

49698

T.C.
ÇUKUROVA ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
BİYOFİZİK ANABİLİM DALI

BİYOLOJİK SİNYALLERİN BİLGİSAYAR
İLE KAYITLANMALARI VE ANALİZLERİ

T 49698

MASTER TEZİ

DANIŞMANI
Prof.Dr.İsmail GÜNAY

Uzman Aykut PELİT

ADANA-1996

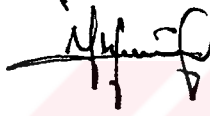
KABUL VE ONAY SAYFASI

Ç.Ü.SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ MÜDÜRLÜĞÜNE

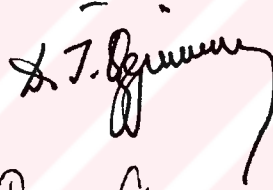
Aykut PELİT'in MASTER tezi olarak hazırladığı "Biyolojik Sinyallerin Bilgisayar İle Kayıtlanmaları ve Analizleri" başlıklı bu çalışma, jürimizce lisansüstü Öğretim Yönetmeliği'nin ilgili maddeleri uyarınca değerlendirilerek kabul edilmiştir. Gereğini arz ederiz.

25.7.1996

Başkan: Prof.Dr.İsmail GÜNAY



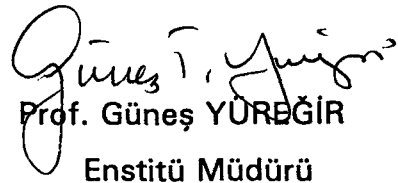
Üye : Prof.Dr. Tuncay ÖZGÜNEN



Üye : Doç.Dr. Ramazan ESEN



Çukurova Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulunun 5.9.1996 gün ve 20/6-3 sayılı kararıyla onaylanmıştır.


Prof. Güneş YÜREĞİR
Enstitü Müdürü

TEŐEKKÖR ve DESTEKLEYEN KURULUŐ

Tez konumun seçilmesinde, yűrűtűlmesinde ve tamamlanmasında desteęini esirgemeyen ve her tűrlű fedekarlıęa katlanan Biyofizik Anabilim Dalı BaŐkanı, saygıdeęer hocamız Prof.Dr.İsmail GŪNAY'a, manevi desteęini esirgemeyen sevgili eŐim Dr. Aysel PELİT'e, bilgisayar programı yazılımda bana yardım eden DiŐ Hekimi ve Mikrobiyoloji Anabilim Dalı'nda Doktora yapan Murat AYDIN'a, Çukurova Ūniversitesi Fen-Ed. Fak. Fizik Bűlűmű űęretim űyelerinden Doç.Dr. Ramazan ESEN'e sonsuz teŐekkűrlerimi sunarım.

SBE-95-17 nolu projeyi destekleyen Çukurova Ūniversitesi Rektűrlűęű'ne ve AraŐtırma Fonu'na ayrıca teŐekkűr ederim.

İÇİNDEKİLER

Sayfa No

TABLO LİSTESİ.....	iv
ŞEKİL LİSTESİ.....	v
KISALTMALAR.....	vi
ÖZ	vii
ABSTRACT	viii
1. GİRİŞ VE AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Dinlenim Potansiyeli ve Aksiyon Potansiyeli	3
2.2. Sinir Aksiyon Potansiyeli ve Bileşik Sinir Aksiyon Potansiyeli	5
2.3. İskelet Kası Aksiyon Potansiyeli	6
2.3.1. Motor Birim Aksiyon Potansiyeli	6
2.3.2. Elektromyogram (EMG)	7
2.3.3. Minyatür Son Plak Potansiyeli	8
2.4. Düz Kaslarda Membran Potansiyeli ve Aksiyon Potansiyeli	9
2.5. Kalp Kası Aksiyon Potansiyeli	10
2.5.1. Elektrokardiyogram (EKG)	12
2.6. Elektroensefalogram	13
2.7. Biyomekanik Sinyaller	14
2.7.1. Sarsı	15
2.7.2. Sumasyon	15
2.7.3. Tetanik Kasılma	16
2.7.4. Spontan Kas Kasılmaları	16
2.8. Analog ve Digital Biyolojik Sinyaller	18
2.9. Digital Storage Osiloskoplar	20
2.10. Analog to Digital Converters (ADC)	21
2.11. Bilgisayarlar ve Bilgisayar Programları	24

