanslarında (yaklaşık 30 Hz) presinaptik kalsiyum iyon konsantrasyonunun iki aksiyon potansiyeli arasında dinlenim durumuna dönmemesidir.

Eğer bir sinir lifine dışardan bir elektrik uyarısı verilirse pozitif uyarıcı elektrottan sinir lifi içine bir elektrik akımı geçer, bu akım negatif yüklü elektrottan geri döner. Katot altında kalan bölgede de polarizasyon meydana gelir ve eğer eşik değeri aşırsa aksiyon potansiyeli oluşur. Genellikle anot elektrot altında istenmeyen bir hiperpolarizasyon ortaya çıkar. Bu, çok geniş bir elektrot kullanılarak ortadan kaldırılabilir. Bu tür elektrotlara **indiferent elektrot** adı verilir.

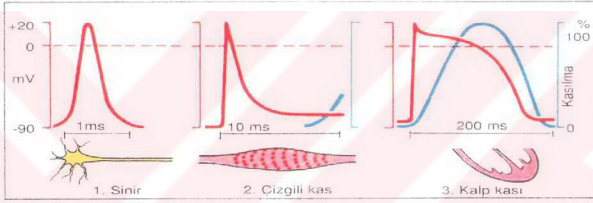
Uyarı gücü ne kadar fazlaysa aksiyon potansiyelinin oluşumu için gereken süre o kadar kısaldır. Bu durum uyarı-yanıt eğrisinde gösterilmiştir. Bir sinirin uyarılabilirliği iki ölçütle tanımlanabilir.

- I. Sabit bir sürede uygulanan ve aksiyon potansiyeli oluşturabilen en zayıf akım gücü :**reobaz**.
- II. İki reobaz şiddetindeki bir uyarımın aksiyon potansiyeli oluşturabilmesi için uygulanması gereken minimum süre :**kronaksi**.

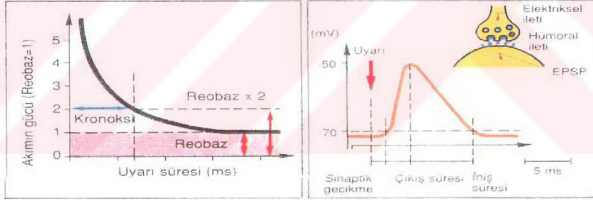
Kronaksi, bir siniri oluşturan liflerin hücre membranlarına mutlak olarak ne kadar akım uyguladığı bilgisine gerek olmadan sinir eksitabilitesi hakkında bilgi verir. Bu nedenle deri elektrotları kullanılarak ölçülebilir ve klinik açıdan önem taşır. Aynı özellikler bir sinirde ileti hızının ölçümü için de doğrudur. Deri elektrotlarıyla bir uyarı verildikten sonra belli bir

uzaklığa aksiyon potansiyellerinin ulaşma süresi kaydedilir. Bir sinirin farklı işlev ve çapları olan birçok sinir lifi içerdiği göz önüne alındığında bu ileti hızının karma sinirde bileşik aksiyon potansiyeline ait olduğu görülür.

Elektrik çarpmalarında önemli faktör vücuttan ne kadar akım geçtiğidir. Doğru akım, bir açma kapama şeklinde ulaşmışsa çoğu kez bir uyarıcı gibi etki eder. Oysa alternatif akım (düşük frekanslarda genellikle 50 – 60 Hz civarı) öldürücü olan ventriküler fibrilasyona yol açabilir. Diğer yandan yüksek voltajlı doğru akım (2000 – 4000 volt civarı) fibrilasyona girmiş kalbin defibrilasyonu için kullanılır. Bu yolla miyokardın bütün miyofibrilleri bir kez depolarize edilir, bunu izleyerek düzenli eksitasyon ve kontraksiyonlar devam edebilir. Yüksek frekanslı alternatif akım (15 KHz' den fazla) sinir ve kaslarda da polarizasyona neden olmaz ama dokuların ısınmasını sağlar ve diatermik tedavi amacıyla kullanılabilir.

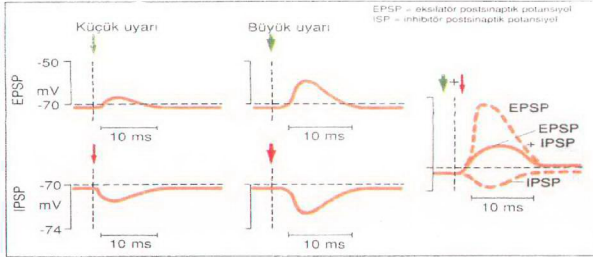


A. Aksiyon potansiyeli



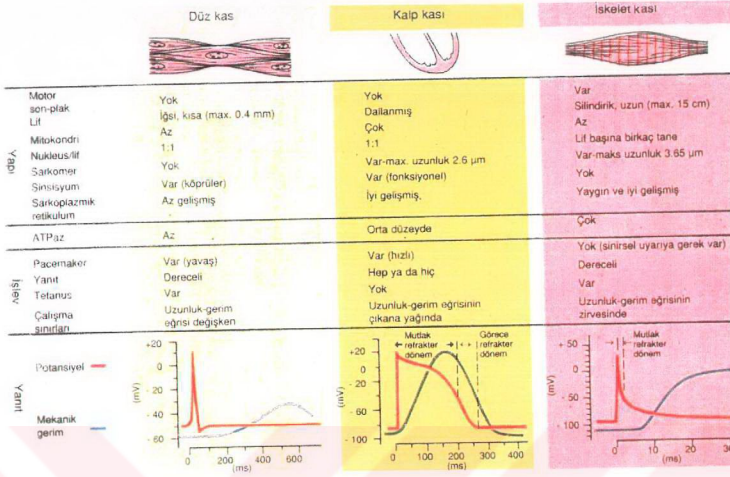
B. Uyarı/cevap eğrisi

C. EPSP'nin karakteristikleri



D. Uyarana göre EPSP ve IPSP yanıtı

Şekil 3.8 Kas potansiyeli eğrileri (Despopoulos,A., 1991)



Şekil 3.9 Kas tiplerinin yapı, işlev ve uyarı-cevap ilişkilerine toplu bir bakış

(Despopoulos, A., 1991)

4 Y.S.A. (YAPAY SİNİR AĞLARI)

Yapay sinir ağları ya da kısaca YSA; insan beyninin çalışma sisteminin yapay benzetimi çabalarının bir sonucu olarak ortaya çıkmıştır. En genel anlamda bir YSA insan beyindeki birçok nöronun (sinir hücresinin), ya da yapay olarak basit işlemcilerin birbirlerine değişik etki seviyeleri ile bağlanması sonucu oluşan karmaşık bir sistem olarak düşünülebilir. Önceleri temel tıp birimlerinde insan beyindeki nöronların matematiksel modelleme çabaları ile başlayan çalışmalar, geçtiğimiz on sene içerisinde, disipline bir şekil almıştır. YSA bugün fizik, matematik, elektrik ve bilgisayar mühendisliği gibi çok farklı bilim dallarında araştırma konusu haline gelmiştir. YSA' nın pratik kullanımı genelde, çok farklı yapıda ve formlarda bulunabilen enformasyon verilerini hızlı bir şekilde tanımlama ve algılama üzerinedir. Aslında mühendislik uygulamalarında YSA' nın geniş çaplı kullanımının en önemli nedeni, klasik tekniklerle çözümü zor problemler için etkin bir alternatif oluşturmasıdır. Çünkü bilgisayarlar insanın beyinsel yeteneğinin en zayıf olduğu çarpma, bölme gibi matematiksel ve algoritmik hesaplama işlemlerinde hız ve doğruluk açısından yüzlerce kat başarılı olmalarına rağmen insan beyninin öğrenme ve tanıma gibi işlevlerini hala yeteri kadar gerçekleştirememektedir. Bilgisayarla, insan beyni arasındaki çalışma yapısı farkı karşılaştırmalı olarak Çizelge 4.1 'de gösterilmiştir.

Çizelge 4.1 Bilgisayar ile insan beyni arasındaki çalışma sistem yapısının karşılaştırılması

BİLGİSAYAR	İNSAN BEYİNİ
Sayısal	Analog
Seri	Paralel
Komut Kümeli	Bilgiye Adapte Olma
Yanlış Hesaplamalar Sonucu Etkiler	Birimlerin Ana İşlemlere Etkisi Azdır
Giriş Verilerindeki Hatalar Sonucu Etkiler	Giriş Verilerindeki Hatalara Her Zaman Duyarlı Değil

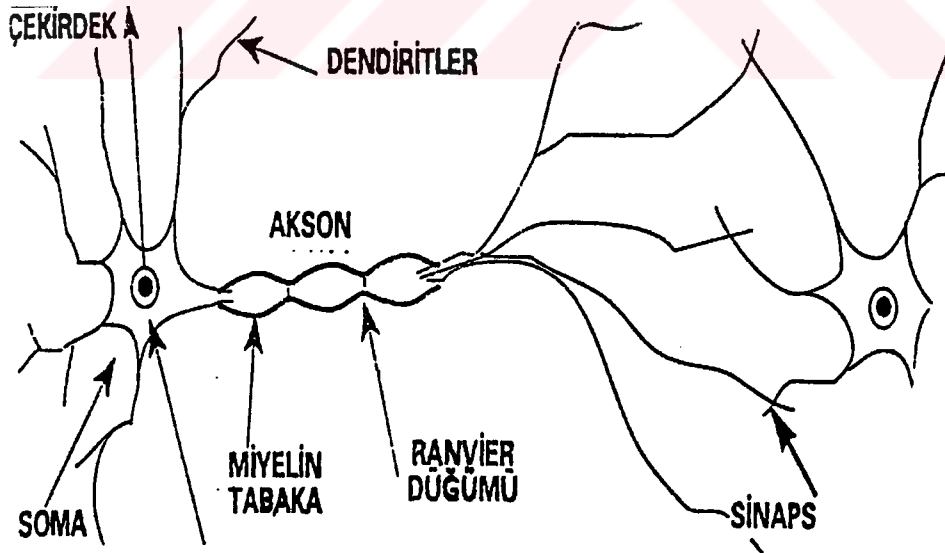
4.1 YSA 'nın Tanımı ve Modeli

YSA paralel dağılmış bir bilgi işleme sistemidir. Yani, YSA' nın temelinde, zeka gerektiren işlemlerden oluşan bilgi işleme işlevi vardır. Bu sistem tek yönlü işaret kanalları (bağlantılar) ile birbirine bağlanan işlem elemanlarından oluşur. Çıkış işareti bir tane olup isteğe göre çoğaltılabilir. YSA yaklaşımının temel düşüncesiyle, insan beyninin fonksiyonları arasında

benzerlik vardır. Bu yüzden YSA sistemine insan beyninin modeli denilebilir. YSA çevre şartlarına göre davranışlarını belirleyebilir. Girişler ve istenen çıkışların sisteme verilmesi ile kendisini farklı cevaplar verebilecek şekilde ayarlayabilir. Ancak son derece karmaşık bir içyapısı vardır. Onun için bugüne kadar gerçekleştirilen YSA; biyolojik fonksiyonların temel nöronlarını örnek alarak, yerine getiren kompoze elemanlar olmuştur.

İnsanın bilgi işleme olayı beyinde gerçekleşir. Gerçektende en karmaşık sinir ağı Cerebral Cortex denilen “beyin”dir. Sinir sisteminin en basit yapısı nöronlardır. Beyinde yaklaşık olarak 10^{10} sinir hücresi vardır. Yine hücre başına bağlantı sayısı ise 10^4 mertebesindedir. Beyin için çalışma frekansı 100 Hz’ dir. Fiziksel boyutları ise 1.3 kg ve 0.15 m^2 kesitlidir. Vücudun değişik yerleri ile bilgi alışverişi yapan nöron hücresidir.

Nöron, soma adı verilen hücre gövdesi dendirit denilen kıvrımlı uzantılar ve somanın dalları sayesinde nöronu dallarına bağlayan tek sinir fiberli aksondan oluşur. Dendiritler hücreye gelen girişleri toplarlar. Dendirit tarafından alınan işaretler hücrede birleştirilerek bir çıkış darbesi üretilip üretilmeyeceğine karar verilir. Eğer bir iş yapılacaktır üretilen çıkış darbesi aksonlar tarafından taşınarak diğer nöronlarla olan bağlantılara veya terminal organlara iletilir. Beyindeki korteksde her nöronun bir karşılığı vardır. Bir nöronun çıkışı ona bağlı olan bütün nöronlara iletilir. Fakat korteks, işin yapılabilmesi için hangi nöron harekete geçirilecekse, sadece ona komut gönderir. Sinir sistemi milyarlarca nöron ile tek bir nörondan çıkan aksonun 10000 kadar diğer nöronu bağlayan bir ağıdır



Şekil 4.1 Nöron modeli (Karlík,B., 1994)

Eşik birimi, çıkışları toplayan ve sadece girişin toplamı iç eşik değerini aştığında bir çıkış üreten işlem elemanıdır. Bir eşik birimi olarak nöron sinapslarındaki işaretleri alır ve hepsini toplar. Eğer toplanan işaret gücü eşiği geçecek kadar güçlü ise diğer nöronları ve dendritleri uyaran akson boyunca bir işaret gönderilir. Kesişen dendritlerden gelen sinapslarla kapılanan bütün işaretleri soma toplar. Toplam işaret daha sonra nöronun iç eşik değeri ile karşılaştırılır ve eşik değerini aşmışsa aksone bir işaret yayar. YSA, bu basit nöronların (düğümün ya da hücrelerin) birbirleriyle bağlanarak bir ağ şekline dönüştürülmesiyle meydana getirilir.

4.2 YSA 'nın Yapısı ve İşlem Elemanı

YSA temel olarak, basit yapıda ve yönlü bir graf biçimindedir. Her bir düğüm hücre denilen n . dereceden lineer olmayan bir devredir. Düğümler işlem elemanı olarak tanımlanır. Düğümler arasında bağlantılar vardır. Her bağlantı tek yönlü işaret iletim yolu (gecikmesiz) olarak görev yapar. Her işlem elemanı istenildiği sayıda giriş bağlantısı ve tek bir çıkış bağlantısı alabilir. Fakat bu bağlantı kopya edilebilir. Yani bu tek çıkış birçok hücreyi besleyebilir. Ağ' daki tek gecikme, çıkışları ileten bağlantı yollarındaki iletim gecikmeleridir. İşlem elemanının çıkışı istenilen matematiksel tipte olabilir. Kısmen sürekli çalışma konumunda "aktif" halde eleman bir çıkış işareti üretir. Giriş işaretleri YSA' na bilgi taşır. Sonuç ise çıkış işaretlerinden alınabilir.

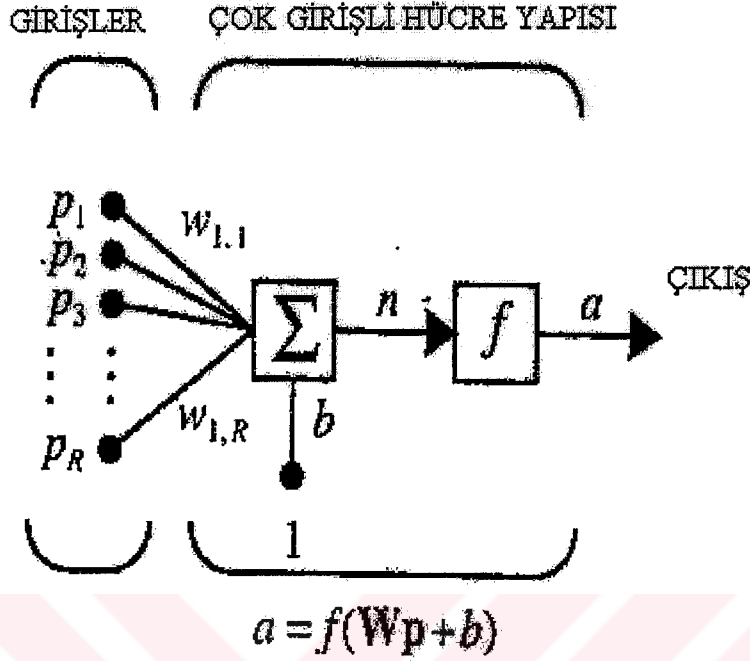
YSA birtakım alt kümelerle ayrılabilir. Bu alt kümelerdeki elemanların transfer fonksiyonları aynıdır. Bu küçük gruplara "katman" layer adı verilir. (örn:çok katmanlı perceptron MLP) Ağ katmanların birbirlerine hiyerarşik bir şekilde bağlanmasından oluşmuştur. Dış dünyadan alınan bilgi giriş katmanı ile taşınır. Bir transfer fonksiyonları yoktur. YSA transfer fonksiyonu ve yerel bellek elemanı bir öğrenme kuralı ile giriş çıkış işareti arasındaki bağıntıya göre ayarlanır. Aktif yapma girişi için bir zamanlama fonksiyonu tanımlaması gerekebilir. Kısaca bir YSA' dan beklenen görev, gerçek dünyadaki nesnelere biyolojik sinir ağının yaptığı işlevi, benzer bir yolla yerine getirmesidir. YSA' nın giriş veri tipleri ikili (binary) veya sürekli değerlerdir. Bu durumlarından başka, işlem elemanlarına ait girişleri matematiksel olarak da sınıflamak gerekmektedir. Çünkü bir işlem elemanına gelen girişlerin bir kısmı azaltıcı bir kısmı artırıcı girişler olmaktadır. Bu girişler "giriş sınıflarını" oluşturur.

Şekil 4.2 'deki genel hücrede girişler p_R olarak, bağlantı ağırlıkları w_R olarak ve çıkış ise a olarak gösterilmiştir. Fizyolojik yapısında anlatıldığı gibi hücre, girişine gelen p_1, p_2, \dots, p_R girişlerini w_R bağlantı ağırlıklarıyla çarparak bu çarpımların toplamını almaktadır. Bu toplam değer bir aktivasyon fonksiyonundan geçirilerek hücrenin bu girişlere karşı oluşturduğu a çıkış değeri elde edilmiş olur. Bu aritmetik işlev (4.1) denklemiyle formüle edilebilir.

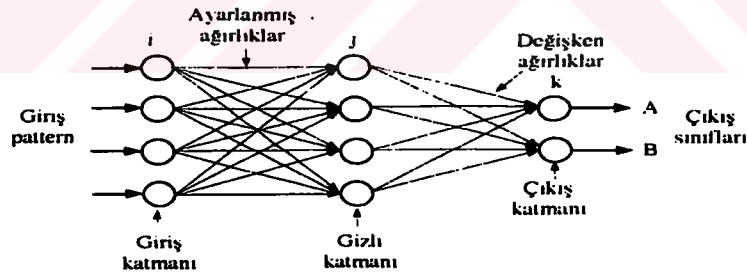
$$a = f\left(\sum_{i=1}^R w_i \cdot p_i\right) \quad (4.1)$$

$$a = f(\text{net})$$

(4.2)



Şekil 4.2 YSA. hücresinin genel yapısı



Şekil 4.3 Çok katmanlı YSA yapısı

4.3 YSA 'da Eğitim (Training)

Eğitme algoritmaları YSA' nın ayrılmaz bir parçasıdır. Eğitim algoritması eldeki problemin özelliğine göre öğrenme kuralını YSA' na nasıl adapte edeceğimizi belirtir. Üç çeşit eğitim algoritması yaygın olarak kullanılmaktadır.

1- Öğreticili eğitim (supervised Training), 2- Skor ile eğitim (graded training), 3- Kendini düzenleme ile eğitim (self-organization training)

Ne tür eğitme yöntemi kullanılırsa kullanılsın, herhangi bir ağ için gerekli karakteristik özellik, ağırlıkların verilen eğitme örneğine nasıl ayarlanacağını belirtilerek öğrenme kuralının oluşturulmasıdır. öğrenme kuralının oluşturulması için bir örneğin, ağa defalarca tanıtılması gerekebilir. Öğrenme kuralı ile ilişkili parametreler ağın zaman içinde gelişme kaydetmesiyle değişebilir. Aşağıda, 3. Tipten bir eğitme mantığı taşıyan Hatanın Geriye Yayılımı algoritması için oluşturulmuş denklem takımları çıkartılmıştır.

Eğer incelediğimiz yapı şekil 4.3 'te olduğu gibi çok hücreli çok katmanlı bir yapı olsaydı o zaman bir gizli katman , çıkış katmanından önce yer alacaktı. Bu durumda ilgili bağıntıları şu şekliyle vermek gerekirdi.

$$o_j^h = f_j^h \left(\sum_{i=1}^n w_{ji}^h . x_i + \theta_j^h \right) = f_j^h (net_j^h) \quad (4.3)$$

(4.3) denklemini gizli katmandaki j. hücrenin girişine gelen ağırlıkların toplamını vermektedir. Üst indis h değeri (hidden) gizli katman hücresi olduğunu göstermektedir. Çıkış katmanındaki k. hücrenin çıkış değerini de şu şekilde yazabiliriz. Burada da üst indis o değeri çıkış katmanı olduğunu göstermektedir.

$$o_k^o = f_k^o \left(\sum_{j=1}^l w_{kj}^o . o_j^h + \theta_k^o \right) = f_k^o (net_k^o) \quad (4.4)$$

formüllerde yer alan θ değeri seçimsel bir değer olup hücre için bir baz değer verilmek istenirse kullanılmaktadır. Bu değer genellikle 1 olarak seçilir.

p. eğitim vektörüyle yapılan bu eğitmenin her adımından sonra alınan çıkış değeri o_k^o istenen ideal çıkış olan y_k değerine belli bir hata ile yaklaşmış olur. Bir hücrede oluşan bu hata değeri şu şekilde formüle edilebilir.

$$\delta_k = (y_k - o_k^o) \quad (4.5)$$

Oluşacak toplam hatanın minimize edilmesini LMS (Least Mean Square) kuralına veya diğer bir adıyla Delta kuralına göre yazarsak;

$$E = \frac{1}{2} \cdot \sum_{k=1}^M \delta_k^2 \quad (4.6)$$

Bu noktada önemli olan E değerinin gradyanının (∇E) + veya - yöndeki değişiminin w ağırlıklarının ne şekilde etkileyeceğidir. E ' nin w 'ya göre türevini alırsak;

$$\frac{\partial E}{\partial w_{kj}^o} = -(y_k - o_k^o) \times \frac{\partial f_k^o}{\partial (net_k^o)} \times \frac{\partial net_k^o}{\partial w_{kj}^o} \quad (4.7)$$

yada;

$$-\frac{\partial E}{\partial w_{kj}^o} = (y_k - o_k^o) \times f_k^o (net_k^o) \times o_k^o \quad (4.8)$$

Hatanın minimize olması, ağırlıkların değişiminin negatif gradyan yönünde olmasına bağlıdır.

$$\Delta w = -\eta \nabla E \quad (4.9)$$

(4.9)'da ki η , öğrenme oranı parametresi olarak bilinir, değeri pozitif olarak alınır. Toparlarsak çıkış katmanına giden ağırlıkların güncelleşmesi aşağıdaki denklemler ile mümkün olacaktır.

$$\delta_k^o = (y_k - o_k^o) \times f_k^o (net_k^o) \quad (4.10)$$

$$w_{kj}^o(t+1) = w_{kj}^o(t) + \eta \cdot \delta_k^o \cdot o_j^h \quad (4.11)$$

aynı yaklaşımdan yola çıkarak gizli katmandaki hatanın belirlenmesi ve ağırlıkların güncelleştirilmesini ifade edersek;

$$\delta_j^h = f_j^h (net_j^h) \times \sum_k \delta_k^o w_{kj}^o \quad (4.12)$$

$$w_{ji}^h(t+1) = w_{ji}^h(t) + \eta \delta_j^h x_i \quad (4.13)$$

Denklemlerini çıkardığımız Genelleştirilmiş Delta Kuralı olarak ta anılan bu yöntem için bir yazılım oluşturmak üzere aşağıdaki adımlar takip edilebilir. (Freeman, 1992)

- i. $X_p = (x_{p1}, x_{p2}, \dots, x_{pn})^t$ giriş vektörünün değerlerini giriş hücrelerine yükle.
- ii. Ağdaki tüm w ağırlıklarına başlangıç değerlerini yükle.
- iii. Gizli katman hücrelerinin değerlerini hesapla (net_j^h)
- iv. Gizli katman hücrelerinin çıkış değerlerini hesapla (o_j^h).
- v. Çıkış katmanındaki hücrelerin değerlerini hesapla (net_k^o)
- vi. Çıkış değerlerini hesapla (o_k^o)

- vii. Çıkış hücrelerindeki hata değerlerini hesapla δ_k^o
- viii. Gizli katman hücrelerindeki hata değerlerini hesapla (δ_j^h)
- ix. Çıkış katmanına gelen ağırlık değerlerini güncelle ($w_{kj}^o(t+1)$)
- x. Gizli katmana gelen ağırlık değerlerini güncelle ($w_{ji}^h(t+1)$)
- xi. $E > \Delta E \Rightarrow iii$ ' e git
- xii. Çıkışa git.

f olarak tanımladığımız ve genelde kullanılan Aktivasyon Fonksiyonlarını aşağıdaki çizelge 4.2'de topluca görebiliriz.

Çizelge 4.2 YSA 'da kullanılan aktivasyon fonksiyonları (Freeman, 1992)

Name	Input/Output Relation	Icon
Hard Limit	$a = 0 \quad n < 0$ $a = 1 \quad n \geq 0$	
Symmetrical Hard Limit	$a = -1 \quad n < 0$ $a = +1 \quad n \geq 0$	
Linear	$a = n$	
Saturating Linear	$a = 0 \quad n < 0$ $a = n \quad 0 \leq n \leq 1$ $a = 1 \quad n > 1$	
Symmetric Saturating Linear	$a = -1 \quad n < -1$ $a = n \quad -1 \leq n \leq 1$ $a = 1 \quad n > 1$	
Log-Sigmoid	$a = \frac{1}{1 + e^{-n}}$	
Hyperbolic Tangent Sigmoid	$a = \frac{e^n - e^{-n}}{e^n + e^{-n}}$	
Positive Linear	$a = 0 \quad n < 0$ $a = n \quad 0 \leq n$	

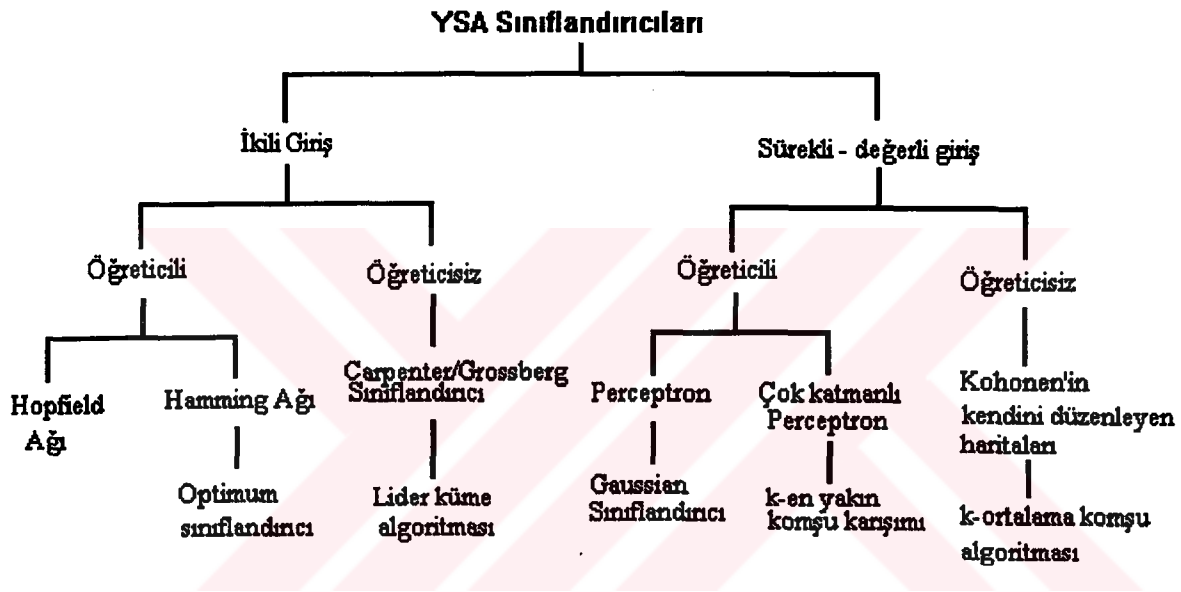
4.4 YSA 'da Ağ Tipleri

Üç Çeşit Ağ Tipi Vardır;

1- İleri beslemeli ağ: Her bir katmandaki hücreler sadece bir önceki katmanın hücrelerince beslenir.

2- Kas kat bağlantılı ağ: Hücreler sadece önceki katmanlardaki hücrelerce beslenir.

3- Geri beslemeli ağ: En az bir hücre sonraki katmanlardaki hücrelerce de beslenir. (Bu çalışmada hem ileri, hem de geri beslemeli ağ tipi birlikte uygulanmalıdır).



Şekil 4.5 YSA sınıflandırıcılarının grafik gösterilimi (Karlık,B., 1994)

4.5 YSA 'da Bellek

YSA' nın önemli bir özelliği bilgiyi saklama şeklidir. YSA' da bellek dağıtılır. Bağlantı ağırlıkları YSA bellek biçimleridir. Ağırlıkların değerleri ağın o anki bilgi durumunu temsil eder. Mesela; bir giriş/istenen çıkış çiftinin belirtilen bilgi parçası ağın içinde birçok bellek biçimine dağıtılmıştır. Bellek üniteleri ile diğer saklı bilgiler, bu bilgiyi paylaşırlar. Bazı YSA bellekleri ilişkilidir. Öyle ki eğitilen ağa bir kısmı uygulanırsa, ağ bu girişe belleğindeki en yakın çıkışı bu giriş için seçer ve tam girişe girişlerin tamamlanması ile sonuçlanır. YSA belleğinin yapısı; eksik, gürültülü ve tam seçilemeyen bir giriş uygulandığı zaman bile mantıklı çıkış üretmeye uygundur. Bu kurala "genelleme " adı verilir. Bir genellemenin kalitesi ve anlamı, uygulama çeşidine, ağın tipine ve karmaşıklığına dayanır. Lineer olmayan çok katmanlı ağlar (özellikle geriye yayılım ağları) gizli katmandaki özelliklerden öğrenirler ve bunları çıkışlar üretmek için birleştirirler. Gizli katmandaki bilgi, yeni giriş örüntülerine

akılcı çözümler oluşturmak için kullanılabilir.

4.6 YSA Kullanımının Sebepleri

1- YSA' lar girilen verilerden hareketle, bilinmeyen ilişkileri akılcıca hemen ortaya çıkarabilmektedir. Bu özellikleri, uygulama açısından son derece önemlidir. Ayrıca veri toplama için bir ön sorgulama ya da açıklama gerekmemektedir.

2- YSA' lar çözüm olarak genelleştirilebilir. Bir örnekten hareketle, diğer örneklerdeki benzerlikleri doğru olarak anlayabilirler. Genelleştirme yapılabilmesi bu bakımdan çok iyi bir özelliğidir, çünkü gerçek dünya verilerinde sürekli olarak gürültü ve bozucu etkiler mevcuttur.

3- YSA' lar non-lineerdir. Bu özellikleri nedeni ile daha karmaşık problemleri lineer tekniklerden daha doğru çözerler. Non-lineer davranışlar hissedilir, algılanır, bilinebilir, ancak bu davranışları ya da problemleri matematiksel olarak çözmek zordur.

4- YSA' lar son derece paralellığe sahiptir. Bağımsız işlemleri aynı anda çok hızlı yürütebilirler. Paralel donanımlar yapıları gereği YSA' lara uygun olduğundan kendisine alternatif çözüm metotlarından daha elverişlidir.

4.6.1 YSA 'nın klasik yazılımlar ile karşılaştırılması

YSA' lar, ısrarla belirtildiği gibi önceden tahmin, örnek değerlendirme ve gruplama işlemlerinde etkilidir. Aynı işlemleri klasik bir bilgisayar programı ile yapmak da mümkündür. YSA' lar, açıkça kuralları bulunmayan veya anında optimizasyon kısıtlamaları koyan uygulamalar için idealdir. YSA için endüstriyel kontrol işlemleri oldukça yaygın uygulama alanlarıdır. Burada kurallar çok sık değişmez ve üstelik iyi bir tarafı da öteki çalışma koşullarına ait verilerin bol oluşudur. Klasik programlar da belirli bir görev için yazılmış bir yazılım yıllarca aynı tip işi yapar. Örneğin, bir mühendislik programı olan Autocad ve benzerleri ile sürekli aynı hizmetler yapılabilir.

YSA' ların uygulamadaki dezavantajlarını sıralayacak olursak;

1- Bir problemin çözümünde çok uygun bir çözüm bulamayabilirler ve çözümde hata yapabilirler. Buna sebep ise eğitilecek bir fonksiyonun bulunamamasıdır. Fonksiyon bulunsa bile yeterli veri sağlanamayabilir.

2- Sonuç almak yüzlerce giriş örneğinin hesaplanmasına bağlı olabilir. Ayrıca hangi ağırlığın sonucu nasıl etkileyeceğini tahmin etmek zordur.

3- YSA' larla bir dizi işlem yapmak, bunları eğitmek yavaş ve pahalı olabilir. Maliyeti arttıran sebeplerden ilki eğitime verilerinin toplanması ve değerlendirilmesidir. Doğru değerleri bulmak için deneyler yapmak gerekebilir.

4- Bir YSA' nın kalitesi ve kapasitesi uygulamadaki hızı ile orantılıdır. Öyle ki düğüm sayısındaki az bir artış bile yürütme zamanında çok daha fazla artışa sebep olur. Örneğin 100 düğümde 10.000 bağlantı var ise, standart bir mikroişlemci bunu 10.000.000 çarpma, saklama işlemi yaparak hesaplanır. Böylece ağıdan saniye de 1000 geçiş olur. Eğer 300 düğüm var ise aynı işlemci ancak 100 kere geçiş yapmayı sağlayabilir. Kısacası düğüm sayısı 3 kat arttığında cevap süresi 10 kat artar.

Yinede YSA' ların diğer çözümlerden daha doğru çözümler ürettikleri de bir gerçektir. Çünkü bu sakıncalı durumlar teorik olarak söz konusudur.

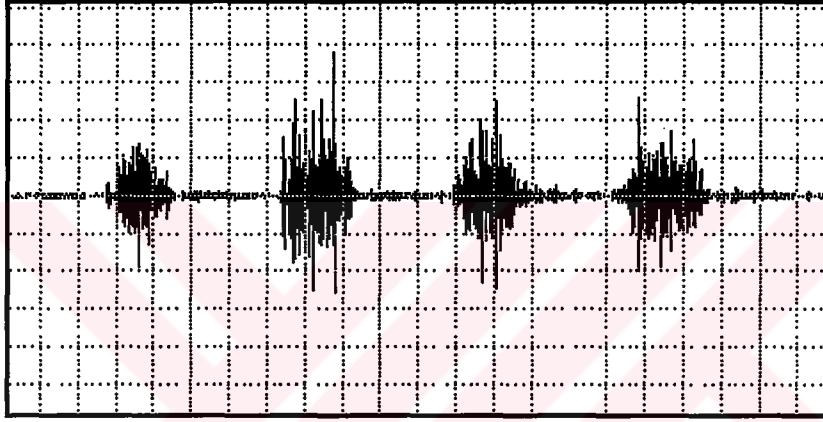


5 BİYOLOJİK BİR İŞARET (E M G)

5.1 EMG Sinyali Nedir?

Elektromyogram (EMG) kasılan kasların elektriksel bir göstergesidir. Elektromyografi kaslardan çıkan elektrik sinyallerinin sezilmesiyle elde edilen kas fonksiyonunun incelenmesidir.

EMG sinyali, sinyalin belirlenmesi ve kaydedilmesi için kullanılan ölçme sistemi kadar kasların anatomik ve fizyolojik özelliklerinden, yardımcı sinir sisteminin kontrol düzeninden etkilenen komplike bir sinyaldir.



Şekil 5.1 Tipik bir EMG sinyal demeti (Motion Lab. System, Inc., 1999)

Bir motor sinirden (motor neuron) kaynaklanan hareket potansiyeli motor sinirin bütün kollarını aktif eder. Bunlar, bir motor ünitenin kas liflerinin hepsini sırasıyla aktif eder. Bir kas fiberinin post-synaptic zarı depolarize olduğunda, fiberin her iki tarafına bu depolarizasyon yayılır. İyonların hareketiyle birlikte zar depolarizasyonu kas fiberlerinin civarında bir elektro magnetik alan üretirler. Bu gerilimin gezinti zamanı hareket potansiyeli olarak adlandırılır.

Şekil 5.1 'deki EMG işareti , çoklu motor ünitelerin aktivasyonunu temsil etmektedir. Toplanan veriler, kas fiberlerinden elektrodun uzaklığındaki farklardan dolayı ve kas fiberine uzatılan aksonun uzunluğundan dolayı genlik ve süre olarak değişen hareket potansiyellerinin asenkron bir serisidir. Şekil 5.1 'deki EMG , ek motor ünitelerinin devreye alınması ve aynı motor ünitelerin daha hızlı bir şekilde tetiklenmesi şeklinde kas gücünü artırmak için kullanılan iki mekanizmadan oluşur. EMG, kas aktivitesinin zamanlaması ve onun nispi yoğunluğu olmak üzere önemli iki tip bilgi içermektedir.

5.2 EMG Sinyali Ne Tür Amaçlarla Ölçülür ve İncelenir?

EMG sinyali aşağıda gösterilmeye çalışıldığı üzere temel bazı hususlar göz önüne alınarak değişik bilim dallarınca incelemeye tabi tutulmuştur.

- Birçok neuromuscular bozukluğu anlamak amacıyla, ki durma ve hareket etme gibi fonksiyonel görevler yerine getirilirken ortaya çıkan arazlar, EMG sinyallerindeki sapmayla kendilerini gösterir.
- EMG sinyalinin yorumlanması ile yapay organ veya cihazın iradesel kontrolünün elde edilmesi amacıyla.
- Zihin karışıklıklarının varlığında insanın tavır kararlılığını sürdürmesi için gerekli mekanizmanın anlaşılması gerektiğinde.
- Yürüme, koşma, bir şey tutma, bırakma, kaldırma gibi kompleks insan hareketleri için kas-iskelet sisteminin hassas kontrolü amacıyla.
- EMG sinyalini kas aktivitesinin elektriksel bir kaydı olarak kullanmak için,
- Hücresel Sinir Sisteminin kontrolünün sorularını oluşturmak amacıyla kaydedilen aktivitenin zamana bağlı sırasını değerlendirmek için,
- Kas gücü gibi biyomekanik parametrelerle EMG' yi ilişkilendirilmesi amacıyla,
- Patolojik yürüyüşle normalinin farkını anlama,..(vb).

5.3 EMG İle Bazı Fiziki Parametrelerin İlişkisi

EMG, aşağıda listelenen bazı fiziki parametrelerle kuvvetli bir ilişkiye sahiptir.

5.3.1 Eklem hareketi

Açısal eklem hareketinin kinematik grafikleri ile EMG grafikleri, birinin diğerini açıklayıp açıklamadığını görmek için karşılaştırılabilir. Kinetik grafiklerin eklenmesi, ele alınan şeyin aktivitesini resmetmede açıklık sağlar. Yürüyüş esnasındaki kas hareketi, zıt yönde oluşan hareket karşı koruma sağlamak için dışa yönelik aktivitenin başlaması ile gerçekleşen bir kontroldür.

5.3.2 Kuvvet

Yürüme esnasında elde edilen EMG sinyallerinin genliği nispi kas gerilmesinin bir ölçüsü olarak tekrar yorumlanabilir. Eğer özellikle gerilme zamana bağlı olarak değişiyorsa, EMG-gerilme ilişkisini karşılaştırmada, lineer bir zarf içinde işlenen EMG geniş bir biçimde kullanıla gelmiştir. Sabit gerilme deneylerinde, doğrultulan EMG nin ortalama değerinin gerilmenin bir ölçüsü olduğu bildirilmiştir. Bu, uzun zaman sabitli lineer zarf devreleri ile elde edilebilir. EMG ile gerilme arasında hem lineer hem de non-lineer ilişkiler olduğu bildirilmiştir.

Gerilmedeki dinamik değişimler esnasında, kuvvet ile lineer zarf EMG' si arasında da bir ilişki vardır. İkinci seviye Butterworth filtresinden geçirilen doğrultulmuş EMG ile elde edilen sinyalinin EMG den geride olduğu gözlemlenmiştir. Her bir sürücü ünitesi hareket potansiyeli MUAP' dan kaynaklanan seğirme 40-100 ms gecikme ile pik değerine vardığından dolayı fizyolojik bir gecikmenin olduğu bildirilmiştir. Böylece her sürücü ünitesi devreye girdikçe, ortaya çıkan seğirme kuvvetlerinin toplamı yine EMG nin ardında bir gecikmeye sahip olacaktır. MUAP ın zamanlama ilişkisi kas ile elektrot arasındaki doku, elektrot tipi, elektrodun yerleşimi şeklindeki muhtelif faktörlerden etkilenmektedir.

5.3.3 Aktivasyon hızı (velocity)

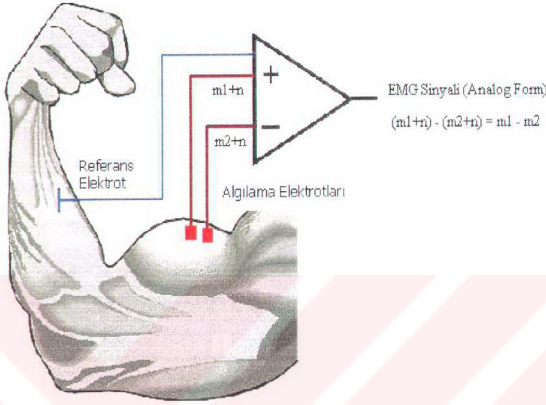
Artan velositenin, önce başlamış veya uzun süreli öncü aktivite tarafından kas aktivitesinin periyodunu uzattığı kabul edilmiştir. Artan yürüme hızıyla EMG nin genliğinin arttığı ve EMG aktivitesinin normal hızlarında yürüyen nesnelere minimize olduğu ortaya çıkarılmıştır. Bir hız sınırı olmaksızın nesnelere, minimum kas aktivitesi ile ilişkili bir yürüme velositesi seçtiği öne sürülmüştür.

5.3.4 Kas yorgunluğu

Yorgunluğun, sadece kas kuvvetini azaltmadığı, motor hareket potansiyellerinin şeklini de değiştirdiği bulunmuştur. Bir oto korelasyon, devreye alınan motor birim aksiyon potansiyelinin ortalama devrede kalma süresinde artma olduğunu göstermiştir. EMG spektrumunun da bu değişimleri yansıtmak üzere değiştiği gözlemlenmiştir. Yüksek frekanslı bileşenlerin yorgunlukla azaldığı ortaya çıkarılmıştır.