	<u>Sayfa No</u>
3. GEREÇ VE YÖNTEM	26
3.1. Kullanılan Preparat ve Kimyasal Bileşikler	26
3.2. Hafızalı Osiloskop (Digital Storage Oscilloscope)	26
3.2.1. DSO'lu Veri Toplama Sistemi	28
3.3. BİSİP Programın Özellikleri ve Programın Akış Diyagramı	30
3.4. ADC'li Veri Toplama Sistemi	34
4. BULGULAR	37
5. TARTIŞMA VE SONUÇ	46
KAYNAKLAR	49



TABLO LİSTESİ

Sayfa No

Tablo I. Biyofiziksel siyallerin, tepeden tepeye genlik değerleri, temel frekansları ve frekans spektrumları.....	14
Tablo II. Eğrilerin osiloskoptaki değerlerinin bilgisayar kaydına göre karşılaştırılması.....	38



ŞEKİL LİSTESİ

Sayfa No

Şekil 1. Monofazik aksiyon potansiyeli ve evreleri.....	4
Şekil 2. Sıçan uterusu düz kasından kaydedilen monofazik aksiyon potansiyeli.....	10
Şekil 3. Bir Purkinje ve bir ventikül kası lifinden mikroelektrod tekniği ile kaydedilen ritmik aksiyon potansiyelleri.....	12
Şekil 4. Tipik bir EKG eğrisi.....	13
Şekil 5. Analog ve dijital sinyal dalga formları.....	19
Şekil 6. Analog bir osiloskop ve bileşenleri.....	20
Şekil 7. Bilgisayar ile osiloskop arasındaki iletişimi sağlayan kablunun bağlantı şeması.....	27
Şekil 8. Osiloskopun dikey çözünürlüğü.....	28
Şekil 9. Biyolojik sistemler için DSO'lu veri alma sisteminin blok diyagramı.....	29
Şekil 10. Programın ana menüsü.....	30
Şekil 11. Digital storage osiloskop için programın akış diyagramı.....	33
Şekil 12. Biyolojik sistemler için ADC'den veri alma sisteminin blok diyagramı.....	34
Şekil 13. ADC'den okuma programının akış diyagramı.....	36
Şekil 14-a. Bileşik sinir aksiyon potansiyeli.....	39
Şekil 14-b. F5 tuşu ile ölçülen biyoelektrik parametreler.....	39
Şekil 14-c. Cursor X ile CT parametresinin ölçülmesi.....	39
Şekil 15. Üstüste bindirilmiş farklı BSAP'leri.....	40
Şekil 16-a. Monofazik BSAP.....	41
Şekil 16-b. Monofazik BSAP türevi.....	41
Şekil 16-c. Monofazik BSAP integrali.....	41
Şekil 17-a. ± 2.5 V genlikli ve 1ms periyotlu Bir Kare Dalga.....	42
Şekil 17-b. Kare dalganın Fourier Transformu.....	42
Şekil 18-a. Bir diyafragma kas stripinin tetanik kasılma eğrisi.....	43
Şekil 18-b. Bir diyafragma kas stripinin sarsı eğrisi.....	43
Şekil 18-c. Bir diyafragma kas stripinin sumasyon eğrisi.....	43
Şekil 19. Papiller kalp kası kasılması ve türevi.....	44
Şekil 20-a. Üstüste bindirilmiş ve averajı alınması istenen eğriler.....	45
Şekil 20-b. Şekil 20-a'da görülen eğrilerin averajı.....	45

KISALTMALAR

ADC: Analog to Digital Converter

DSO: Digital Storage Oscilloscope

EKG: Elektrokardiyogram

EEG: Elektroensefalogram

EMG: Elektromyogram

MBAP: Motor Birim Aksiyon Potansiyeli

MEEP: Minyatür End Plate Potansiyeli

BSAP: Bileşik Sınır Aksiyon Potansiyeli

SAP : Sınır Aksiyon Potansiyeli

CRT: Cathode Ray Tube

VCO: Voltage Controlled Oscillator

CT: Contraction Time

$\frac{1}{2}$ RT: Half Relaxation Time

T_L : Latency Time

V_{max} : Maksimum voltaj

BISIP: Biyolojik Sinyal İşleme Programı

ASCII: American Standart Code for Interchange Information

DAS : Data Acquisition Systems

GPIB: General Purpose Interface Bus

ÖZ

BİYOLOJİK SINYALLERİN BİLGİSAYAR İLE KAYITLANMALARI VE ANALİZLERİ

Bu çalışmada biyolojik sinyallerin digital formda kayıtlanma ve analizinde kullanılabilecek iki veri alma sistemi önerilmektedir. Birincisi Digital storage osiloskoplu (DSO) veri alma sistemi ve ikincisi Analog to Digital Converterli (ADC) veri alma sistemidir. Birinci sistemde analog sinyaller DSO'un kendi ADC'si tarafından digitale çevrilip 1 kword'lük bir data olarak saklanmakta ve bu datalar BİSİP Programı ile bilgisayara aktarılmakta, burada görüntülenmekte ve üzerinde çeşitli işlemler yapılabilmektedir. Bu sistemde DSO hem digitale çeviren hem de görüntüleyen alet olarak kullanılmaktadır.

İkinci veri alma sisteminde ADC bulunmaktadır. Osiloskop yalnız görüntüleyen bir alet görevini yüklenmiştir.

Bilgisayara ASCII formatında kayıtlanmış bilgiler geliştirilen BİSİP Programıyla bilgisayar ekranında çizilmekte ve üzerinde kursorlerle ölçümler yapılabilmektedir. BİSİP Programıyla bir ekrana çok sayıda eğrinin çizdirilmesi, kursorlerle zaman ve genlik bilgilerinin okunabilmesi, türev, integral, Fourier Frekans analizi ve Averajlama gibi işlemlerin yapılması mümkündür. BİSİP programıyla verileri DSO'dan veya ADC'den okunabilir, print screen komutuyla kağıda aktarılabilir ve save komutu ile manyetik ortamda "file" olarak saklanabilir.

Analog biyolojik sinyallerin digitale çevrilip bilgisayarla analizlenmeleri sonucu, biyolojik sinyallerden biyolojik sistem hakkında daha fazla bilgi elde etmek mümkün olmaktadır.

Anahtar kelimeler: Veri alma sistemi, biyolojik sinyal, hafızalı osiloskop, analog-digital çevirici.

ABSTRACT

RECORDING AND ANALYZING BIOLOGICAL SIGNALS BY THE COMPUTER

In this study, we suggest data acquisition systems to be used in recording and analyzing biological signals in the digital form. These two systems include digital storage oscilloscope, and analog to digital converter units respectively. In the first system, analog signals are converted to digital form by ADC of the digital storage oscilloscope and then saved as 1 kword data; finally these data are transferred to the computer by BİSİP software, where they can be visualized and a variety of functions be performed on them. In this system; DSO serves as a device which converts to digital, and also leads to visualizing.

In the second system which includes ADC, oscilloscope performs only the visualizing function.

Data record in the computer by ASCII format, can be drawn on the screen and same measurements be made with the aid of cursor, by the BİSİP software. In the BİSİP software; it's possible to draw miscellaneous curves on the screen, to make time and amplitude analysis by the cursor, and also to make derivation, integration, Fourier Frequency analysis and averaging. By the BİSİP program; the data can be read from DSO or ADC, can be transferred to paper by the print screen command, and can be saved as "file" in the magnetic environment by the save command.