5.4 EMG Sinyalinin Ölçülmesi

Kolun omuz ile dirsek arasında kalan değişik noktalarından alınacak analog formdaki biyolojik işaret elektrotlar vasıtasıyla sezinlenip bir diferansiyel amplifikatör (fark kuvvetlendiricisi) girişine uygulanır.

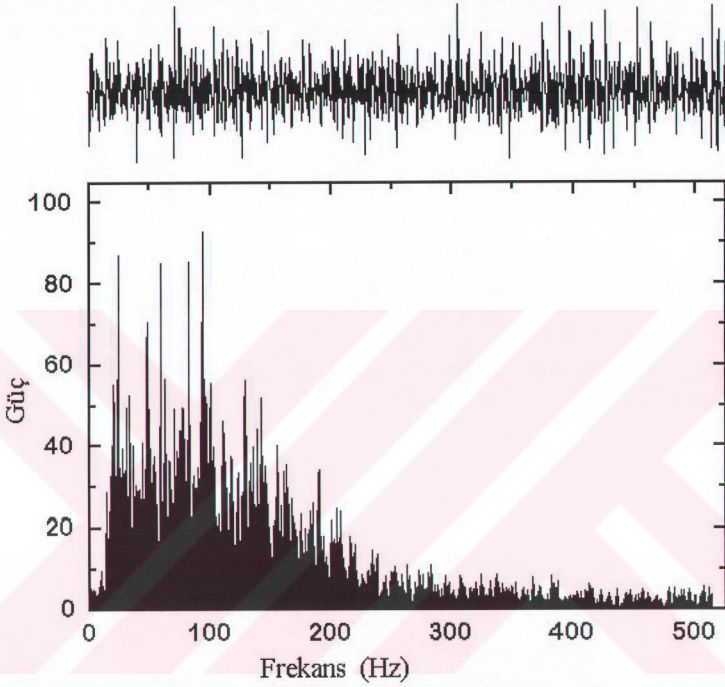


Şekil 5.2 EMG İşaretlerinin vücut yüzeyinden sezinlenmesi

Şekil 5.2 'de gösterildiği gibi kas üzerine yerleştirilmiş elektrotlar vasıtasıyla, kas yüzeyinde referans noktaya göre oluşmuş potansiyel gerilim farkı sezinlenip bir fark kuvvetlendiricisine giriş yapılır. Fark kuvvetlendiricisinin girişlerine EMG işaretiyle birlikte gelen elektriksel gürültüler (şekilde n ile gösterilmiştir) 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 işaretine bulaşmaları istenmez. Diğer bir önemli nokta işaretteki bozulmalardır (distortion). Bu bozulmalar, gerçek işaretin bazı frekans bileşenlerinin bozulması veya yok olması anlamına gelmektedir. EMG sinyali genelde random (stokastik) bir işaret olmakla birlikte makul bir yaklaşıklıkla Gauss Dağılım Fonksiyonu gibi görülebilir. İşaretin genliği 0-5 mV_{pp} yada 0-1.5 mV_{rms} civarındadır. İşaretin enerji yüklü kullanılabilir aralığı 0-500 Hz band genişliğinde yer alır. En baskın enerjili olduğu band 50 Hz- 150 Hz arasındadır. İşin zor tarafı elektriksel gürültülerin yer aldığı band

aralığının yine bu bölgede yoğunlaşmasıdır. Şekil 5.3' de tipik bir EMG işareti ve bu işaretin frekans eksenini boyunca enerji dağılımını gösterilmiştir.



Şekil 5.3 EMG İşareti ve frekans spektrumu (Luca,1997)

5.5 Elektriksel Gürültünün Karakteristikleri

Gürültü aşağıdaki gibi bir çok kaynaktan ortaya çıkabilir:

5.5.1 Algılama devresindeki elektronik parçaların yapısında bulunan gürültü

Bütün elektronik elemanlar gürültü üretir. Bu gürültü frekansı 0 Hz' den bir kaç bin Hz' e kadar değişen bileşenlere sahip olabilir. Bu gürültü yok edilemez; sadece yüksek kaliteli elemanlar, zekice tasarlanmış devre dizaynları ve yapım teknikleri kullanarak azaltılabilirler.

5.5.2 Çevre Gürültüsü

Bu gürültü, radyo ve televizyon yayınları, elektrik güç hatları, aydınlatma ampulleri, floresant lambalar, vb. gibi elektro magnetik radyasyon kaynaklarından kaynaklanır. Vücudumuzun yüzeyi durmadan elektro magnetik radyasyona maruz kalır ve yerküre üzerinde bundan kaçınılamayacağı aşıkardır. Çevre gürültülerinin en baskını ve en problemlisi güç kaynaklarından çıkan 60 Hz (veya 50 Hz)' lik radyasyondur. Çevre gürültü sinyalleri, EMG sinyalinden iki ila üç kat büyüklükte bir genliğe sahip olabilirler.

5.5.3 Hareket Dış Etkileri

Hareket dış etkilerinin iki ana kaynağı vardır: ilki elektrodun algılama yüzeyi ile deri arasındaki ara yüzeyden kaynaklanan gürültü ve diğeri de amfiyi elektroda bağlayan kablunun hareketinden kaynaklanan gürültü. Bu kaynakların ikisi de elektronik devrelerin uygun biçimde dizaynı ile önemli ölçüde azaltılırlar. Her iki gürültü kaynağının elektriksi sinyalleri, 0 ila 20 Hz' lik bir aralıkta frekans değeri olan enerjije sahiptirler.

5.5.4 Sinyalin Kendinden Kaynaklanan Kararsızlık

EMG sinyalinin genliği yapı olarak neredeyse rasgeledir. 0 ile 20 Hz arasında değışen frekans bileşenleri özellikle kararsızdırlar çünkü genellikle bu frekans bölgesinde ateşlenen sürücü ünitelerinin ateşleme oranının neredeyse rasgele doğasından etkilenirler. Sinyalin bu bileşenlerinin kararsız doğasından dolayı bunlara istenmeyen gürültüler olarak bakmak ve sinyalden bunları atmak tavsiye edilir.

Bir EMG sinyalinin, kendisinden maksimum miktarda bilgi ve minimum miktarda bozucu etki içermesi istenir. Bu yüzden, sinyalin gürültüye oranı maksimum yapılırken EMG sinyalinde minimum distorsiyona neden olmalıdır. Bu nedenle, herhangi bir algılama ve kayıt cihazının sinyali lineer olarak işleme önemlidir. Özellikle, sinyal kırılmamalı yani tepeleri bozulmamalı ve gereksiz hiç bir filtreleme işlemi yapılmamalıdır. Güç hatlarından kaynaklanan radyasyonun (50 veya 60 Hz) baskın elektrik gürültü kaynağı olmasından dolayı, bu frekansta bir notch (dar bantlı) filtreye sahip cihazlar dizayn etmek daha uygun gözükmektedir. Teorik olarak bu tip bir filtre istenmeyen güç hatlarından kaynaklanan frekansları yok eder fakat pratik düzenekler komşu frekans bileşenlerinin bazı kısımlarını da ortadan kaldırırlar. EMG sinyalinin baskın enerjisi 50-100 Hz aralığında olduğundan ve güç hattı radyasyonları problemini çözmeye başka alternatif metodlar mevcutken notch filtreler kullanmak tavsiye edilmez.

6 BİYOLOJİK İŞARETİN İŞLENMESİ

Vücut yüzeyinden alınan EMG işaretlerinin sınıflandırılarak belirli hareketlerin kestirildiği protez uygulamalarında temel yapı

- İşaretin elektrotlar ile sezilip alınması ,
- İşaretin sayısalaya çevrilmesi,
- İşaretin değerlendirilmesi ve
- Çıkış işaretinin oluşturulması şeklinde kendini göstermektedir.

Aşağıdaki bölümlerde bu temel adımlar incelenecektir. Bu noktada karşımıza çıkan problem ne türden elektrotların nasıl bir yerleşim düzeniyle en uygun ölçüme imkan vereceğidir. Gelişen sinyal işleme teknikleri elektrotların yapısı ve yerleşim şekillerinin ölçüm sonuçlarında oldukça etkili olduğunu ortaya koymuştur. Bu hususta bilinmesi gereken iki esas nokta vardır;

6.1 Algılama Yüzeyleri Arasındaki Mesafe

Algılama yüzeyleri arasındaki mesafe 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. Mesafeler, kayıtlar arasındaki niteliksel karşılaştırmalar kaslar ve kişiler arasında yapılabilecek şekilde ayarlanmalıdır. Tercihen, algılama yüzeyleri sabit bir platforma monte edilmelidir. Mesafe konusunda etkili olabilecek bir husus ta elektrotların büyüklükleridir. Büyük yüzeyli elektrotlar ile küçük kaslar üzerindeki bilgiler sağlıklı şekilde alınamayacaktır. Daha büyük veya uzun kaslar için geniş yüzeyli elektrotlar kullanılabilir. Kastan EMG sinyalinin temsili örneğini elde etmek için iki algılama yüzeyi arasındaki boşluğu yüksek tutmak gereksizdir. Özel bir sürücü ünitesinin lifleri, kasın dikkate değer bir miktardaki hacmine dağılmıştır (bu hacim kedilerde kasın tipik olarak üçte biridir). Daha büyük karşılıklı algılama yüzeyi mesafeleri fiziki olarak daha büyük elektrotlar demektir. Bu zıt etkileşim (crosstalk) konusunun önemli olduğu nispeten küçük kaslarda algılama yapılırken dikkate değer dezavantajlar yaratır. Zıt etkileşim, komşu kaslardan kaynaklanan diğer sinyaller tarafından bir EMG sinyalinin bozulmasını ifade eder. 1.0 cm' lik karşılıklı algılama yüzeyi, kasılma esnasında kasın elektriksel aktivitesini algılayabilecek bir konfigürasyon sağlar. Mesafeyi 1.0 cm ile sınırlamak küçük kasların sinyallerini algılamak

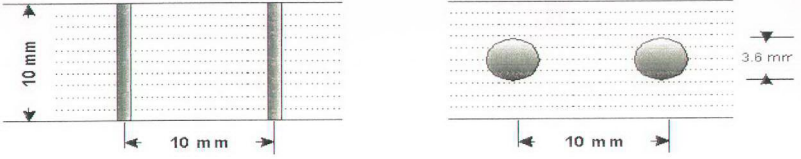
için de uygundur. Karşılıklı algılamaya yüzeyi mesafesinin daha küçük yapılabileceği ve yinede temsili sinyali algılayabileceği konusu iddia edilebilirse de, terlemeden ve nemden kaynaklanan değişiklikler derinin empedansında değişimler hakkındaki pratik hesaplamalar, daha küçük mesafelerin kullanımını imkansız kılmaktadır. Çünkü elektrottaki diferansiyel kuvvetlendiricilerin girişleri kısmı olarak elektriksel manada kısa devre olabilirler.

6.2 Algılama Yüzeyinin Boyutu Ve Şekli

Algılama yüzeyinin boyutu ne kadar büyük olursa, algılanacak sinyalin genliği o kadar büyük olacak ve deri-algılama yüzeyi ara yüzeyinde oluşacak elektriksel gürültüde o kadar küçük olacaktır. Ancak, daha büyük yüzey alanları daha büyük elektrotlar gerektirir. Bu yüzden, algılama yüzeyinin kapsayacağı kas liflerinin sayısını maksimize edecek, deri ara yüzeyinde üretilen elektriksel gürültüyü minimize edecek ve algılama yüzeyinin fiziki boyutunu minimize edecek bir dizayn tercih edilmelidir. Bunlar, bir asgari müştereklerde buluşma gerektiren birbiri ile çakışan ihtiyaçlardır. Algılama yüzeyinin şekli dikkate alınarak makul bir çözüme ulaşılabilir.

Geçmişte algılama yüzeyleri dairesel olarak dizayn edilir. Bu seçim konuya tam odaklanmadan yapılmış bir şekildir. 15 yıldan beridir takiben bahsedilecek avantajları sağlayan bar şekli kullanılmaktadır. Herhangi bir alan büyüklüğü için, eğer $l > 0.785w$ (l =uzunluk ve w =barın genişliği) ise bar konfigürasyonu daha fazla fiberle kesişir. 10 mm' lik uzunluğa ve 1 mm genişliğe sahip bir bar için, bar konfigürasyonu takriben 2.80 kat daha fazla kas lifi algılayacaktır. Bu nedenle bar konfigürasyonu daha fazla kas sürücü ünitesini temsil eden bir sinyal sağlayacak ve bunun sonucunda da daha büyük bir sinyal genliği elde edilecektir. Ayrıca, algılama yüzeylerinin toplam alanı her iki konfigürasyon için de aynı olduğundan, elektrodun baştan sona boyutu düşerken elektriksel karakteristikleri önemli ölçüde aynı kalacaktır. Tekrar etmek gerekirse, tarihi gelişim, 1.0 mm uzunlukta ve 1 veya 2 mm genişlikte bir barın pratikte kabul edilebilir bir asgari konfigürasyon sağlayacağını göstermiştir.

Şekil 6.2 'de her iki tip elektrot için standart bir yerleşim düzeni ve kas üzerindeki konumu gösterilmiştir. Elektrot, bir sürücü nokta ile tendon girişi arasına veya iki sürücü noktası arasına kasın boyuna orta noktasına yerleştirilmelidir. Elektrodun boyuna aksisi (her iki algılama yüzeyinden geçen), kas fiberlerinin boyuna paralel dizilmelidir.



Şekil 6.2 Elektrot şekilleri ve optimum yerleşim düzeni (Carlo J.D Luca,1997)

Elektrotlar

Kas Derneği

Şekil 6.3 Elektrotların kas üzerindeki konumu (Carlo J.D Luca,1997)

Referans elektrot mümkün mertebe aktif elektrotlardan uzağa ve elektriksel aktivitenin en az olduğu bir noktaya konulmalıdır. Referans elektrot deri yüzeyiyle çok iyi bir elektriksel bağlantı sağlamalıdır. Bu amaçla referans elektrot için yaklaşık 2cmx2cm ebadı tavsiye edilmektedir. Daha küçük bir elektrot yapısı seçilecekse malzemenin oldukça iyi iletken olması gerekmektedir. İletkenliği artırıcı jeller, bu hususta oldukça faydalı olmaktadır. Güç hattında oluşan parazit gürültüler referans elektrotun uygun yerleşimiyle belli bir oranda halledilebilmektedir.

Bundan sonra yapılması gereken çalışma frekansımızı belirleyecek bir band geçiren filtre ile çalışma alanımızı daha belirgin kılmak ve oluşan elektriksel gürültülerden arındırmak olacaktır. Elektrot ünitesinin dizaynı sinyali elde etmede kullanılacak elektronik parçalar konusunun en kritik olanıdır. Elektrot vasıtasıyla elde edilen EMG sinyalinin orijinalliği sinyalin daha sonraki incelemelerine etkide bulunur. Bu aşamadan sonra sinyalin orijinalitesi ve sinyal-gürültü oranını artırmak çok zordur (neredeyse imkansız). Bu nedenle, minimum

distorsiyon ve en yüksek sinyal-gürültü oranı sağlayan bir elektrot ünitesi dizayn etmek çok önemlidir. Bu ihtiyaca ulaşmak için aşağıdaki karakteristikler çok önemlidir.

6.3 Diferansiyel Amplifikasyon

Elektrik güç hatlarından kaynaklanan çok daha büyük gürültüleri yok etmek üzere, bir diferansiyel algılama konfigürasyonu kullanılır. Diferansiyel amplifikasyon tekniği Şekil 4.2'de gösterilmektedir. Teori basittir. İki ayrı bölgede sinyal algılanır, iki sinyali elektronik bir devre birbirinden çıkarır ve sonra farkı kuvvetlendirir. Sonuçta ise, her iki algılama bölgesinde ortak olan herhangi bir sinyal yok edilecek ve sinyal bölgelerinde farklılık arz eden sinyaller kuvvetlendirilmiş olacaktır. Algılama bölgelerinden çok uzakta olan bütün sinyaller ortak sinyalmış gibi gözükcekken algılama yüzeylerinin hemen yakın çevresindeki sinyaller farklı gözükcekler ve sonuçta kuvvetlendirileceklerdir. Böylece, nispeten uzak olan güç hatları gürültü sinyalleri kaldırılacak ve nispeten yerel olan EMG sinyalleri kuvvetlendirilecektir. Bu açıklama, yüksek doğruluğa sahip bir çıkarıcı devre olması halinde geçerli olmaktadır. Pratikte, günümüzün harikalar yaratan elektronik teknolojisi ile bile sinyalleri mükemmel olarak bir birilerinden çıkarmak mümkün değildir. Diferansiyel amfinin sinyalleri çıkarmadaki doğruluğu Ortak Mod Reddetme Oranı (the Common Mode Rejection Ratio-CMRR) ile ifade edilir. Mükemmel bir çıkarıcı birim değerinde bir CMRR' ye sahip olmalıdır. 32,000 veya 90 dB' lik bir CMRR genellikle harici elektriksel gürültüleri bastırmada yeterlidir. Günümüzün teknolojisi CMRR' nin 120 dB' e kadar çıkmasına izin vermektedir ve fakat bu sınıra kadar çıkmayı engelleyen üç neden vardır;

- Böyle cihazlar pahalıdır.
- Elektriksel olarak karalılıklarını sağlamak güçtür.
- Harici gürültü sinyalleri algılama bölgesine aynı fazda ulaşmayabilirler.

6.4 Giriş Empedansı

Deri ve algılama yüzeyinin bağlantı noktasındaki kaynak empedansı, kuru deri için, bir kaç bin ohm' dan bir kaç mega ohm' a kadar değişebilir. Girişteki yüklenmeden dolayı algılanan sinyalin zayıflamasını veya distorsiyonunu engellemek için diferansiyel kuvvetlendiricinin giriş empedansı, çalışmasında ek komplikasyonlara neden olmamak kaydıyla mümkün olduğunca büyük olmalıdır. Günümüzün elektronik cihazları 5 pikofaradla paralel bağlı olarak 10, 12 mega ohmlar seviyesinde giriş empedansları sunmaktadır. Giriş empedansının

büyüklüğüyle beraber, iki algılama bölgesinin empedansları arasındaki empedans dengesi de çok önemlidir. Bu husus dikkatlice yapılmış bir devre dizaynı gerektirmektedir.

6.5 Aktif Elektrot Dizaynı

Yüksek giriş empedansı ihtiyacı, diferansiyel kuvvetlendiricinin girişinde kapasitif kuplaj (capacitance coupling) olarak bilinen bir problemi ortaya çıkarır. Diferansiyel kuvvetlendiriciye giren tellerle güç hattı arasında meydana gelen küçük bir kapasite, kuvvetlendiriciye güç hattı gürültü sinyali verecektir. Bu olay, dokunmaksızın birisinin elini antenin girişine yakın yerde tutmasında televizyon sinyalindeki şiddetin artması şeklinde oluşan olaya benzerdir. Çözüm, diferansiyel kuvvetlendiricinin elektrodun algılama yüzeyine mümkün olduğunca yakın yerleştirmekle olur. Bu çözüm “aktif elektrot-active electrode-” olarak bilinmektedir. Bu konfigürasyonun diğer bir yararı da, diferansiyel kuvvetlendiricinin çıkış empedansının 10 ohmlar mertebesinde düşük tutulabilmesidir. Böylece elektrodun çıkışına bağlı kablunun herhangi bir hareketi, kuvvetlendiriciyi besleyen kabloda önemli ve hatta dikkate değer bir gürültü sinyali üretmeyecektir.

6.6 Filtreleme

Yukarıdaki önlemlerle bile EMG sinyali gürültüyle bozulacaktır. Sinyal-gürültü oranı, 12 dB/oktav'lık bir kazançla (roll-off) 20-500 Hz arasında akıllıca filtreleme ile artırılabilir (400 Hz, katı dizayn kriterlerine göre üst kesme band genişliği olarak kabul edilebilir. 500 Hz değeri devrenin dizaynında güvenlik sınırı sunar). Bu filtreleme genelde aktif elektrodun dışına yerleştirilmiş kuvvetlendirici kısmında yapılır.

6.7 Elektrot Kararlılığı

Bir elektrot deri yüzeyine yerleştirildiğinde, algılama yüzeyi derideki elektrolitlerle bir kontak oluşturur. Eğer elektrot doğru bir biçimde dizayn edildi ise, tipik olarak bir kaç saniye süren bir kararlı hale gelme süresine ihtiyaç duyan bir kimyasal reaksiyon ortaya çıkar. Fakat daha da önemlisi, terlemeden veya nemden dolayı derinin elektriksel karakteristiği değişse bile kimyasal reaksiyon, kayıt esnasında kararlı kalmalı ve önemli bir biçimde değişiklik oluşmamalıdır. Günümüzün modern elektroniğinin sağladığı yüksek performans ve küçük boyutlardan dolayı, deride herhangi bir aşındırıcı hazırlık veya tüy dökümüne ihtiyaç duyulmadan, yukarıda bahsi geçen gereklilikleri sağlayan aktif elektrotlar dizayn etmek mümkün olmaktadır.

Elektromiyografinin tarihi boyunca, elektrodun algılama yüzeyinin şekli ve yerleşimine çok fazla dikkat edilmemiştir. Bunun en önemli nedeni, önceki elektromyografi kullanıcıların sadece EMG sinyalinin kalitesi konusunda ilgilenmiş olmalarıdır. EMG sinyalinden nitelikli bilgi alınması için yeni proses tekniklerindeki ilerlemeler elektrot konfigürasyonunda daha fazla odaklanmayı gerektirmektedir.