By converting analog biological signals to digital and by making their computerized analysis; it will be possible to get more information about biological systems by the aid of the biological signals.

Key Words: Data acquisition system, biological signal, digital storage oscilloscope, analog to digital converter.

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Son yıllarda bilgisayar teknolojisi çok hızlı gelişti ve bunun sonucu olarak analog cihazlar yerlerini digital cihazlara bıraktı. Bu değişimi evlerimizdeki müzik setlerimizde, hastanelerdeki kayıt ve gözlem aletlerinde ve laboratuvarlarımızdaki araştırma aletlerinde görmekteyiz.

Gelecekte, sürekliliğin kaybolduğu, herşeyin sayılarla ifade edilebildiği bir digital dünyada yaşayacağız. Sayıların olduğu yerde, bilgisayar vardır, kontrol vardır. Sayılarla ifade edilen olgular bilgisayar ortamında saklanabilir, analizlenebilir, bilgisayarla kontrol edilebilir ve bilgilere çok hızlı bir şekilde ulaşılabilir. Bu yüzden bilgisayar teknolojisine çok büyük yatırımlar yapılmaktadır.

Bilgisayar teknolojisinin kolaylık ve üstünlükleri biyolojik araştırmalarda da yerini almıştır. Hastanelerdeki tanı cihazlarının çoğu bilgisayar kontrollü yapılmış ve bilgiler digital olarak saklanıp kayıtlanır duruma gelmiştir. Biyolojik sinyallerin digital formda daha parazitsiz kayıtlanması ve bunların bilgisayar ile çok hızlı bir şekilde analizlenmesi ile biyolojik sistem hakkında daha ayrıntılı bilgiler edinilmeye başlanılmıştır.

Analog (sürekli) sinyalleri digital (sayısal, kesikli) biçime dönüştüren aletlere Analog to Digital Converter (ADC) denir. Genellikle ADC tek başına kullanılmaz. ADC'den önce bir çevireç ve amplifikatör, ADC'den sonra da bilgisayar bulunmaktadır. Böyle sistemlerin ortak adı Data Acquisition System (DAS, Veri Toplama Sistemi)'dir. Elektriksel olmayan sinyaller bir çevireç aracılığıyla elektriksel sinyale çevrilir, örneğin kan basıncı bir basınç transduceri ile elektriksel sinyale çevrilir, sonra sinyalin tepeden-tepeye değeri ± 2 , ± 5 veya ± 10 V olacak şekilde yükseltilir ve bilgi kaybı olmayacak şekilde, bu örnekte 100 Hz'lik bir örnekleme hızı ile ADC tarafından digitale çevrilir ve daha sonra analizlenmek üzere bilgisayarın haddiskine (veya başka bir manyetik ortama) kayıtlanır. Biyolojik sinyallerden EKG, EEG, EMG v.b. gibi elektriksel bir sinyal de ise transducere gerek yoktur (1,2,14,15,18,34,35,37,43)

Sürekli sinyaller, dilimleme aralığı ve örnekleme hızları farklı olan 8 bit, 10 bit, 12 bit, 16 bit ve 24 bit olarak adlandırılan ADC'lerle kesikli sinyallere çevrilirler. Bunlardan hangisinin seçileceği sinyalin özelliği ve araştıracının amacına yönelik

olarak belirlenir. EKG ve EEG sinyallerinde 12 ve 16 bitlik ADC'ler kullanılmaktadır. Duyarlılıktan (dilimleme aralığından) ziyade örnekleme hızının büyük olması istenen uygulamalarda 8 bitlik ADC'ler tercih edilir ^(1,2,14,15,18).