7 EMG İŞARETİNİN ALINMASI VE DEVRENİN OLUŞTURULMASI

EMG işaretlerinin vücut yüzeyinden analog bir formda alınıp kaydedilmesinde en çok şu üç kayıt cihazı kullanılmaktadır; Şerit Çizelge Kaydediciler, Çok Kanallı Analog bant kaydediciler ve Elektronik Veri Kaydediciler. Bu noktada en öncelikli husus kayıt cihazının frekans cevabının en azından kaydedilen EMG' nin frekans aralığına eşit olmasıdır. Yüzey EMG sinyalleri için bu 10-500 Hz olurken kastan direk iğneyle kaydetmede 10-1,000 Hz' dir.

EMG sinyalinin direkt on line olarak bilgisayara kaydetme günümüzde daha tercih edilir bir sistemdir. İşlemci hızlarındaki, hafıza kapasitesindeki ve disk giriş zamanlarındaki gelişmeler, bu metodun popülaritesine katkıda bulunmuştur. Kişisel bilgisayar sistemleri için bir çok veri toplama sistemi mevcuttur ve hareket analiz sistemlerinin çoğu veri toplama seçenekleri sunmaktadır. EMG sinyallerinin denekten kaydediciye geçişi kablo veya uzaktan ölçüm sistemi (telemetry) ile olabilir. Kablolu EMG sistemleri daha yüksek band genişlikleri ve güvenilirlik sunarlar ve fakat deneğin bir şekilde kayıt cihazına bağlı olmasını gerektirir. Telemetryli EMG sistemleri deneğe daha fazla bir hareket özgürlüğü sunar fakat band genişlikleri düşüktür, sinyal bozulmalarına meyillidir ve dikkate değer bir biçimde daha pahalıdır.

Kaydedilen EMG sinyallerinin kalitesi temel olarak iki faktör tarafından kontrol edilir. Bunlar, kayıt sisteminin örnekleme oranı ve dış etkinin (artifact) miktarı veya kaydedilen sinyaldeki EMG dışı bileşenlerdir.

7.1 Örnekleme Oranı

Örnekleme oranı, EMG verisinin örneklendiği veya ölçüldüğü frekanstır. Buna göre, 1000 Hz' lik bir örnekleme oranının manası, saniyede 1000 kez EMG sinyalini ölçmek demektir. Bu, EMG sinyalinin değişebileceği ve yeniden üretilebileceği teorik maksimum oranın 500 Hz olduğu anlamına gelir. Pratikte, EMG sinyalinin sinyalde mevcut olması beklenen en yüksek frekanslı bileşenden en az 4 ila 5 kat hızlı örneklenmesi önerilir.

Yüzey elektrotları ile kaydedilen EMG sinyali 1000 Hz kadar düşük bir hızda örneklenebilirken, optimum örnekleme oranı 2000-2500 Hz' dir. İnce tel ile elde edilen (veya indwelling)EMG sinyalleri en az 2000 Hz' de ve optimum olarak ta 4000-5000 Hz' de örneklenmelidir. Kaydedilen sinyaller, sistemin ölçebileceğinden daha hızlı değişen herhangi bir sinyal bileşenini ortadan kaldırmak için kayıttan önce alçak geçiren bir filtreden geçirilmelidir. Yüzey elektroduyla ve iğne elektroduyla EMG ölçümlerinde, muhtemel dış

etkiyi yok etmek için sinyal 500 Hz ve 1000 Hz' de filtre edilmelidir. Eğer sistem alçak geçiren filtre içermiyorsa, dış etki problemlerinden kurtulmak için sistemin frekans cevabını belirleyip bu değerde en az dört kez EMG verileri örneklenmelidir.

7.2 Dış Etki (Artifact)

İdeal, geçerli bir EMG sinyali elde etmek için EMG sinyali hiç bir dış etki sinyali içermemelidir. Yaşayan ve hareket eden canlı denekler üzerinde bir çok EMG çalışması yapıldığından bahsi geçen amaca ulaşmak görünürde imkansızdır. Mekaniksi dış etkiler bunların en çok rastlanılanlarından biridir ve deri yüzeyindeki EMG algılayıcı elektrotların hareketiyle, deneğin hareketiyle ve EMG sinyal kablolarının hareketiyle bu etki meydana gelmektedir. Deneğin hareketiyle kablolar yer değiştirdikçe kablo dış etkisi düşük frekanslı sinyaller üretebilir. Eğer elektroda bağlı kablolar uzun ve aşırı kablo hareketini engelleyecek yeterlilikte sağlamlaştırılmadıysa, bu etki pasif yüzey elektrotlarının özellikle ortaya çıkardığı bir problem olarak karşımızda durmaktadır.

Eğer elektrotlar yüzeye gereği gibi tutturulmadıysa ve elektrot veya ön kuvvetlendirme devresi derinin yüzeyine göre serbestçe hareket edebiliyorsa, elektrot-deri ara yüzeyinde oluşan hareketler dış etkiler üretebilir. Yukarda bahsi geçen dış etkiler genellikle düşük frekanslıdır; çoğunlukla 20 Hz' in altındadır. Vücuttaki diğer kaslarda EMG üretebilirler. Eğer bu kaslar test bölgesine yakınlarsa zıt etkileşim (cross talk) meydana gelebilir. Özel bir çift taraflı diferansiyel ön kuvvetlendiricili elektrot kullanımıyla karşılıklı kas zıt etkileşiminin azaltılabileceğine dair deliller mevcuttur fakat zıt etkileşimi düşürecek en uygun yol elektrodun yerleşimine çok dikkat etmekten geçmektedir. Bütün bunlara ek olarak, deneğin kalbine yakın herhangi bir EMG kaydı, inceleme için toplanan bu EMG sinyalinin altında düzenli bir darbe olarak deneğin nabız atış bilgisini (QRS kompleksi 50 Hz' in üstünde sinyal bileşenleri içerir) içerecektir.

Diğer bir dış etki ise 50/60 Hz girişimdir ki bu genelde kötü elektrot uygulamasının veya hatalı EMG ön kuvvetlendirici uygulamasının bir göstergesidir. 95 dB den büyük Ortak Modlu Reddetme Oranı (Common Mode Rejection Ratios-CMRR) olan modern EMG ön kuvvetlendiricilerinde bu problem büyük oranda giderilmiştir. Yerel bir vericiden kaynaklanabilecek yüksek güçlü bir RF sinyali mevcutsa bu durumlarda da yüksek frekanslı dış etkiler oluşabilir. Buna ek olarak, kaydetme sisteminin örnekleme oranının iki katından daha büyük frekansa sahip gelen sinyal bileşenleri varsa, EMG kayıt sistemi tarafından sahte dış etkiler (aliasing artifact) üretilebilir.

7.3 Sahte Yansıma Etkisi (Aliasing)

Sahte yansıma etkisi, herhangi bir veri toplama sisteminde oluşabilecek en belirgin problemidir. Bu etki hatalı sonuçlara neden olabilir ve gelen EMG sinyali, analog örnekleme oranının yarısında veya daha yüksek frekansta bileşenler içerdiği her durumda ortaya çıkar. Bu frekansları kaldırmak için gelen EMG sinyali filtre edilmez ise bunlar sahte etki olarak gözükcekler veya daha düşük frekanslı bileşenler, geçerli örnekleme verilerinden ayırt edilemeyen kaydedilmiş EMG sinyalleri olacaklardır. Bu sahte etki sinyalleri daha yüksek frekanslardadırlar fakat örnekleme işlemi sırasında örnekleme oranının yarısının altında düşük frekanslı sinyallere çevrilirler. Örneğin 1000 Hz' lik bir örnekleme oranı için 500 Hz' in üzerindeki bir sinyal, DC ile 500 Hz arasında bir yelpazede EMG sinyali gibi görünecek şekilde sahte etkiye sebep olacak ve bu da A/D çevirici her kullanıldığında veriler üzerinden farklı yerlerde hatalar oluşmasına neden olacaktır. Sahte etki yapma problemi, EMG sinyalini çok yüksek oranlarda örnekleyerek yok edilebilir, fakat verileri aşırı örnekleme, bir çok analog kaydetme sistemi tarafından desteklenmeyen bir oranda çalışan daha hızlı A/D dönüşümüne ihtiyaç duyar. Ayrıca işlenecek daha fazla veri içeren daha büyük dosyalar üretirler ve yinede sahte etki yapma problemini ortadan kaldırma garantisi vermezler.

Sahte etki yapma olasılığından kaçınmanın tek pratik yolu, A/D örnekleme sistemine verilen sinyali, A/D örnekleme oranının yarısının üstündeki frekanslı bileşenleri içermeyecek şekilde örneklenen EMG sinyalinin band genişliğinde filtrelemektir. Bu, A/D çeviriciden önce her bir A/D giriş kanalına iyi kalitede alçak geçiren filtre veya –anti- sahte etki filtresi uygulanarak kolayca yapılır. Bir kere sayısallaştırıldıktan sonra orijinal sinyalden sahte etki hatalarını kaldırmak için hiç bir yol olmadığından, alçak geçiren filtreye tabi tutma sinyal örneklenmeden önce yapılmalıdır. Nyquist teorisinde belirtildiği üzere, EMG sinyali, içinde bulundurduğu en yüksek frekanslı bileşenden en az iki katlık bir oranda A/D çevirici tarafından örneklenmesi gerekir. Bu kural her örnekleme sistemi için geçerlidir, bu nokta genellikle Nyquist frekansı noktası olarak bilinir ve bu noktanın üstündeki tüm frekans bileşenleri örneklemeden önce ortadan kaldırılmalıdır.

Mükemmel bir alçak geçiren filtre, filtre noktasının üstündeki tüm frekansları bastırırken DC bileşen ile filtre kesme noktası arasındaki EMG sinyali bileşenlerini geçirecektir. Maalesef mükemmel bir hassas kesme noktalı filtre yapmak mümkün değildir ve bütün analog filtreler kesme noktasının üstündeki bazı frekansları geçirir. Bu, orijinalden çok daha düşük seviyede olmasına karşın hala düşük miktarda sinyaller ihtiva eden yuvarlanma veya zayıflatma eğrisi olarak adlandırılır. Bu zayıflatma eğrisi normalde 40-50 dB/oktavdan daha büyüktür ve

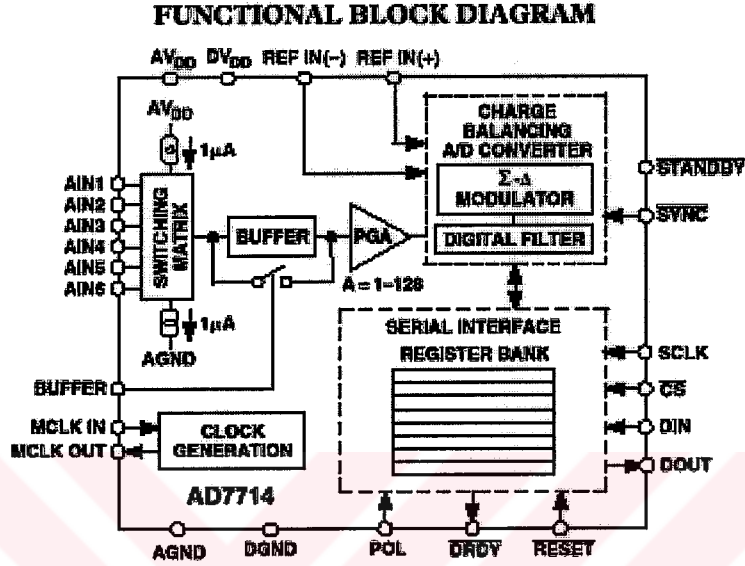
orijinal sinyaldeki 80 ila 100 dB kadar bir miktarda kesme noktasından büyük olan frekans bileşenlerini zayıflatır. A/D sistemine verilen herhangi bir sinyaldeki yüksek frekanslı bileşenlerin, kastan gelen EMG sinyalleriyle bir alakası olmayan bir çok farklı kaynaktan gelebileceği akıldan çıkarılmamalıdır. Nyquist noktasının üstündeki yüksek frekanslı bileşenler, EMG sisteminin kendi yapısından kaynaklanabileceği gibi, gürültüden, girişimden, yayın istasyonlarından ve mekanik titreşimlerden de kaynaklanabilir. Yüksek frekanslı bileşenler, ekipmanın beklenmedik titreşimlere (örn. düşürülme) maruz kalması gibi ölçülen sinyalin keskin geçişlerinde de kendi yapısından kaynaklanabilir. A/D çeviriciden önce kullanıldıkları sürece alçak geçiren filtreler EMG sinyaliyle birlikte kaydedilen sahte etkileri genelde yok edebilirler. Bir alçak geçiren filtre, kazanılan verinin doğruluğunun çok önemli olduğu her veri toplama sisteminin önemli bir parçası olarak görev yapar.

Sahte dış etki, potansiyel bir problem olarak, kaydedilen sinyalin band genişliği dikkatli incelenerek ve örneklemeden önce sinyal filtre edilerek büyük oranda yok edilebilir. Bir filtre frekansı ve örnekleme oranı seçilirken çoğu filtrenin keskin kesme noktalarına sahip olmadıkları akıldan çıkarılmamalıdır. Sonuç olarak, 500 Hz' lik bir filtre seti kalitesine bağlı olarak 600-700 Hz' lik ölçülebilir frekansları geçirebilirler. Bu çalışmada tüm bu olumsuz etkiler göz önüne alınarak mümkün olan en uygun kayıt sistemi oluşturulmaya çalışılmıştır. Analog / Digital çevirici olarak , Analog Device firmasının bir ürünü olan AD7714 isimli ADC kullanılmıştır.

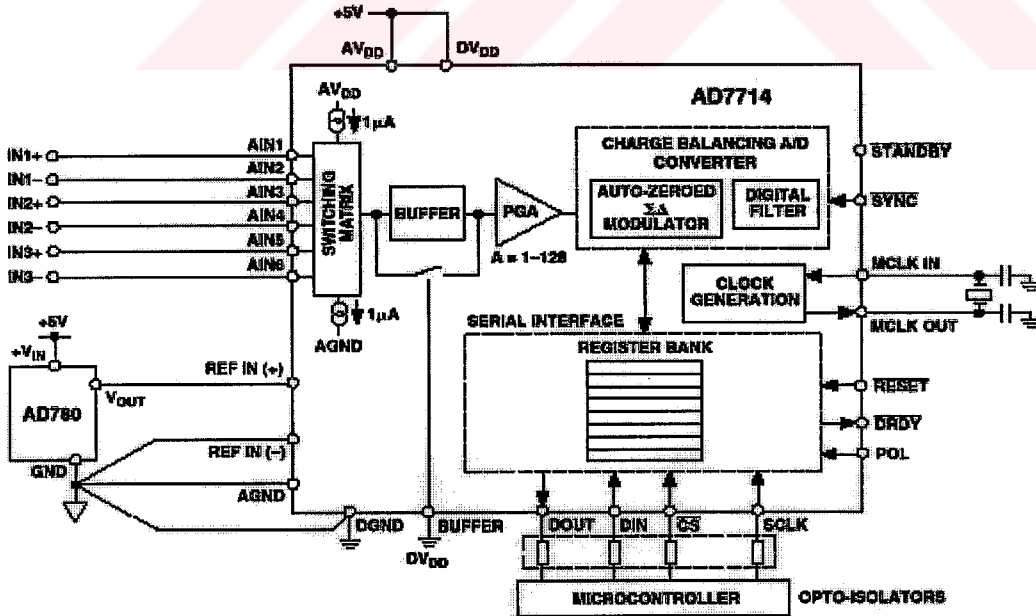
7.4 Bilgi Alma Setinin Oluşturulması

EMG işaretleri elektrotlar vasıtasıyla vücut yüzeyinden analog formda algılanarak, Analog Device firmasının bir ürünü olan AD7714 isimli ADC' ye aktarıldı. Bu ADC elektrot çıkışlarının direkt olarak bağlanabildiği, ± 20 mV 'seviyelerindeki küçük işaretleri algılayabilen 1KHz band genişliğine sahip özel bir ADC olarak üretilmiş. Giriş işareti yazılım ile 128 kat kuvvetlendirilebiliyor. Ayrıca kendi bünyesinde Anti Aliasing filtre bulundurarak pek çok analog ayırık devre tasarımından kullanıcıyı kurtarmaktadır. 3 farksal kuvvetlendirici girişe sahip ADC 24 veya 16 bit sayısal çıkış vermektedir. Aşağıda şekil 7.1 ve 7.2 'de AD7714 'ün fonksiyonel blok şeması ve bilgi toplama için tasarlanmış tipik bağlantı yapısı gösterilmiştir. AD7714 sahip olduğu 3 farksal girişin yanı sıra AIN6 ucu ortak kabul edilerek 5 farksal girişi olan bir ADC 'ye dönüşebilmektedir. Projemizde önce bir kas bölgesinden ve sonra iki farklı kas bölgesinden aynı anda bilgi almak suretiyle her bir yöntem için ayrı ayrı analiz yapılarak optimum elektrot sayısı belirlenmeye çalışılmıştır. Bu aşamada akla gelen

soru daha fazla elektrot ve daha fazla giriş ,alınacak bilginin daha doğru tanımlanmasına hizmet etmez miydi?" şeklinde olmaktadır. Doğrusu ikiden fazla noktadan yapılacak girişlerin analizini yapmadığımız gibi bir kol protezinin kullanılabilirliğinin pratik olması açısından bağlantı elemanlarının minimuma indirilip, o haliyle maksimum performansı sağlamak üzere tasarlanması gerektiği düşünülmüştür.



Şekil 7.1 AD7714 'nin fonksiyonel blok şeması (AD7714 Data Sheet, 1998)



Şekil 7.2 AD7714 için tipik bağlantı şeması (AD7714 Data Sheet, 1998)

7.5 Projede Kullandığımız Σ - Δ ADC' lerin Temel Karakteristikleri

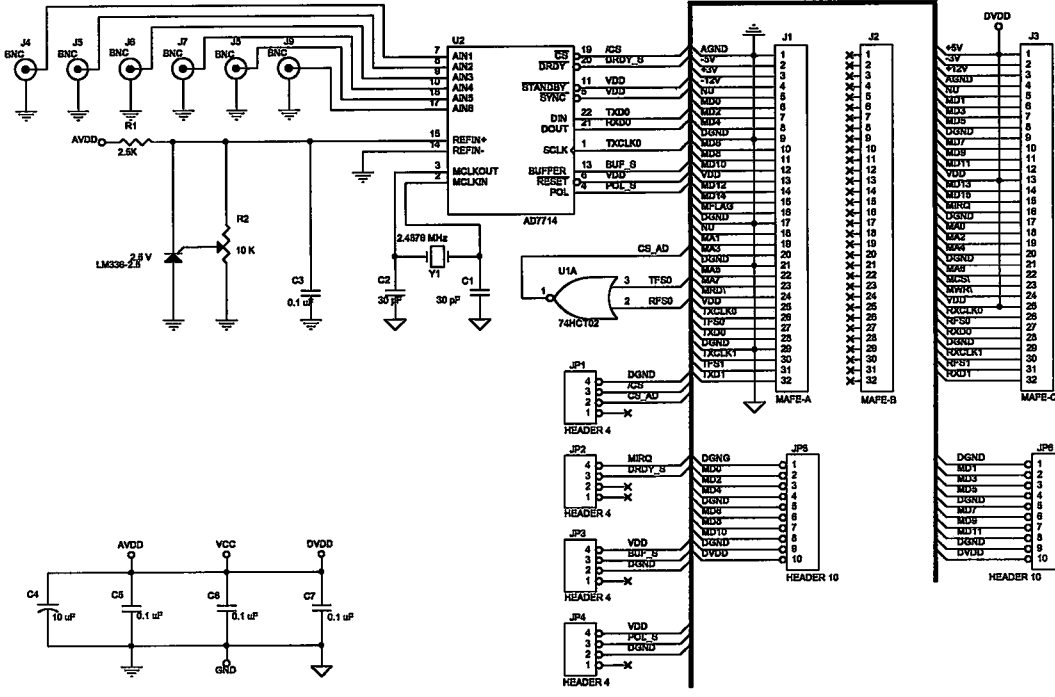
Genel anlamda bir ADC; analog girişinin bir referans değere göre belli bir oran ile çarpılarak sayısal çıkış oluşturulduğu devredir. Σ - Δ ADC' ler yaklaşık 30 yıllık bir teknolojik gelişime sahiptir. Son yıllarda gelişme gösteren VLSI teknolojisinin yardımıyla eskiye nazaran oldukça ucuza temin edilebilir oldular. Bu gün için düşük maliyetli, düşük frekans bandlı, düşük güç sarfiyatlı, yüksek rezülasyonlu ADC gerektiren uygulamalarda vazgeçilmez eleman olmuşlardır. Σ - Δ ADC' lerin yapıları ve çalışma prensiplerini ortaya koymak adına bu güne kadar sayısız değişik yaklaşım geliştirilmiştir.

Bir Σ - Δ ADC çok temel bir analog elektronik yapı (karşılaştırıcı, anahtar, bir veya daha çok entegral alıcı ve bir analog toplama devresi) ve oldukça kompleks bir sayısal hesaplama devresi içerir. Bu sayısal devre, genellikle bir alçak geçiren filtre görevi için tasarlanmış DSP (Digital Signal Processor) yapısındadır. Bir Σ - Δ ADC yapısını ve çalışma prensibini anlayabilmek için bilinmesi gereken anahtar konular *Oversampling, Noise Shaping, Digital Filtering, Decimation* olarak sınıflandırılabilir.