Bazı araştırmalarda ise digital aletin kendi ADC'si kullanılarak sayısal sinyal elde edilmektedir. Bunlar Digital Storage Osiloskoplar (DSO) nöroaverager, v.b. gibi aletlerdir. Digital osiloskoplarda, örnekleme hızları megahertzleri (MHz) geçen çok hızlı, 8 bitlik ADC'ler bulunmaktadır. Ayrıca bazı digital storage osiloskopların RS232C veya GPIB gibi bilgisayar çıktıları da bulunmaktadır. DSO'un hafızasına kayıtlanmış bilgiler bir kablo ve program aracılığı ile bilgisayara aktarılmakta ve kayıtlanmaktadır ^(1,2,22).

Sayısal çevrilmiş ve manyetik ortamda kayıtlanmış bilgilerden doku, organ veya sistemle ilgili ayrıntılı bilgileri çıkarmak için geliştirilmiş programlara Sinyal Analiz Programları (SAP) denir. SAP'ları amaca göre farklı bilgiler elde etmek için geliştirilmişlerdir. Ticari olarak geliştirilen bu programların amaçları, kapasite ve yetenekleri sınırlı olduğundan her işte kullanılamamaktadır. Bu yüzden esnek ve amaca uygun, müdahale edilip değiştirilebilen programlar tercih edildiğinden, genellikle araştırmacılar kendi programlarını yapmaktadırlar ^(1,2,18,37).

Araştırma amacıyla laboratuvarlarda nöroevaluator gibi özel amaçla geliştirilmiş ADC, software ve printeri içeren birleşik aletlerde kullanılmaktadır. Bunlar özel işleri yapan digital aletler olduğundan yetenek ve kullanım alanları sınırlıdır ^(2,12).

Bu araştırmanın amacı, analog sinyalleri ADC aracılığıyla digitale çeviren ve digital formdaki bilgileri bilgisayar aracılığı ile manyetik ortamda saklayabilen bir veri toplama sistemi geliştirip, digital formdaki bilgileri görüntülemek ve analizlemek için amaca uygun bir program yapmaktır.

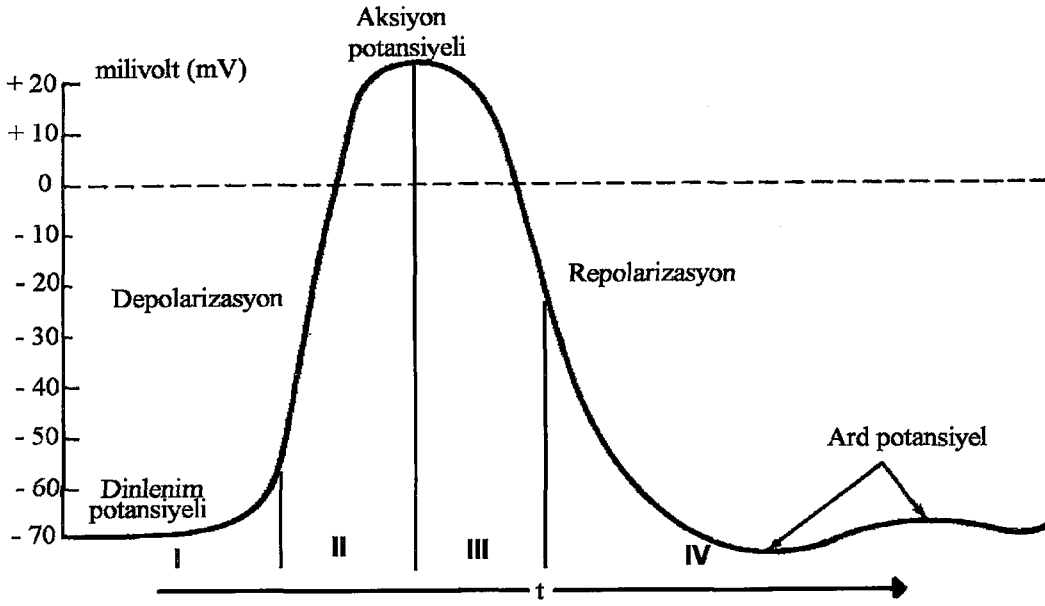
2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dinlenme Potansiyeli ve Aksiyon Potansiyeli