Projede kullandığımız AD7714 Σ - Δ ADC daha önce de belirtildiği gibi pek çok değişik tip sensör ve transdücerin ek bir devreye gerek duymaksızın direkt olarak bağlanabildiği bir ADC tiptiydi. Bu tip bağlantı durumlarında mümkün olan en iyi sonucu alabilmek için bazı kriterlere dikkat etmek gerekecektir. Mesela gürültünün minimize edilmesi gibi. AD7714' te sistem kalibrasyonu ile dc gürültüler büyük oranda giderilmiştir.

Ayrıca uygulanacak harici referans gerilim için kullanılan referans gerilim üreticinin en az gürültülü çıkış veren bir devre olarak seçilmesi gerekir. Zira, belli bir oranı aşan gürültüler çıkış doğruluğunu bozacaktır. Her ne referans üretici devre seçilirse seçilsin gereği gibi dekuple edilmelidir ki istenilen sonuç alınabilsin. Bu demektir ki bir referans gerilim üretici muhakkak kapasitif yüklerin altında bir kararlılığa getirilmelidir. Pek çok referans gerilim üretici devre elemanı sürekli kararlılığı yakalamak amacıyla bir kapasite ile dekuple edilir. AD7714 bu tipten belli başlı gürültüleri elimine etmek amacıyla 4 değişik kalibrasyon moduna sahiptir. I-Self Kalibrasyon, II-Sistem Kalibrasyonu, III-Sistem Off set Kalibrasyonu, IV-Background Kalibrasyonu.

7.6 Bilgi Toplama ve Sayısal Çevirme Devre Şeması



YIU - ELEKTRİK MÜH.	
TEŞ	BİO_MAPE
SER	Document Number
AA	2000
REV	1.0
DATE:	Sheet 1 of 1

Şekil 7.3.ADC Devresi - şematik bağlantı -

Şekil 7.3 'te ADC 7714 kullanılarak oluşturulmuş bir Analog – Sayısal çevirici devresinin şematik yapısı görülmektedir. Bu devrede BNC soketler ile elektrotlardan gelecek analog EMG bilgisi ADC' ye girilmektedir. LM 336 –2,5 referans entegresiyle ADC ye 2,5 volt referans gerilim oluşturulmuştur. Böylelikle tek bir +5 volt ile beslenmiş ADC ye gelecek olan + ve – referanslı analog işaret +2.5 volt seviyesi referans alınarak 0 – 2,5 ve 2,5 – 5 volt aralığında sayısal bilgiyle kodlanmış olacaktır. Devrede MAFE-A ve MAFE-C şeklinde gösterilmiş soketler DSP devresi ile ADC devresi arasındaki gerekli bağlantıyı sağlamak üzere yerleştirilmişlerdir. JP5 ve JP6 soketleri, DSP devresinden gelecek olan kararlaştırılmış hareket istemini protez motorlarını sürme devresine iletmek üzere DSP devresiyle motor sürme devresini birbirine bağlamaktadır. Diğer elemanlar da devredeki klasik bazı şartları (CS, WR, RD, .vb..)oluşturmak üzere düşünülmüştür Girişteki analog gerilimin mV seviyesinde olduğunu , DSP ile hızlı bir şekilde haberleşmemiz gerektiğini ve motor sürme devresinin elektriksel gürültüler açısından oldukça zengin olabileceğini düşünürsek baskılı devrede oldukça özenli olmamız gerektiği aşikardır.

7.7 DSP ve Temel Özellikleri

Kontrol algoritmalarının gerçek zamanda işlem yapabilmesi, dış dünyadan yani üzerinde çalışılan sistemden elde edilen fiziksel büyüklüklerin değerlendirilip aynı anda gerekli olan kontrol parametrelerinin hesaplanması anlamına gelmektedir. Sistemler karmaşık bir yapıya sahip olup, algoritmalar daha kapsamlı hale geldikçe mikroişlemci yapısı itibariyle çözüm için yeterli olmamaya başlamışlardır. Tüketiciden gelen talepler doğrultusunda üretici firmalar uygulamaya özel bazı işlemciler üretmişlerdir. Bu işlemciler genel amaçlı işlemcilerden daha hızlı, fakat uygulamaya özel olduklarından kullanım alanı açısından genel anlamda sınırlı işlem kapasitesinde kalmışlardır. Bu tür teknolojiye yönelik uygulamalarda ulaşılmak istenen hedef, mikroişlemcilerin yararlarını yapısında bulunduran ve yetersiz kaldığı durumlarda yeni olanaklar sunan bir işlemci geliştirmek olmuştur.

Harvard mimarisi olarak adlandırılan DSP sistemlerin en önemli özelliği, işlemcinin veri ve adres yollarının birbirinden ayrı olması nedeniyle , sistemin çok daha hızlı işlem yapabilmesidir. Gerçek zamanda veri işleme için gereken hızlı işlem yapabilme, bu sayede DSP'lerde mimari yapıdan gelen bir özellik olarak sağlanmıştır. Bunun yanında, paralel işlem yapabilme özelliği, aynı anda birkaç komut işleyerek hızının katlanmasını sağlayan bir diğer etken olmaktadır. Bir mikroişlemcinin işlem yapabilme kapasitesini gösteren komut sayısı ve adresleme modları, DSP sistemlerinde diğer işlemcilere göre daha kısıtlı gibi görünse de, sistemin özelliklerini tam olarak kullanmayı sağlayan özel komutlar sayesinde, birçok işlem tek bir çevrim süresinde yapılabilmektedir. Özellikle kontrol sistemlerinde çok kullanılan çarpma ve toplama işlemlerinin donanım olarak gerçekleştirilmesi, hız yönünden büyük bir avantaj getirmektedir. Bir algoritma içinde tekrarlanan döngü işlemleri, DSP'de bu işlemler için öngörülen komutlar sayesinde çok daha hızlı ve verimli olarak çözümlenmektedir. Donanım olarak yapıların birbirinden bağımsız olması ve ayrı yollar üzerinden veri ve adres iletebilmesi, sistemin üstün özellikleri olarak tanımlanabilir.

Uygulamaya yönelik olarak, işlemlerde kullanılan sayıların yapısal özellikleri doğrudan doğruya yolların genişliğine bağlıdır. Genel olarak sabit nokta aritmetiği ile çalışan sistemlerde 16 bit, daha büyük sayılar kullanan kayan nokta aritmetiği ile çalışan sistemlerde 32 bit yol genişliği bulunmaktadır. Çarpma ve toplama işlemleri sonrasında oluşan yuvarlatma ve kesme hataları, kontrol edilen sistem üzerinde büyük hatalara neden olabilir. Bunu önleyebilmek için, işlemcinin işlem yapabilme kapasitesinin yeterince büyük olması gerekmektedir. DSP'lerde donanım olarak bulunan çarpma ünitesinin çıkışı, çarpma işleminden sonra bit sayısının iki katı bir sonuç oluşturmaktadır. Veri yolunun iki katı

büyükliğinde olan bu sayı ile, belirli bir yuvarlatma hatası sonucu tek bir kelime boyutunda veya doğrudan çift kelime boyutunda işlem yapılabilir.

DSP'nin program çevrimleri sırasında hangi adresteki işlemi gerçekleştireceğini otomatik olarak belirlemesi istenen bir özelliktir. Bu işlem aritmetik-lojik ünitesi tarafından gerçekleştirilmesi mümkün iken, belirli bir gecikmeye neden olacağından, DSP içinde ayrı bir Veri adres jeneratörü bulunmaktadır. Adresleme işleminin önem kazandığı, sıralı adreslemenin yapılmadığı uygulamalarda bu ünite, bağımsız çalışan bir işlemci gibi, adresleri üretmektedir.

Algoritmanın işlemesi sırasında komutların sıralı ve doğru olarak işlemesi, Komut sıralama ünitesi sayesinde olmaktadır. Bu ünitenin varlığı ile, komutların işlemi sırasında, işlemcinin mikrokod olarak çevrim ve döngüleri kullanmasına gerek kalmamaktadır. Bu da komutların daha az çevrim ile daha kısa sürede tamamlanmasını sağlamaktadır.

Ünitelerde yapılan işlemler sonunda elde edilen verilerin genişliğinin, veri yolunun genişliğinden fazla olmasından dolayı oluşan hatalar, Kaydırma ünitesi yardımıyla, ana işlemciye gerek kalmadan tek bir çevrim süresinde çözümlenmektedir. Kaydırma ünitesi aynı zamanda, çok bitli tek çevrim kaydırmalar, normalize/denormalize işlemleri, kayan nokta aritmetiği ile işlemlerde büyük kolaylık sağlamaktadır.

DSP'ler bu ünitelerin yanı sıra boru hattı denilen ve aynı anda birden fazla komutun işlemesine izin veren yapıya da sahiptir. Komut saat çevrimini en düşük seviyesine indirirken, işlemcinin çıkışından en yüksek performansın alınmasını sağlamaktadır. Bu da performansı artırıcı bir diğer etkidir.

Boru hattı işleminin tam olarak yeterli olamadığı durumlarda paralel çalışma alternatif bir çözüm olmaktadır. Bir işlemin alt parçalara ayrılıp işlenmesi yerine, paralel işlemciler ile aynı işlemin yapılması çok daha iyi sonuç vermektedir. Bu tür çalışma ise, donanımın karmaşıklaşmasına ve fiyatının biraz artmasına sebep olsa da yapılacak işlemlerin birbirinin yerine geçebilir yapıda ayarlanması çalışmadaki verimi arttıracaktır.

Bütün bu anlatılanlar dikkate alındığında bu ünitelerin tümünün birbiri ile uyumlu çalışabilme özelliklerinden dolayı, karmaşık algoritmalar hızlı bir şekilde işlenebilmektedir. Mimari yapıyı oluşturan ünitelerin birbirinden bağımsız olarak çalışabilmesi, sistemin hızını katlamaktadır.

Sistem tasarımı sırasında DSP sisteminin seçimi sırasında belirli faktörlerin önemi

bulunmaktadır. Bunlar; mimarisini oluşturan ünitelerin iç yapısı, işlem yapabilme kapasiteleri, komut setleri, ve geliştirme üniteleridir. Genel amaçlı işlemcilerde benzer yapılar bulunmasına rağmen, DSP'lerin kendilerine özgü bir sınıflandırması bulunmaktadır. Sistem mimarisi, kontrol edilecek sisteme çok bağımlıdır. Gerekli olan yapı ancak kontrol edilecek sistemin çok iyi tanınması ile mümkündür.

Seçilecek mimari yapı, kontrol algoritmasını en az hata ile, en hızlı biçimde en yüksek performansı sağlayacak şekilde gerçekleştirmelidir. Bunun yanında, başka bir sisteme ne kadar kolay uyum sağladığı etkili bir faktördür. DSP sistemlerinde kolay programlanabilme de önemli bir özelliktir. Bunların yanında performans/fiyat ve performans/verim oranlarının yüksek olması gerektiği de göz önüne alınması gerekli diğer bir etkidir.

DSP mimarisini oluşturan ana üniteler şunlardır: Çarpım veya Çarpım-akümülatör ünitesi (MAC), Aritmetik-lojik işlem ünitesi (ALU), Yığın kaydırma ünitesi (BS), Veri adres jeneratörü ünitesi (DAG), Komut sıralama ünitesi (SEQ).

7.8 DSP Sistemlerinin Seçimi ve Karşılaştırılması

Kontrol edilecek sisteme uygun bir denetleyici seçimi, bir tasarımcının bütün sistemin kurulması aşamasında göz önüne alması gereken en önemli bölümdür. Kontrol edilen sistemin karakteristiğine göre, DSP sisteminin yapısal özellikleri seçilmelidir. İsteğe cevap vermeyen bir kontrol yapısı, yanlış kontrole neden olacaktır. Örneğin sabit nokta ile çalışabilecek yapıdaki bir sistemde kayan nokta kullanılması, sistemin maliyetini katlayacaktır. Kontrol edilen sistemin dinamik sayı aralığının büyük olması veya sayısal hataların getireceği sorunlara karşı aşırı duyarlı olması durumunda, kayan nokta işlemcinin kullanılması, sistemin daha yüksek bir performansta çalışmasını sağlayacak, maliyet fonksiyonunu dengeleyecektir.

DSP sistemleri, mikroişlemci ve mikrodenetleyici olmak üzere iki ana yapıda toplanabilir. Mikroişlemci yapısı, sadece DSP yapısını içermekte, yapının içinde herhangi bir bellek birimi veya seri port, A/D birimi gibi giriş çıkış birimi bulunmaktadır. Yapısında herhangi bir yan birim bulunmaması, hızlı işlem yapma açısından büyük yarar sağlamaktadır. DSP ne kadar hızlı veri işlese işlesin, veriyi aktarırken erişebildiği hız ancak bellek biriminin hızı kadardır. Bu yüzden kullanılan yardımcı birimler genel kontrol yapısına uygun seçilmelidir. Bu yardımcı birimlere erişim süresi, sistemin hızını olumsuz olarak etkilemektedir. Bu yüzden mikroişlemci yapıdaki DSP'lerin, kütük dosyaları ve komut setleri yeterince büyük yapılarak, bellek birimlerinin verimli kullanılması yoluna gidilmektedir. Böylece sistemin hızını

azaltacak yapısal değişiklikler mümkün olduğu kadar aza indirgenecektir.

Mikrodenetleyici yapıdaki DSP sistemleri ise, bellek ve yardımcı birimleri bünyesinde bulundurmaktadır. Bu sayede belirli boyuttaki programlar dışarıdan bir bellek birimine gerek duyulmadan saklanabilmektedir. Yapı içine konulan bellekler, çok kısıtlı boyutta olmasına rağmen, basit uygulamalar için ideal bir çözüm sunmaktadır. Daha geniş bellek ihtiyacı, dış bellek birimleri ile karşılanabilir. Kontrol edilen sistemin parametrelerinin gözlemlenebilmesi ve haberleşme amacıyla yardımcı birimlere ihtiyaç duyulmaktadır. Yapısında seri bir port bulunduran DSP sistemleri, kontrole daha uygun bir alternatif oluşturmaktadır. Analog bir büyüklük, dijital bir veriye dönüştürülerek, sistemin üzerinde işlem yapabileceği bir hale getirilmelidir. Bu gibi alt birimleri yapısında bulunduran bir DSP, dış birimlere minimum gereksinim duyacak şekilde çalışmaktadır. Mikrodenetleyici yapısındaki DSP, mikroişlemci türüne göre daha yavaş işlem yapsa da, mikroişlemcinin dış birimlerle haberleşirken harcadığı zaman bu açığı kapatacaktır. Yalnız içinde bellek birimi bulundurmayan yapı, ek mimari yapılar için gerekli alana sahip olacağından, daha kuvvetli bir işlem kapasitesi sağlanabilir.

DSP sistemlerin kontrol edilen sistemin gereksinimini karşılayabilmesi için mimari yapısının belirli özellikleri taşıması gerekmektedir. Kontrol edilen sistemin ihtiyacının karşılanması sistemin tanınması ile başlamaktadır. DSP'den yeterli verimin alınması, mimarisinde belirli yapıların bulunması ile sağlanabilir. Sistemin maksimum verim ile çalışabilmesi için aritmetik işlemleri yürüten ALU, MAC ve Kaydırma üniteleri, veri akışının kontrolünü yapan DAG ve SEQ üniteleri bulunmaktadır. Bu ünitelerden birinin eksik olması veya yeterli performansta çalışmaması sistemin performansını büyük oranda düşürecektir. Örneğin Kaydırma ünitesindeki etkisiz çalışma durumu kayan nokta işlemlerinin düşük verimle çözümlenmesi anlamına gelmektedir. Veri aktarımı ve akış kontrolünü sağlayan üniteler, sistemin hızını doğrudan etkilemektedirler. Bu ünitelerin yapısındaki bazı eksiklikler, hızın birkaç kat azalmasına neden olmaktadır. Bu ünitelerle beraber sistemin çalışmasına etki eden bir diğer etkende birimleri bağlayan yollardır. Yolların yeterince geniş olmaması, hızı azaltacağı gibi, aritmetik işlemler sonunda verinin tam olarak iletilememesi hatayı arttıracaktır.

Dijital işaret işleme sistemlerinin bir diğer özelliği de gerçek zamanda işlem ihtiyacı göstermeleridir. Kullanıcıya belirli bir gecikme ile ulaşan bir işaret, sistemin hatalı çalışmasına neden olacaktır. Örneğin, motor kontrol sisteminde yük üzerindeki ani bir değişikliğin kontrol sistemi tarafından zamanında algılanamaması sistemin yanlış cevap vermesine neden olacak, motorun tahrip olmasına kadar gidebilecek problemler ortaya çıkaracaktır. Bu yüzden, DSP sistemleri gerçek zamanda veri işleyecek yapıda olmalıdır.

Dijital işaret işleminin temel problemi işaretin örneklenmesidir. İşaretin doğru olarak algılanması, örnekleme frekansının yeterince büyük olmasına bağlıdır. Kontrol uygulamalarında kullanılması gereken işlemci, sistemin bant genişliğinin en az on katı bir hızla örnekleme yapabilmelidir. Ancak bu şekilde, işaretin anlamını kaybetmemesi sağlanabilir. DSP sistemleri işareti yeterince yüksek hızda örnekleyebilmeli ve elde edilen verileri saklayabilmelidir. Uygulamanın yapısına göre örnekleme frekansı da artmaktadır. Görüntü ve ses işleme sistemlerinde çok yüksek örnekleme frekanslarına ihtiyaç duyulurken, kontrol uygulamalarında daha düşük frekanslar yeterli olmaktadır. Kontrol uygulamalarında 1 kHz örnekleme frekansı olmasına karşılık haberleşme uygulamalarında 8 kHz, ses işlemede 8-10 kHz, müzik işleme uygulamalarında 40-48 kHz, video görüntü işlemede ise 14 Mhz örnekleme frekanslarına gerek duyulmaktadır.

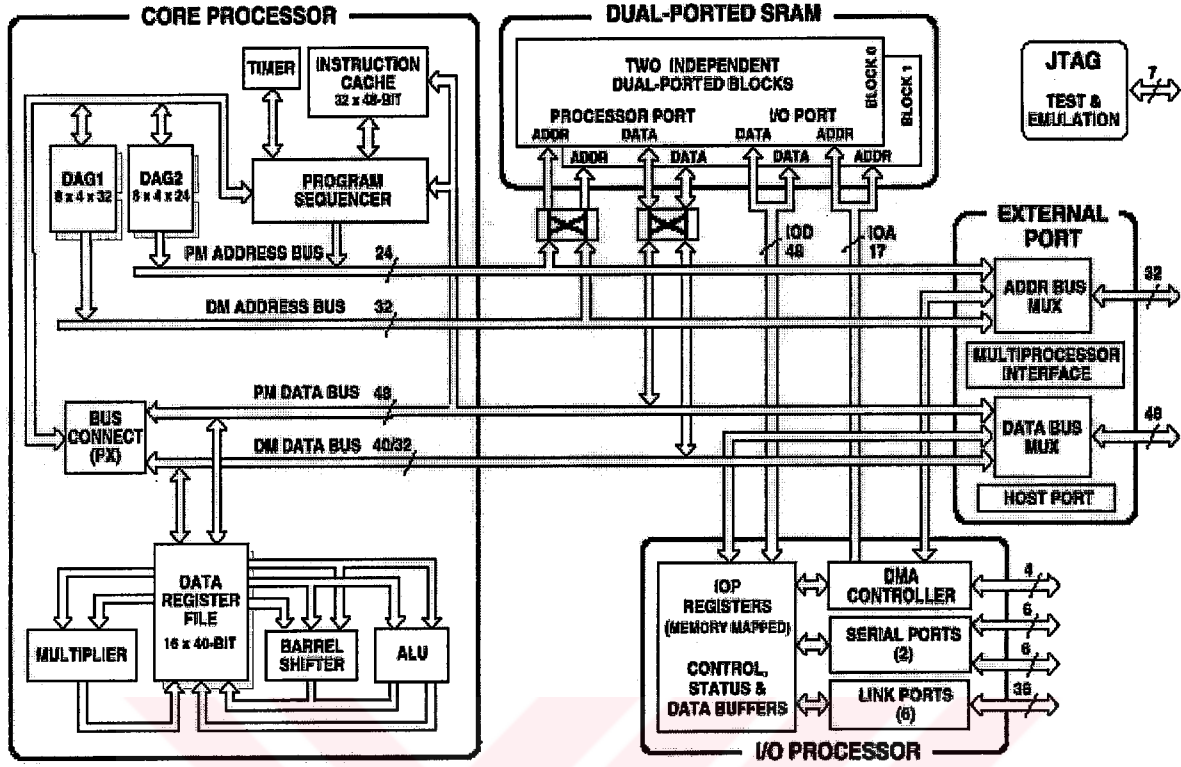
DSP sistemlerinin geliştirilmesi ile işaret işleme çok daha kolay ve ucuz bir çözüm olanağına kavuşmuştur.

7.9 DSP Uygulama Alanları

VLSI teknolojisindeki gelişmeler, DSP sistemlerinin çok kısa bir süre içinde kontrol uygulamalarının bütün alanlarına girmesine olanak sağlamıştır. DSP'nin genel işaret işleme alanında, dijital filtreleme, konvolusyon, korelasyon, hilbert dönüşümleri, FFT (hızlı fourier dönüşümü), adaptif filtreleme, ve sinyal üretimi gibi geniş bir uygulama alanları bulunmaktadır. Bunların başlıcaları; görme sistemleri, spektrum analizi, ses tanıma, robot ve motor kontrole, radar işleme, modemler ve cep telefon sistemleri, adaptif yol kontrolü, işitme cihazlarıdır. Bütün bu örneklerden de anlaşıldığı gibi, dijital sistemlerin olduğu her alanda DSP kullanılmaya başlanmıştır.

7.10 ADSP-21062 SHARC Sayısal İşaret İşleyici ve Teknik Özellikleri

ADSP-21062 SHARC, temelde ses, konuşma, grafik, resim tanıma uygulamaları için tasarlanmış yüksek performanslı 32 bit sayısal işaret işleyicidir. Yapısı; çekirdek ünitesinin etrafına kurulmuş 2 Mbit Sram, DMA kontrolörü, 2 bağımsız seri port ve Link porttan ibarettir. Artarda veya paralel bağlantılı DSP uygulamalarına uygun veri yolu ve kontroluna sahiptir. Aşağıdaki şekilde ADSP-21062' nin blok diyagramı gösterilmiştir.

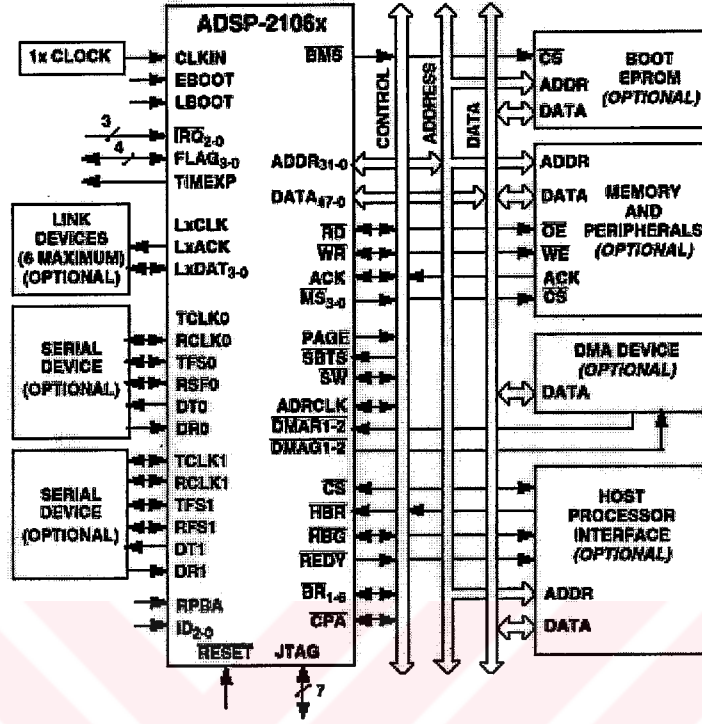


Şekil 7.4 ADSP-21062 Blok diyagramı (ADSP 2106X User Manual, 1996)

Diğer DSP türlerine göre ayırıcı özelliklerini şu şekilde sıralayabiliriz.

- Hızlı, rahat kullanımlı aritmetik hesaplama ünitesi : Tüm komutlarını tek bir saat çevriminde gerçeklemektedir. IEEE kayan nokta aritmetik uyumludur.
- Hesaplama üniteleri arasında rahat bilgi akışı: Mimarisi 10 port bilgi kayıt dosyası ile desteklenmiştir. Bu şekliyle bir saat çevrimi içersinde; kayıt dosyaları arasında okuma yazma yapabilir, ALU üzerinde 2 işlem yapabilir, çarpma işlemi yapabilir , ALU ve çarpma işleminin sonucunu aynı anda alabilir.
- Hesaplama ünitelerinde arttırılmış doğruluk ve dinamik oran.
- Çift adres jeneratörü.
- Hızlı ve verimli program akış kontrolü.

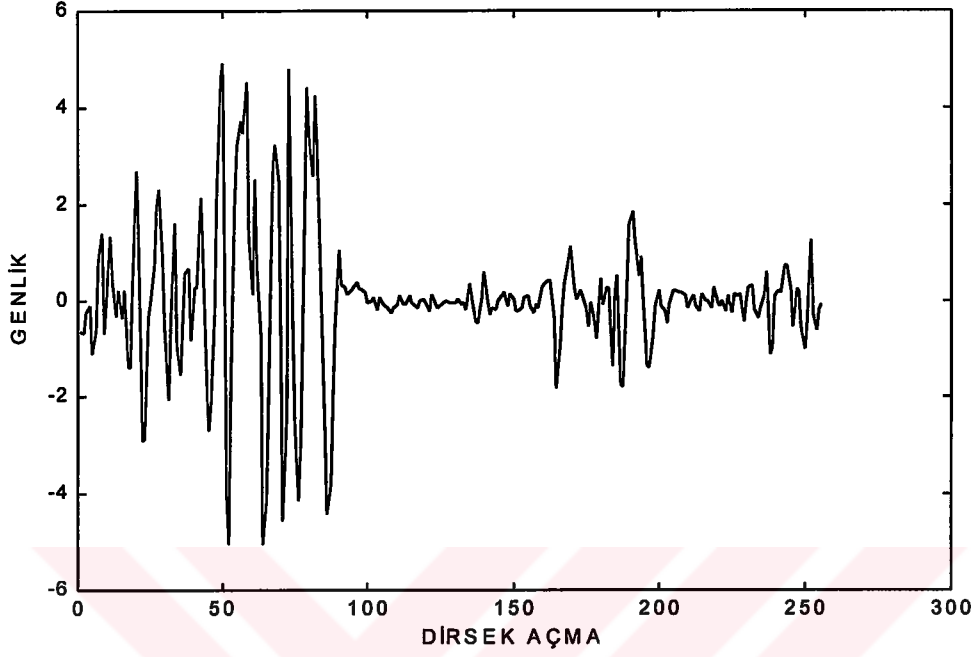
Şekil 7.5' de tüm bu özellikleri göz önüne alınarak, DSP ve çevre birimleri ile oluşturulabilecek genel bir bağlantı şeması verilmiştir.



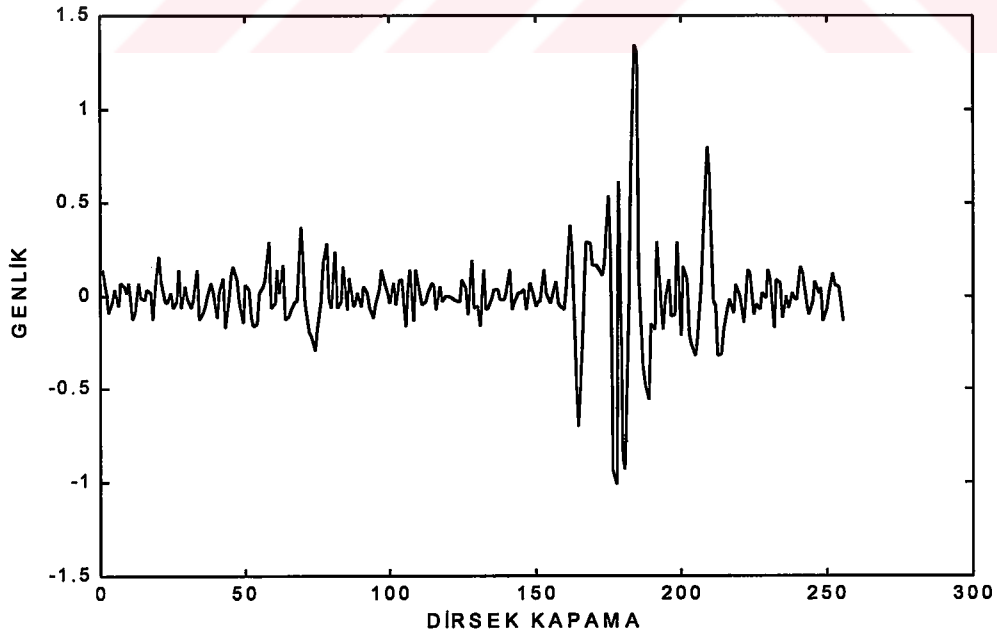
Şekil 7.5 DSP genel bir bağlantı şeması (ADSP 2106X User Manual, 1996)

7.11 EMG İşaretlerinin Analog Formda İncelenmesi

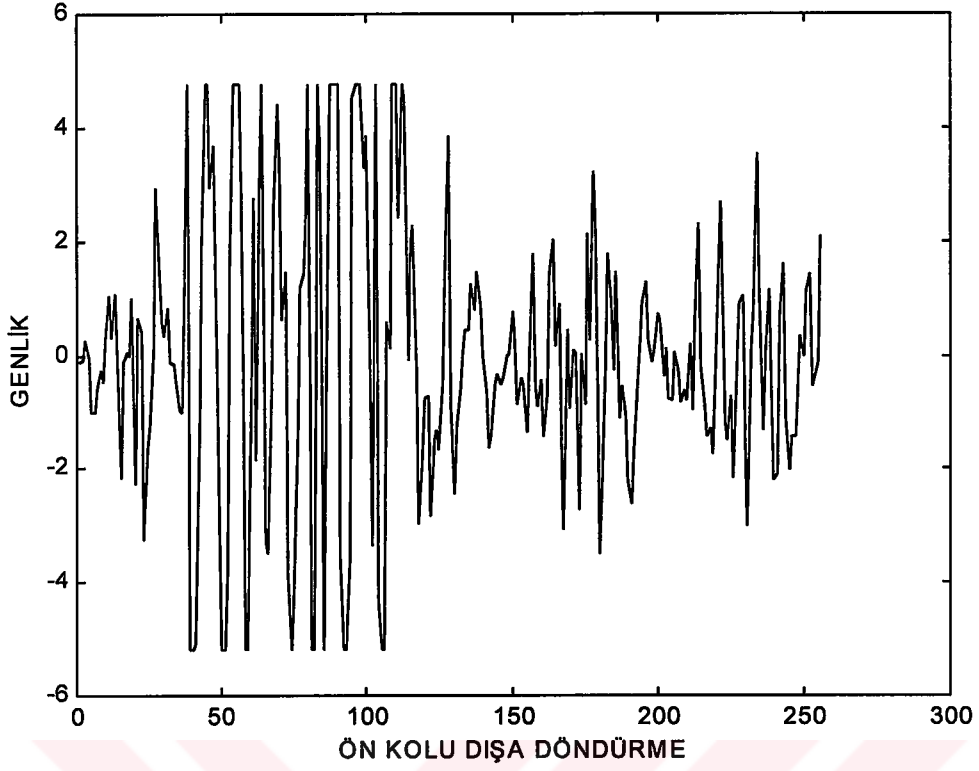
Aşağıda 4 değişik hareket için Biceps kaslardan alınan örnek EMG bilgileri gösterilmiştir.



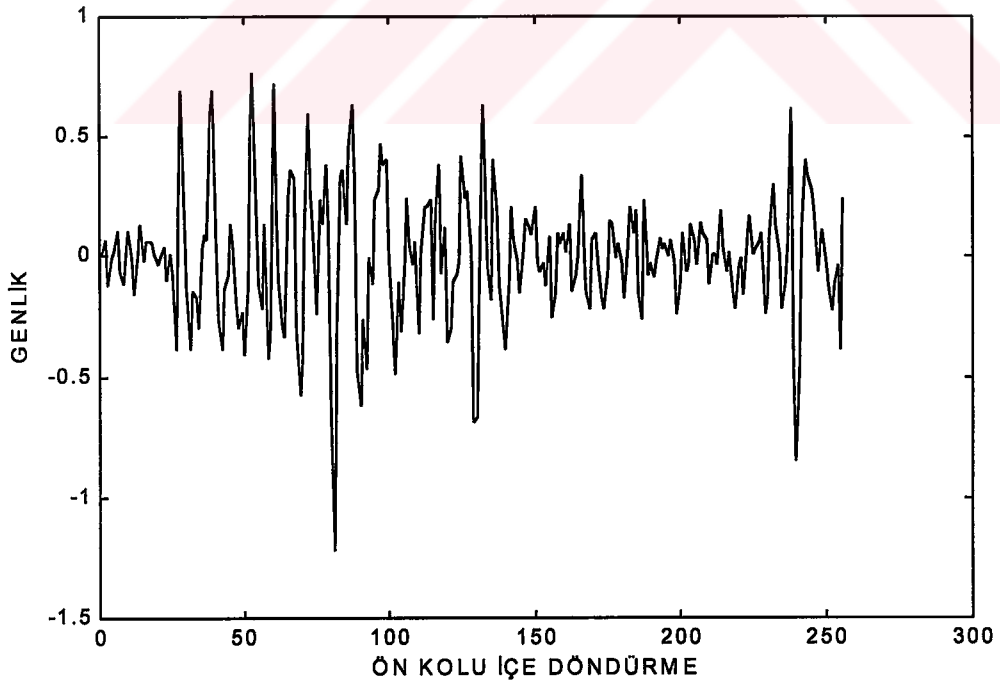
Şekil 7.6 Dirsek açma hareketinin oluşturduğu bilgi



Şekil 7.7 Dirsek kapama hareketinin oluşturduğu bilgi

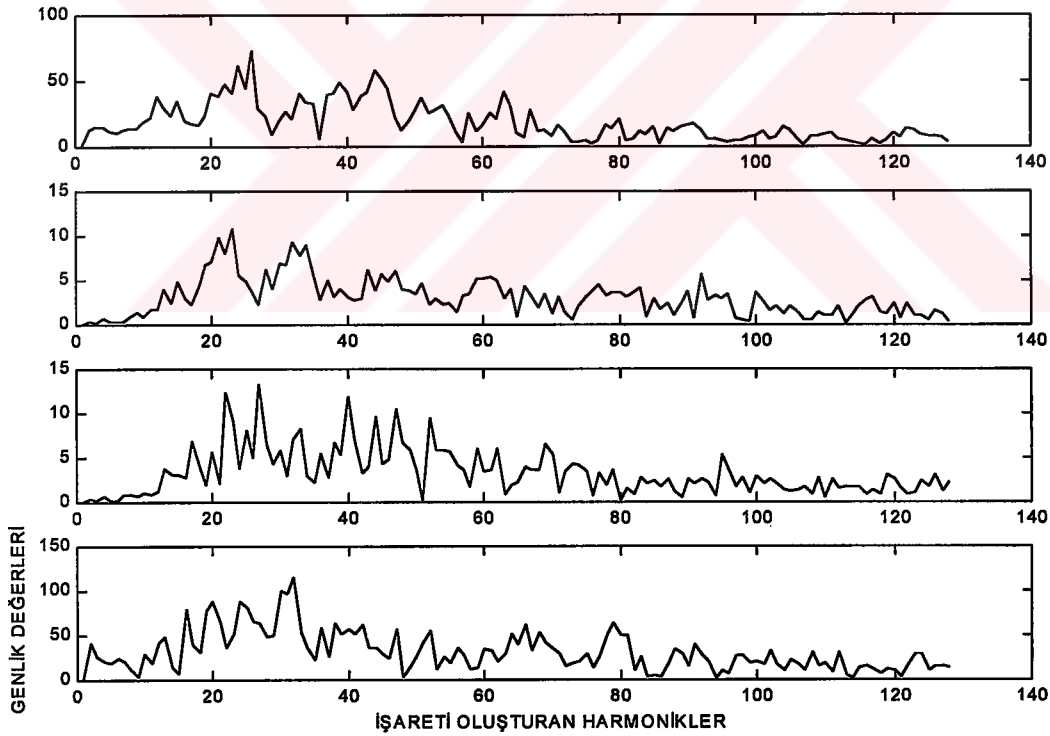


Şekil 7.8 Ön kolu dışa döndürme hareketinin oluşturduğu bilgi



Şekil 7.9 Ön kolu içe döndürme hareketinin oluşturduğu bilgi

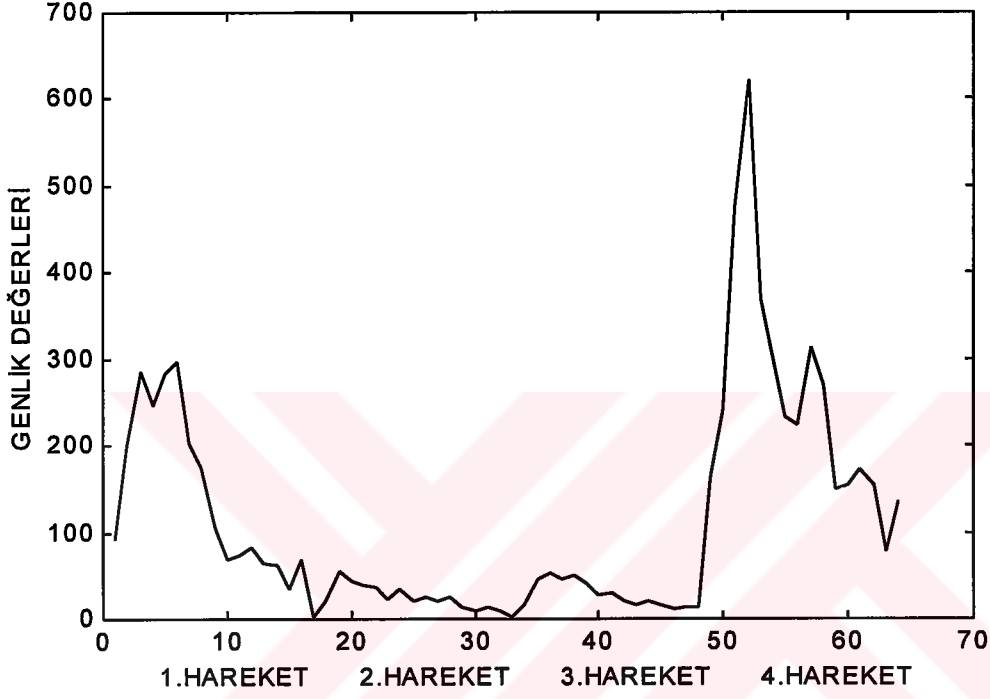
Bu dalga şekilleri elektrotlar vasıtasıyla vücut yüzeyinden aldığımız analog bilginin, tasarlanmış olduğum ADC kartı ile sayısalaya çevrilmesi sonucu elde edilmiş hareket bilgileridir. Bu bilgiler PC ye kaydedilmiş ve Matlab programı ile 0 orijinli olarak çizilmiştir. Çizilen şekillerden, farklı hareketler için oluşan EMG bilgisinin gözle görünür bir farklılık arz ettiği hissedilmektedir. Fakat önemli olan, bu farklılığı bir şekilde matematiksel olarak tanımlayabilecek ve sınıflamayı yapabilecek uygun yöntemi ortaya koyabilmektir. Bu amaçla EMG işaretlerinin frekans spektrumu analizi yapılarak her bir hareket için yeni bir tanımlayıcı bilgi elde etmeyi düşündüm ve gördüğüm o ki frekans spektrumunu oluşturan bileşenler dağılım olarak ta genlik olaraktan farklı hareket için farklı bir yapı ortaya koymaktadır. Özellikle genlik seviyelerindeki farklılık analiz için oldukça cazip gözükmetedir. Ancak burada unutulmaması gereken EMG işaretlerinin kişiye göre ve kas yorgunluğuna göre değiştiğidir. Analizlerimizi her bir kişi için ayrı ayrı ve her bir durum için yapabileceğimizi düşünürsek , bu problemi büyük ölçüde yok sayabileceğimizi söyleyebilirim. Şekil 7.10 'de bahsettiğimiz bu frekans analiz sonucunu dört hareket için görebiliriz.



Şekil 7.10. Dört hareket için oluşturulmuş frekans spektrumu

Yukarıdaki şekilden de anlaşılacağı üzere hareketlerin sonucu oluşan EMG sinyallerinin frekans bileşenleri farklı genlik değerlerinde çıkış vermektedir. Bu farklılığı daha da arttırmak

ve yapay sinir ağını daha az giriş hücresi ile oluşturmak için bu spektrum bilgisi baştan itibaren 8'erli gruplar halinde toplamları alınarak 16 datadan oluşmuş bir bilgiye dönüştürülmüştür. Bu 16'lık bilgi demeti 16 giriş hücreli yapay sinir ağına eğitime bilgisi olarak sunulmuştur. Bu 16 sayısı deneme yanılma yoluyla bulunmuş optimum değer olarak karşımıza çıkmıştır. Şekil 7.11 'da dört hareket için gerçekleştirilmiş bu gruptama bilgisi aynı eksen üzerinde gösterilmiştir.

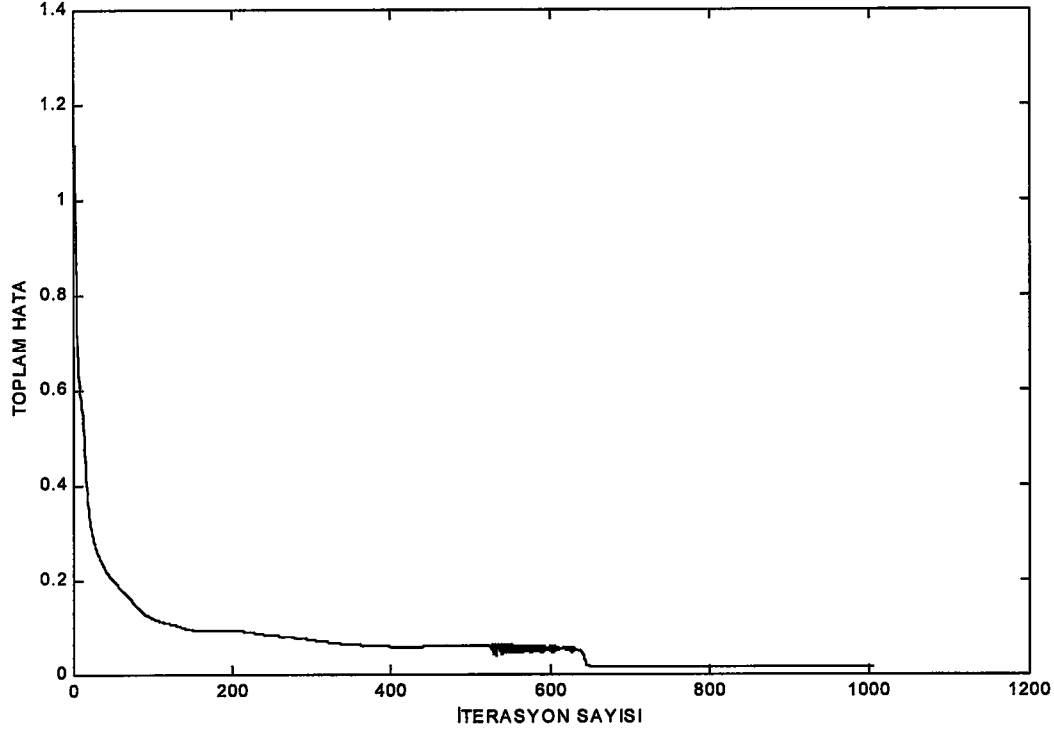


Şekil 7.11 Dört hareket için gruplama sonucu oluşan yeni dalga formları

Şekil 7.11'dan görüldüğü gibi Şekil 7.6 'ten itibaren verilmiş 4 dalga şekli bilgisi bir şekilde gruplanarak tanımlayıcı özelliğe haiz yeni dalga şekilleri elde edilmiş oldu. Bu daha az hafıza tutan yeni bilgiler DSP üzerinde yapay sinir ağı programına girilerek eğitim algoritması yürütülmüştür.

7.12 Yapay Sinir Ağı Programı Sonuçları

Yapay sinir ağıımız ;16 hücreli bir giriş katmanı, 12 hücreli bir gizli katman ve 4 hücreli bir çıkış katmanından oluşturulmuştur. Ağın eğitilmesi için (Back propagation) Geri Yayılım Algoritması kullanılmıştır. Aşağıdaki şekilde 1000 iterasyon sonunda ortaya çıkmış Hata Fonksiyonu gösterilmiştir.



Şekil 7.12 Eğitim sonunda ortaya çıkan toplam hata fonksiyonu

Eğitime sırasında 1000. iterasyonda hata değeri 0.014 olarak yeterli görülmüş ve eğitime son verilmiştir. Eğitim safhasının 1000 iterasyonda bitirilmesine; mümkün olan en az iterasyonda doğru ağırlıkların oluşabilmesi isteği göz önüne alınarak, denemeler sonucu karar verilmiştir.

Yapay sinir ağının eğitilmesinde her bir hareket için alınmış 20 'şer hareket bilgisinden rasgele 15 tanesi seçilerek yukarıda bahsi geçen prosedür içinde işleme konulmuştur. Geriye kalan her bir hareket için 5'er örnek test aşamasında kullanılmıştır. Test aşamasında bu 5'li örnek demeti benzer prosedür ile gruplanarak eğitilmiş ağa giriş olarak verilmiştir. Test sonuçlarından bir örnek aşağıdaki çizelge 7.1 'de gösterilmiştir.

Eğitime safhasının sonunda elde edilen ağın ağırlık değerleri test safhasında kullanılarak ağın gecikmesiz olarak cevap üretmesi sağlanmıştır. Çizelgeden de görüleceği üzere yapay sinir ağımız oldukça başarılı bir tanıma gerçekleştirmiştir. Çizelgede, yapılan bir harekete karşılık sistemin verdiği cevabın doğruluk oranı belirtilmiştir. Diğer 4 örneğin test sonuçları da yine benzer doğruluktadır.

Çizelge 7.1 Yapay sinir ağı test safhası hareket tanıma sonuçları

HAREKET TANIMA	1.HAREKET	2.HAREKET	3.HAREKET	4.HAREKET
1. HAREKET	0,9941	0,0002	0,0036	0,0029
2. HAREKET	0,0001	0,9999	0,0004	0,0021
3. HAREKET	0,0004	0,0011	0,9818	0,0001
4. HAREKET	0,0006	0,0010	0,0003	0,9977

1. HAREKET DIRSEK AÇMA
2. HAREKET DIRSEK KAPAMA
3. HAREKET ÖN KOLU DISA ÇEVİRME
4. HAREKET ÖN KOLU İÇE ÇEVİRME



8 GÜNÜMÜZDE KULLANILAN KOL PROTEZ TIPLERİ

Günümüzde gelişen teknolojiyi de düşünürsek kol protezleri içinde oldukça değişik seçenekler olduğunu hissedebiliriz. Organ eksikliğinin seviyesi, organın geriye kalan kısmının durumu, ferdi amaçlar ve çalışma şartlarını gibi bir çok faktöre bağlı olarak bir seçenek diğerlerine göre daha uygun olabilir. Buna ek olarak, bir ferdin rehabilitasyon potansiyelini maksimum yapmak için bir seçenekten fazlası gerekebilir.

Temelde altı seçenek protez kullanımı için ortaya atılmıştır. Bununla birlikte temel düşünce, her organ eksikliğine sahip kişinin altı protez seçeneği olması, sorular sorması ve kendisinin yaşam stiline ve ihtiyaçlarına en uygun seçeneğe karar verebilmesi için gerekli imkanların sağlanması gerektiği şeklindedir. Bunu başarmanın en uygun yolu deneyimli bir protezci ile birlikte “Başlangıç Protezine Karar Verme Toplantısı” yapmaktır. Deneyimler, eğer bir protez, bazı kişisel ihtiyaçları sağlamıyorsa bir süre sonra kullanılmayacağını göstermiştir. Kişisel ihtiyaçlar, fonksiyonla alakalı, kozmetik veya psikolojik olabilir. Aşağıda tüm bu protez seçenekleri ayrıntılarıyla incelenmeye çalışılmıştır.

8.1 Protez Kabul Etmeme

Herkes protezi kabul etmeyebilir ve kabul etseler bile çoğu kişi protezi kullanmamayı seçerler. Üst kol sakatlarından sadece yarısı protez hizmetinden yararlanabilmektedir. Bunların da yarısı aldıktan sonra bir yıl içinde protezi kullanmamaya başlarlar. Bunun nedeni nedir? Organ eksikliği bulunanların çoğuna göre, protez kullanmanın eksik fonksiyonlarını artırmadığını düşünülmektedir. Bazıları gerekli maddi imkanı bulamaz veya şahsi ihtiyaçlarına uygun protezlere sahip olamazlar. Bazıları da ağrı, rahatsızlık, zayıf fonksiyon özelliği gibi eksiklikleri içeren ilk deneyimlere sahip olmuşlar ve sonunda protez tedavisini devam ettirmemeye karar vermişlerdir. Geçmişte protez kullanmamayı seçen bazı üst kol sakatları, deneyimli bir protezci vasıtasıyla ileri bağlantı teknikleri ve komponentlerinin kullanılmasının hayatlarını kolaylaştıracağını fark etmişlerdir.



Şekil 8.1 Protez kullanmamayı seçmiş bir kişi (Arm Dynamics, 1999)

8.2 Kozmetik Restorasyon

Kozmetik restorasyon veya karşı el veya kolun eşlenmesi popüler bir protez seçeneğidir. Bu seçenek, sonradan veya doğuştan eksik organın, sakat olmayan el veya kola görünüş olarak benzer ve basit olarak dengeleme ve taşımaya yardımcı olabilecek bir protezle tedarik edilmesi şeklindedir. Kozmetik protez bazen pasif protez olarak adlandırılır çünkü bu protez elin ve veya kolun fonksiyonu yoktur. Yani, çok nadiren malzemeleri kavrama kabiliyeti sunar. Tipik olarak kozmetik restorasyon üç malzemeden yapılır: sert PVC, esnek latex veya silikon. Bu tip protezler diğer protez seçeneklerine göre daha hafiftirler ve çok daha az hareketli parçaya sahip olduklarından daha az bakım gerektirirler.

Çizelge 8.1 Kozmetik protezin avantaj ve dezavantajları (Arm Dynamics, 1999)

AVANTAJLARI	DEZAVANTAJLARI
Hafiflik	İki taraflı kavrama gereken aktiviteleri yapmada zorluk
Minimum bağlantı düzeneği	
Daha az bakım	
Kontrol kablosu yok	



Şekil 8.2 Silikondan yapılmış kozmetik bir el (Arm Dynamics, 1999)

8.2.1 Sert PVC

Bu malzeme bileğin eklem kısmının üstündeki bir seviyede organ eksikliği veya bozulması bulunan şahıslarda sıklıkla kullanılır. Bir protez parça üreticisi olan Hosmer çeşitli renk ve boylarda ayrıntılı bir PVC eldiven serisi üretmektedir. Bu eldivenler tamamıyla tek renkten oluşmakta buda çizilmelerde dahi rengin değişmemesini sağlamaktadır.

oluşmakta buda çizilmelerde dahi rengin değişmemesini sağlamaktadır.

Standart kozmetik protezin ağırlığını taşıyamayacak kısalıkta kalan eksik organ kısmına sahip kişilerde (sık rastlanan doğuştan organ eksikliği) bu malzemenin kullanılmasından özellikle iyi sonuçlar elde edilmiştir. En çok rastlanan doğuştan organ eksikliği radioulnar (dirsek altı) çok kısa kalmış organ şeklinde ortaya çıkmaktadır.

8.2.2 Esnek latex

Kozmetik restorasyonlar için kullanılan en genel malzemedir. Latex her yerde bulunabilecek protez ellere uyan önceden belirlenmiş boyuttaki eldiven diye adlandırılan ince yapıda bir malzemedir. Bu eller pasif, vücut tarafından işletilen veya elektriksel olarak işletilen tipte olabilirler. Bir latex eldiven sabit renktedir fakat isteğe bağlı olarak çiller, tırnaklar, yaş lekeleri ve benler ile sonradan boyanabilir. Kısmi el restorasyonları da bu malzemeden yapılabilir ve genellikle avuç içi kısmında giyip çıkarmayı kolaylaştıran bir fermuara sahiptir. Bu malzemenin avantajı hafif ve ucuz olmasıdır. Dezavantajı ise çoğunlukla kalıcı olmak üzere kirlenmesidir. Yıpranma ve kirlenme nedeniyle çoğu kullanıcı latex eldiveni yılda 3-12 defa değiştirirler. Bazı hastalar diğer malzemelerin sahip olduğu gerçeklikten (estetik ve duyarlı olmaktan) uzak olduğunu bildirmektedir.

8.2.3 Silikon

Silikon uzun zamandır mevcut olan bir malzemedir fakat üst kol restorasyonlarında kullanılmaya başlanması son zamanlarda olmuştur. Geleneksel doğal yapısından dolayı diğer malzemelere nazaran silikon restorasyon yapma işlemi daha karmaşıktır fakat genellikle en realist ve dayanıklı sonucu da yine bu malzeme sağlar. Silikonun çeşitlilik arz eden dokusu kullanılarak, boyut ve şekil verme geleneksel kalıp verme şeklinde yapılarak ,renk ise zarar görmemiş elin çeşitli fotoğrafları alınarak realizme ulaşılır.

En son ürün olan kozmetik restorasyon ise zarar görmemiş eli öyle bir andırmaktadır ki genellikle dikkat çekmeyecek bir şekilde kullanılabilir. Latex gibi kirlenmemesi, en yüksek kozmetik restorasyon kalitesi, 3 ila 5 yıllık dayanıklılık süresi silikonun avantajlarını oluşturmaktadır. Latex' ten ağır olmasından dolayı özellikle endoskeletal dizaynları destekleyenler gibi belirli bazı protez tiplerinde kullanılabilir olması silikonun en büyük dezavantajıdır. Ayrıca silikon daha pahalıdır ve daha uzun bir üretim safhası vardır.

8.3 Vücut Desteğiyle İşletilen Protezler

Vücut tarafından işletilen bazen geleneksel protez olarak adlandırılan protez büyük vücut hareketleriyle kontrol edilir ve işletilir. Hareketler genellikle omuzdan, üst koldan veya gövdeden, bir terminal cihazına (çengel veya el) bağlanan bir kabloya bağlı bir kontrol düzeneği vasıtasıyla kontrol edilir. Bazı organ eksikliklerinde veya bozukluklarında hastaya ek fonksiyonlar sağlamak amacıyla bir dirsek eklenebilir. Vücut tarafından işletilen bir protezi kontrol edebilen hastanın en azından aşağıdaki büyük vücut hareketlerinden bir veya bir kaçını yerine getirebilmesi gerekir:

- Glenohumeral flexion
- Scapular abduction veya adduction
- Omuzu germe ve kaldırma
- Göğüs genişlemesi

Vücut tarafından işletilen bir protez kullanmaya elverişli bir hasta olabilmek için genellikle gerekli olan bir kaç ihtiyaç vardır:

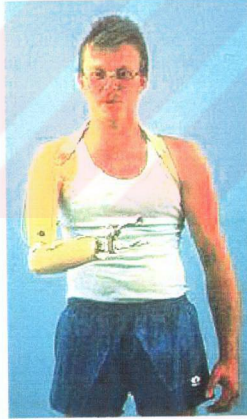
- Yeterli uzunlukta organ kalıntısı
- Yeterli kas miktarı
- Yeterli hareket aralığı/mesafesi

Vücut tarafından işletilen protezin bir kaç avantajı vardır. Basit yapısından dolayı, bu tip protezler dayanıklıdır ve su ve toz içeren ve potansiyel olarak diğer zarar verici çevre etkilerinin de dahil olduğu görevleri yerine getirmede kullanılabilirler. Bir çok vücut destekli protez kullanan hasta, proprioception diye adlandırılan olaydan dolayı kontrol yeteneklerini artırdıklarını söylemektedirler.

Proprioception terminal cihazının pozisyonu hakkında geri besleme sunar. Örneğin kullanıcı terminal cihazına bakmaksızın kontrol düzeneğinin omuz bölgesine yaptığı basıncın miktarı vasıtasıyla çengelin açık mı kapalı mı olduğunu anlayacaktır. Çoğu tamir işleri kopuk kontrol kabloları kontrol düzeneğini değiştirme ve terminal cihazlarının ayarlanmasıyla alakalı olduğundan vücut tarafından işletilen bir protez düşük bakım maliyetine sahiptir. Elektriksel olarak işletilen protezler gibi protez seçenekleriyle karşılaştırıldığında bu tip tamirler oldukça ekonomiktirler.

Vücut tarafından işletilen protezin bir kaç dezavantajı da vardır. Bu tip protezleri giyenlerin en genel şikayeti rahatsız edici ve kısıtlayıcı olan kontrol düzeneğidir. Yeni malzemeler sayesinde rahatsızlık azaltılmış olsa da, omuzun hareketini yakalamak ve protezi havada tutmak için kontrol düzeneği sıkı olmalıdır. Bu sıkı kontrol düzeneği, hareket aralığını ve fonksiyon zarfını sınırlar. Fonksiyon zarfı hastanın protezini kontrol edebildiği boşluktaki bölgedir. Çoğu durumda, vücut tarafından işletilen protez kullanıldığında, fonksiyon zarfı hastaların ön taraflarında bel seviyesinden ağız seviyesine kadardır. Protez yandan dışa doğru, aşağı ayaklara doğru ve başın üstüne doğru kullanılmaya çalışıldığında kontrol aralığında oldukça büyük bir düşüş yaşanır. Diğer hastalar çengel ve kontrol kablolarının görünüşünden hoşlanmamakta ve daha doğal görünümlü protezler istemektedirler.

İsteğe bağlı açma ve isteğe bağlı kapama şeklinde iki tip vücut tarafından işletilen el ve çengel vardır. İsteğe bağlı açma hasta gevşemiş durumda olsa bile hastaya kavrama kontrolü verir. Bu özellik elde edilirken 6 pound' tan daha düşük olan bir sınırlı kavrama gücünü de kabullenmek gerekir. İsteğe bağlı kapama, çoğunlukla 50 pound' tan büyük olan tatmin edici bir kavrama gücü sağlar fakat kavramayı kaybetmeden hastanın gevşemesine müsaade etmez.



Şekil 8.3 Vücut destekli olarak işletilen bir kol protezi (Arm Dynamics, 1999)

8.4 Elektriksel Olarak İşletilen Protez

Bu tip protezler fonksiyon sağlamak için küçük elektrik motorları kullanırlar. Bu motorlar terminal cihazında (el veya çengel), bilek ve dirsekte bulunabilir. Elektriksel olarak işletilen

protez motorlarına enerji sağlamak amacıyla şarj edilebilir bataryalar içerirler. El fonksiyonunu işletmek için elektrik motorları kullanıldığından, 20-32 poundu aşabilecek nitelikte elin kavrama fonksiyonu büyük oranda artırılmıştır. Bu tip bir protezi kontrol etmenin bir kaç yolu vardır.

- Myoelektrik Kontrol
- Servo Kontrol
- Push Button Kontrol
- Kontrol Düzenegi Anahtarı ile Kontrol

Bir çok durumda tekli bir kontrol planı seçilir. Daha ileri ve yüksek seviyeli bağlantı parçaları için, daha zengin bir fonksiyon sağlamak üzere aynı protezde bir kaç kontrol tekniği birden kullanılır.

8.4.1 Myoelektrik Kontrol

Muhtemelen en popüler kontrol tekniğidir. Bu, vücuttaki her bir kasın esnemesi veya büzülmesiyle vücuttaki kimyasal etkileşimler tarafından yaratılan küçük bir elektriksel sinyalin (EMG) oluşması kavramına dayanır

Deri yüzeyine bağlanan ve elektrot olarak adlandırılan sensörler kullanılarak EMG sinyali kaydedilebilir. Kaydedildikten sonra, sinyal kuvvetlendirilir ve hareket ve fonksiyon elde etmek amacıyla el, bilek veya dirsekte bulunan motorları hareket ettirmeye yarayan bir elektronik kontrolörde işlenir.

Bu seçenikle ilgilenenlerin ilk önce Myoelektrik Test' e tabi tutulmaları gerekir. Bu sakat organın kalan kısmına elektrotlar yerleştirmeyi içerir. Bir myotester bu elektrotlara bağlanır ve kaslarınızı sıkarken iki önemli şeyi kaydeder.

- EMG sinyalinin şiddeti (ne kadar elektrik sinyali kaydedilebilir olduğu)
- Test edilen hastanın kasılmaları ayırt etme kabiliyetinin var olup olmadığı

Kasılmaları ayırt etmenin manası bir kasın kasılması halinde zıt kasın gevşek kalması şeklindedir. Bunu yapabilme kabiliyeti önemlidir çünkü eğer iki kasta aynı anda kasılırsa, kontrolör kontrol motorlarına aynı anda açma ve kapama komutları verecektir. El aç ve kapa komutlarını aynı anda alacak ve bunun sonucunda hiç bir fonksiyon yerine getirilmemiş

olacaktır.

• AVANTAJLARI

Birçok insan bu kontrol planını seçer çünkü çalışmak için büyük vücut gücü isteyen vücut tarafından işletilen protezlerin aksine, myoelektrik olarak kontrol edilen protez sadece kullanıcının kaslarını esnetmesine ihtiyaç duyar. Bu, sıkı ve genelde rahatsız edici olan kontrol düzeneği ihtiyacını ortadan kaldırır. Myoelektrik protezin bir başka avantajı da, kontrol kablosu veya kontrol düzeneğine gerek duymadığından dolayı, büyük bir zenginlikle kozmetik restorasyon sağlayacak şekilde latex veya silikonla kozmetik deri uygulanmasına izin veriyor olmasıdır.

Ayrıca hasta protezi, vücut tarafından işletilen protezlerle çok zor yapılan başın üstünde, ayağa kadar olan aşağı tarafta ve yandan dışarı doğru olan hareketlerde kullanabilmektedir. Myoelektrik kontrollü protez “İskeletsel/yumuşak doku kilidi veya Emme (skeletal/soft tissue lock or suction)” adında iki askıda tutma tekniğini kullanarak askıda tutma düzeneğini de ortadan kaldırır.

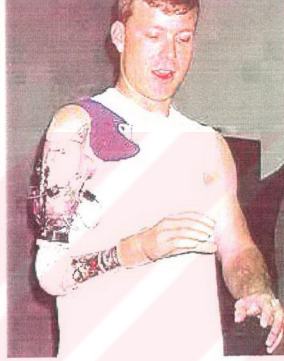
İskeletsel/yumuşak doku kilidi, askıda tutma özelliği sunmak amacıyla dirsek veya bileğin etrafındaki bölgelere baskı uygulayan bir soket veya hasta ara yüzeyi dizayn etmeyi içeren bir tekniktir. Emme askısı ise sokete bir valf ekleyerek yapılır. Hastaya soket bağlandıktan sonra valf, hastaya yeterli askıda tutma kabiliyeti sağlayacak şekilde soketin içinde negatif basınç yaratır.

• DEZAVANTAJLARI

Diğer protez seçeneklerinin aksine, elektriksel olarak işletilen protez şarj etme, deşarj etme, ıskartaya çıkarma ve değiştirmeyi içeren belirli bir miktarda bakıma ihtiyaç duyar. Batarya sisteminden ve elektrik motorlarından dolayı elektriksel olarak işletilen protez seçeneği diğer seçeneklere nazaran daha ağır olacağı duygusu verir ancak ileri askıda tutma teknikleri ile bu duygu en aza indirgenebilmektedir.

Gereği gibi üretilip takıldıktan sonra, elektriksel olarak işletilen protez, diğer protez seçeneklerinden daha fazla bakıma ihtiyaç duymaz. Ancak tamire gerek duyulduğunda karmaşık yapısından dolayı diğerlerine nazaran daha pahalıdır. Bir elektriksel olarak işletilen protez yüksek seviyeli teknoloji sağlar fakat bunu yüksek fiyatla birlikte sunar. Nemle karşılaştığında arıza yapmaya meyillidir. Eğer bu seçeneği düşünüyorsanız ve nemli bir ortamda çalışıyorsanız, bu sizin esas çalışma proteziniz olmamalıdır.

Yapmış olduğumuz bu tez çalışması, Myoelektrik kontrollü protezlerdeki hastanın istenen kasılmayı ayırt edebilme kabiliyeti problemini ortadan kaldırmak ve bu hareket ayırt etme işini elektronik bir sisteme bırakmak, amaçlarına yönelik olmuştur. Böylelikle protez kullanımında, hasta yapmak istediği hareket neticesinde kas uçlarında oluşan EMG bilgisini proteze uygun olacak şekilde düzenlemek ve bunu yapmayı öğrenmek zorunda kalmayacaktır. Hastanın normal olarak ürettiği EMG işaretleri elektronik kontrol ve sınıflama düzeneği tarafından sınıflandırılır ve uygun hareket ilgili eklem motorları aktif ettirilerek gerçekleştirilir.



Şekil 8.4 Myoelektrik kontrollü bir protez kullanılırken (Arm Dynamics, 1999)

8.5 Hibrid Protez

Hibrid protez tek bir protez içinde hem vücut tarafından işletilmeyi hem de elektriksel olarak işletilmeyi içinde bulundurur. Daha çok transhumeral (dirsek üstü) organ eksiklikleri veya bozukluklarına sahip fertlerde kullanılır. Hibrid protez genelde, vücut tarafından işletilen bir dirsekten ve bir de myoelektrik olarak kontrol edilen terminal cihazından (çengel veya el) oluşmaktadır. Kullanıcı tarafından istenildiğinde, myoelektrik olarak kontrol edilen bir bilek ve alt kolun ve elin kozmetik olarak restorasyonu buna dahil edilebilir. Bir başka tip hibrid protez ise elektriksel olarak işletilen bir dirsek ile vücut tarafından işletilen bir çengel veya elin kombine edilmesiyle oluşturulur. Omuz eklemi eksikliği veya bozulmasının hibrid protezlerle çözümlendiği durumlarda, bu tip bir protezi işletmek için gerekli vücut gücünün büyüklüğünden ve böyle bir hareketin yaratabileceği EMG sinyal girişiminden dolayı, böyle durumlar dikkatli bir biçimde ele alınmalıdır.

Hibrid protezin çeşitli avantajları vardır. En önemlisi, elektrikli çengeli/eli açarken veya kaparken veya bileği döndürürken, dirseğin esnemesi ve uzanmasının kontrolünün simültane olarak yapılabilmesidir. Diğer protez seçenekleri genellikle kullanıcıya her seferde bir fonksiyonu (dirseği esnetme, dirseği kilitleme, terminal cihazını açma veya kapama) kontrol etmeye imkan verir. Hibrid protez daha hafiftir ve elektriksiz olarak işletilen dirsek ve el ile oluşturulan benzer bir protezden daha ucuzdur. Dezavantajları ise içinde bulundurduğu diğer protez seçeneklerinin sahip olduğu dezavantajlarla aynıdır.



Şekil 8.5 Hibrid protez kullanılırken (Arm Dynamics, 1999)

8.6 Aktiviteye Yönelik Protez

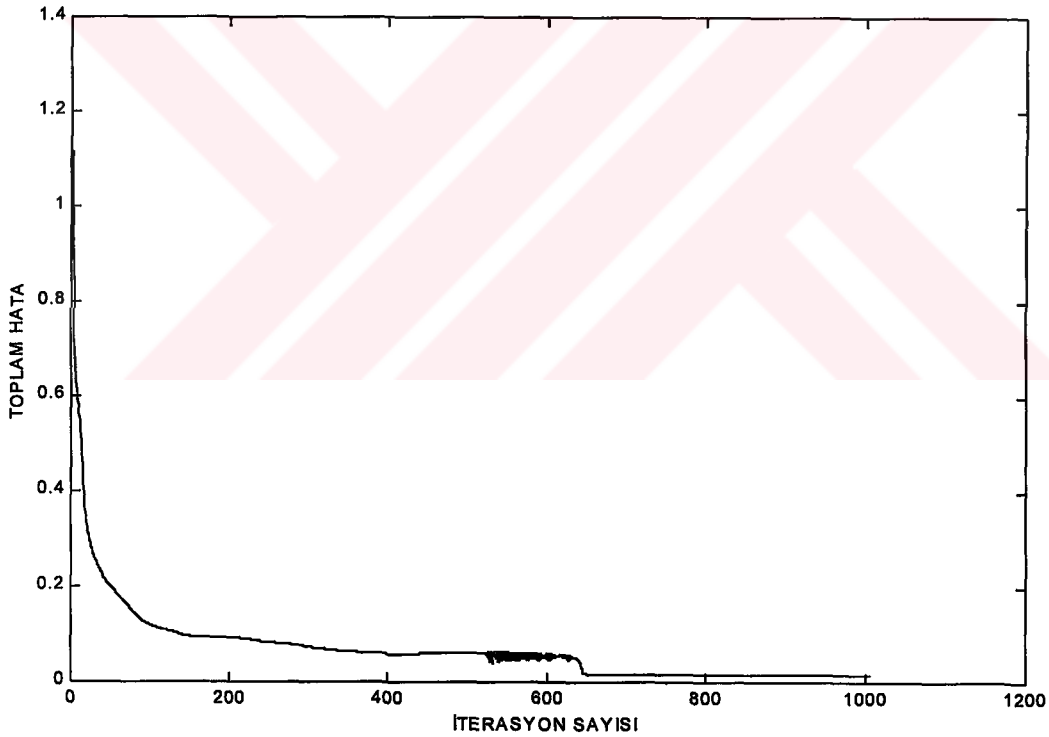
Bu protez seçeneği, pasif, elektriksiz olarak işletilen veya hibrid protezlerin kullanılmasının fonksiyon veya dayanıklılık olarak kabul edilemeyen sınırlar içinde kaldığı bir aktivite için özel olarak dizayn edilmiştir. Genellikle bu tip protezler yapı olarak eğlenceye yöneliktir fakat müzik ve iş alakalı görevler gibi durumlarda kullanılmak üzere de oluşturulmuşlardır. En çok rastlanılanları, balık avlama, yüzmeye, avlanma, bisiklete binme ve halter için dizayn edilmiş protezlerdir. Bu protez seçeneğinin dezavantajı ise kendi amacı dışında kullanılamamasıdır.



Şekil 8.6 Değişik aktivitelere yönelik bir kaç protez (Arm Dynamics, 1999)

9 SONUÇLAR

Bu projede, biyomedikal mühendisliğinin ilgi alanlarından biri olan protez cihazlar ve onların kontroluyla ilgili bir çalışma ortaya konulmak istenmiştir. Proje hem off-line hem de on-line çalışma olarak düşünülmüştür. Off-line çalışmada, geliştirilen DSP tabanlı bir devre ile vücut yüzeyinden EMG bilgisi alınıp Sayısal İşaret İşleme teknikleriyle EMG işaretini anlamsız kılacak bozucu etkilerden ve gürültülerden arındırılarak her tür kullanıma hazır ham bir ayrık zamanda işaret elde edilmiştir. Bu ham işaretin değişik yöntemlerle analizi yapılarak özellik vektörleri çıkartılıp YSA' da eğitilmesi düşünülmüştür. Off-line çalışma YSA' nın eğitilmesi ile tamamlanmıştır. Şekil 9.1' den görülebileceği gibi yapay sinir ağının eğitilmesi 1000 iterasyonda kesilmiştir. Ağın uygun bir minimuma oturduğu yaklaşık 650. iterasyondan sonra kendini iyice belli etmektedir.



Şekil 9.1 Off line çalışma sonunda ortaya çıkan toplam hata fonksiyonu

On-line çalışmada yine EMG işaretleri vücut yüzeyinden alınarak off-line çalışmadaki gibi özellik vektörleri çıkartılıp eğitilmiş YSA yapısına giriş olarak verilmiştir. YSA çıkışı önceden kararlaştırıldığı üzere değişik kol hareketlerine tekabül ettirilerek kol protezi üzerindeki ilgili eklem motoru hareket ettirilir. Sunmuş olduğum 4 değişik harekete ait, Biceps kaslardan alınmış EMG işaretleri 256 örnekleme alınarak oluşturulmuş işaretlerdir.

İşaretlerden görülebileceği gibi EMG işareti her bir harekete göre değişik bir genlik karakter göstermektedir. Bu değişiklik sadece genlik olarak kalmamakta frekans analizi yaptığımızda değişik hareketler için yakın değerlerde olsa da değişik frekans spektrumuna sahip çıkışlar üretildiği gözükmektedir.

Çizelge 9.1 Test safhası hareket tanıma sonuçları

HAREKET TANIMA	1.HAREKET	2.HAREKET	3.HAREKET	4.HAREKET
1. HAREKET	0,9941	0,0002	0,0036	0,0029
2. HAREKET	0,0001	0,9999	0,0004	0,0021
3. HAREKET	0,0004	0,0011	0,9818	0,0001
4. HAREKET	0,0006	0,0010	0,0003	0,9977

1. HAREKET DIRSEK AÇMA
 2. HAREKET DIRSEK KAPAMA
 3. HAREKET ÖN KOLU DISA ÇEVİRME
 4. HAREKET ÖN KOLU İÇE ÇEVİRME

Eğitim aşamasında kullanılmamış hareket bilgileri, eğitilmiş ağın test edilmesinde kullanıldığında yapay sinir ağının, çok bariz olarak işaretleri ayırabildiği gözükmiştir. Bu tabloyu bir kez daha inceleyecek olursak görülür ki en kötü tanımda bile %98 gibi oldukça yüksek bir tanıma oranı elde edilmiştir

Bu değişiklikler pek çok analiz yöntemiyle incelenip EMG işareti hakkında çok geniş bir bakış altında analiz yapabilmeye imkanları bugün için mevcuttur. Bu haliyle EMG analizi ile değişik projelerin üretilmesi mümkün görünmektedir. YSA haricinde pek çok kontrol algoritması da, örneğin Bulanık Kontrol, Genetik Algoritmalar, Yapay Zeka ..gibi kontrol algoritmaları bu tür biyolojik işaretleri sınıflandırma işleminde kullanılabilir.

On-line çalışmada ortaya çıkan aksaklıklar, böyle kompleks çalışmaların ekonomik ve teknik olarak yeterli bir alt yapıyla daha sağlıklı yürütülebileceğini bir kere daha göstermiştir. Gerek kullanılan malzemeler gerekse yapılan devre tasarımı böylesi hassas bir gerilim seviyesine sahip işaretlerle çalışmada başlangıçta lüks gibi görünen harcamaların zorunluluğunu ortaya koymuştur. Neredeyse her yönden -Genlik ve Frekans olarak - bildiğimiz tüm elektriksel gürültülerle örtüşmüş durumdaki bu biyolojik işaret sanıldığından da ötesinde çok hassas bir

kuvvetlendirme , filtreleme ve örnekleme işlemine tabi tutulmalıdır. Aksi takdir de alındığı sanılan işaret aslında pek te işimize yaramayacak bir durumda olacaktır.

Bu konular üzerindeki çalışmaların devam ettirilmesi halinde çok daha verimli şeyler ortaya konulabilecektir. EMG işaretlerinin tanımlanabilmesi protez uygulamalarının yanında ortez uygulamalarının da geliştirilebilmesini sağlar. Zira, fiziksel anlamda kopuk ,kesik gibi bir durum dışında kasların ilgili uyarıyı ileri kas demetlerine iletememesi gibi durumlarda kişi organını sağlıklı bir şekilde kullanamayacak demektir. Bu durumda iletimin zarar gördüğü noktadan itibaren bir çeşit By-Pass yapılarak EMG bilgisi ulaşması gerekli tüm noktalara iletilir.

Ülkemiz şartlarında tasarım ve geliştirme ağırlıklı projeler üzerinde maddi bir destek bulmanın tüm zorluklarını yaşamış biri olarak edindiğim tecrübelerle, neden ülkemizde kendi imal ettiğimiz şeylerle ortaya çıkamadığımızı bir kez daha idrak etmiş bulunuyorum. Sanayimiz dediğimiz şeyin hiçte yatırımla alakası olmadığını görmek beni oldukça derinden etkilemiştir. Bu adeta çöküntüyü andıran durumun bilim camiamızı kuşatmış olması bilim adamlarımızın ellerini kollarını bağlayan bir zincir olarak karşımızda durmaktadır. Ümit ediyorum bu tür handikapları bir gün aşmış olarak, dünya bilim ve sanayi camiasına biz de buradayız diyebileceğiz.

KAYNAKLAR

- Alderson, S., (1954), The electric arm, Mc Graw-Hill, New York.
- Almstrom, Herberts, P. ve Korner, L.,(1981) “ Experiences with swedish multifunction prosthetic hands controlled by pattern recognition of multiple myoelectric signals”, Int. Orthopased., 5:15-21.
- Analog Device, Inc., (1991) Mixed Signal Design Seminar.,MA
- Analog Device, Inc., (1993) System Applications Guide.,MA
- Analog Device, Inc., (1995) Linear Design Seminar.,MA
- Analog Device, Inc., (1996) ADSP-2106X Sharc User’s Manual.,Second Edition MA
- Analog Device, Inc., (1998) AD7714 Data Sheet.,MA
- Arm Dynamics,Inc.(1999) Prosthetic Options
- Cansever, Galip (1989) “Biyomedikal Mühendislik”, Ders Notları, YTÜ
- Childrees.,(1969) “A myoelectric three state controller using rate sensivity,” in Proc. 8 th. ICMBE, Chicago,IL, pp.4-5.
- Culloch, S. M. ve Pitts, W.,(1943), “A logical calculus of the ideas immanent in nervous activity,” Bulletin of Mathematical Biyophysics, 5:115-133.
- Despopoulos,A.ve Silbernang, S.(1991) Color Atlas of Physiology., GTV, Stuttgart.
- De Luca, Carlo J., (1997) Surface Electromyography Dedection and Recording
- Dorcas ve Scott, R.N, (1966),“A three state myoelectric control,” Med. Biyol. Eng. ,4:367-372.
- Freeman, J. A ve Skapura, D.M. (July 1992) ,Neural Networks Algoritm, Applications, and Programming Techniques , Addison-Weslet Publishing Company, New York.
- Graupe,D. (1975), “Functional separation of EMG signals via ARMA identification methods for prosthesis control purposes,” IEEE Trans. Syst. Man Cybern.,5:252-259.
- Graupe,D., Salahi, J. ve Kohn, K.H. (1982), “Multifonction prosthesis and orthosis control via microcomputer identification of temporal pattern differences in single-site myoelectric signals,” J.Biyomed. Eng., 4: 17-22.
- Graupe, D., Salahi, J. ve Zhang, D.(1985), “Stochastic analysis of myoelectric temporal signatures for multifonctional single-site activation of prostheses and orthoses,” J.Biyomed. Eng., 7:18-29.
- Graupe, D., Magnuses, J. ve Beex, A.(1978), “ Microprocessor system for multifonctional control of upperlimbs prostheses,” IEEE Trans. Automat. Control., 23:538-544.
- Grossberg,(1976), “Adaptive pattern classification and üniversal recoding: I. Parallel development and coding of neural feature dedectors,”Biyological Cybernnetics 23:121-134.
- Hagan, M.T. Demuth, B.H. ve Beale,M. (1996), Neural Network Design, PWS Publishing Company ,Boston.

Hebb, O.(1949), The Organization of Behavior, Wiley, New York.

Hopfield, J.(1982), "Neural networks and physical systems with emergent collective computational abilities," Proceedings of the National Academy of Sciences, 79:2554-2558.

Hudgins, Parker, P.ve Scott, R.N.(1993), "A New Strategy for Multifonction Myoelectric Control," IEEE Trans. Biyomed. Eng. Vol. 40, no:1.

Karaağaç,(1989) "EMG İşaretine Ait Bazı Parametrelerin PC Yardımıyla Bulunması", Yüksek Lisans Tezi, İ.T.Ü.

Karlık, B. (1994) "Çok Fonksiyonlu Protezler İçin YSA Kullanılarak Myoelektrik Kontrol",Doktora Tezi, Y.T.Ü.

Kelly,M. Parker, P. ve Scott, Robert.N. (1990), "The application of neural networks to myoelectric,signal analysis:A Preliminary study," IEEE Trans. Biyomed. Eng., vol. BME-37:221-227.

Kelly,M. Parker, P. ve Scott, Robert.N. (1990), "Myoelectric Signal Analysis Using Neural Networks." ,IEEE Eng. İn Medicine and Biyology Magazine vol. Mart:61-64.

Kohen, A. (1986), Biyomedical Signal Processing, CRC press, Florida.

Korürek, M. (1991) Tıp Elektronikinde kullanılan kuvvetlendiriciler ve Dönüştürücüler, Ders Notları, İ.T.Ü

Kuyucu, Ö.(1989) "Elektromiyografik İşaretlerin Değerlendirilmesi," Y.L.Tezi İ.T.Ü

Lippmann, (1987),"An Introduction to computing with Neural Nets," IEEE ASSP Magazine, pp. 4-22.

Lyman, A. Freedy ve H. Zadaca. (1974), "Studies and development of heuristic end-point control for artificial upper limbs," UCLA Biyotechnol. Lab.,Tech. Rep. 54.

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.

Minsky ve S. Papert.(1969), Perceptrons, MIT Press, Cambridge, MA.

Motion Lab System, Inc. (1999) User manual for EMG Analysis / Basic EMG Garphing, LA.

Naylor,C.J.,(1990), "Artificial Neural Networks Review," University of Nottingham version 1.1 (U.K) .

Nielsen, R.H.(1989), Neurocomputing Addison Wesley New York.

Oppenheim, A.V. ve Willsky, A.S. (1997), Signals & Systems, Prentice-Hall of India, New Delhi.

Oppenheim, A.V. ve Schafer, R.W. (1997), Discrete-Time Signal Processing, Prentice-Hall of India, New Delhi.

Pao, Y.H.(1989), Adaptive Pattern Recognition and Neural Networks, Addison-Wesley California.

Parker ve Scott R.N.(1986), "Myoelectric control of prosthesis," CRC Crit. Rev. Biyomed. Eng., vol. 13, issue 4:283-310.

- Pastacı H.(1989), "Mühendisliğin Tıptaki Uygulamaları," Ders Notları, Y.T.Ü.
- Pastacı H., Abbasoğlu, H.İ.(1996),Dijital Ölçmeler Yıldız Teknik Üniversitesi, İstanbul.
- Pastacı H., Abbasoğlu, H.İ.(1996),Elektrik ve Elektronik Ölçmeleri Yıldız Teknik Üniversitesi, İstanbul.
- Proakis, J.G. ve Manolakis, D.G. (1997) Digital Signal Processing, Prentice-Hall of India, New Delhi.
- Richard, P., Gander, R., Parker, P ve Scott, R.N. (1983) "Multistate myoelectric control: The feasibility of 5- state control," J. Rehab. R&D. 20, BPR 10-38, pp. 84-86
- Rosenblatt, (1958) "The perceptron:A probabilistic model for information storage ve organization in the brain," Psychological Review vol. 65,pp. 386-408
- Rumelhart, E., Hinton, G.E. ve R.J. Williams. (1986)" Learning representations by back-propagating errors," Nature 323:533-536
- Saridis ve Stephanou, H.E., (1977) "A hierarchical approach to the control of a prosthetic arm," IEEE Trans. Syst. Man Cybern., vol. SMC-7, pp. 407-420
- Saridis, G.N. ve Gotee, T., (1982) "EMG Pattern Analysis ve Classification for a Prosthetic Arm." IEEE Trans. Biomed. ENG. Vol. BME-29 no:6 pp. 403-412
- Schmeild, (1977) "The I.N.A.I.L. experience fitting upper-limb dysmelia patients with myoelectric control," Bull. Prosth. Res., vol. BPR 10-27, pp.17-42
- Schmeild, (1973) "The INAIL-CECA Prostheses," Orthotics Prosth., vol. 27. No.1 pp. 6-12
- Scott ve Parker, P.A., (1988) "Myoelectric prosthesis: State of the art," J. Med. Eng. Technol., vol.12, pp. 143-151
- Scott,Parker. P.A., Dunfield, V.A., (1977) "Myoelectric Control." IEE Medical Electronics Monographs. Ed.D.W.Hill, B.W. Watson, Peter Peregrinus Ltd.
- Smith.,S.(1999), The Scientist and Engineer's Guide to Digital Signal Processing., Second Edition., California Technical Publishing, California.
- Yazgan, E. (1988) Tıp Elektronığıne Giriş Ders Notları, İ.T.Ü

ÖZGEÇMİŞ

Doğum tarihi	28.07.1966	
Doğum yeri	Olacak, Edirne	
Lise	1980-1983	Uzunköprü Lisesi
Lisans	1983-1988	Yıldız Üniversitesi Mühendislik Fak. Elektronik ve Haberleşme Mühendisliği Bölümü
Yüksek Lisans	1988-1991	Yıldız Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Elektronik Müh. Bilim Dalı
Doktora	1993-2001	Yıldız Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Elektrik Müh. Anabilim Dalı

Çalıştığı kurum(lar)

1990-1991	Şentürk Telekom Ltd Şti.
1991-1992	Maçka Anadolu Teknik Lisesi Bilgisayar Bölümü Öğretmenliği
1993-Devam ediyor	YTÜ Elektrik Mühendisliği Bölümü Araştırma Görevlisi