Hücrelerde iç ortamla (intracellular) dış ortamın (extracellular) farklı iyonik kompozisyonlarda bulunmalarından ve bunun sürekli korunmasından, ayrıca hücre içi ile hücre dışı arasında bir potansiyel farkının oluşmasından plazma zarı sorumludur. Bir hücrede zar potansiyelinin oluşmasından Na^+ , K^+ ve Cl^- iyonları büyük rol oynarlar. Uyarılabilir (excitable) bir hücrede aktivitenin olmadığı durumdaki zar potansiyeline **dinlenme zar potansiyeli** denir. Dinlenme zar potansiyeli insanda biceps brachii kası için (hücre içi negatif olmak üzere) ortalama $-83.6 \pm 0.7 \text{ mV}$ 'tur⁽²⁸⁾. Normal kişilerde dinlenme zar potansiyelinin değeri -68 mV ile -87 mV arasında değişmekte ve değişik tekniklerle elde edilen sonuçlar arasında anlamlı farklar bulunmaktadır⁽³⁹⁾. Memelilerin kas hücrelerinde bu değer -90 mV dolayındadır⁽³¹⁾.

Sinir ve kas gibi uyarılabilir ve uyarıtıyı iletebilir dokularda, zar potansiyeli belli bir değere ulaştınca (kritik zar potansiyeli) lif boyunca yayılan, genliği değişmeyen bir potansiyel dalgası oluşmaktadır. Buna **Aksiyon Potansiyeli (AP)** denir. Çizgili kas liflerinde, lifin çevre uzunluğunun ve sıcaklığının artmasıyla AP yayılma hızı artmakta, dış ortamın direncinin artmasıyla da azalmaktadır. AP'nin yayılma hızı kurbağada $21 \text{ }^\circ\text{C}$ 'de $2.41 \pm 0.12 \text{ m/s}$ ⁽²⁰⁾ ve insanda $36.6 \text{ }^\circ\text{C}$ 'de $4.02 \pm 0.13 \text{ m/s}$ ile $4.7 \pm 1.3 \text{ m/s}$ arasında ölçülmüştür^(9,10).

Hücre içinden mikroelektrod ile kayıtlanan aksiyon potansiyelleri monofaziktir (Şekil 1). Sinir lifinde aksiyon potansiyelinin yükselme ve düşme süresi birbirine yakın olduğu halde, yani yaklaşık simetri bulunduğu halde, çizgili kas lifinde düşme süresi yükselme süresinden çok daha uzundur, kas AP'leri asimetrikdir. Hücre içi ölçümlerinde monofazik aksiyon potansiyelinin düşme süresinin yükselme süresine oranı; çizgili kas lifinde 10, squid'in dev aksonunda 1.4'tür. Bu ölçümler %50 yükselme ve %50 düşme noktalarından alınmıştır^(20,24). Şekil 1.'de bir çizgili kas lifinde düşme süresinin yükselme süresinden çok daha uzun olduğu açıkça görülmektedir. Bir iletken ortam içinde bulunan çizgili bir kas lifinde $21 \text{ }^\circ\text{C}$ 'de, monofazik aksiyon potansiyelinin tepe değerinin %50'sine karşılık gelen yükselme ve düşme noktaları arasındaki süre $3.6 \pm 0.25 \text{ m/s}$ 'dir ve bu süre dış ortamın özelliklerine bağlıdır⁽²⁰⁾. Sıcaklık düştükçe süre uzamaktadır⁽²³⁾.



Şekil 1. Monofazik aksiyon potansiyeli ve evreleri.

Şekil 1.'de görülen monofazik aksiyon potansiyeli dört evreye ayrılmaktadır⁽¹²⁾.

I. Evrede aktif bölgeden kaynaklanan yöresel akımlar, zarı dinlenim durumuna göre bir miktar depolarize yapmaktadır. Bu evrede, iyonik iletkenlik oldukça düşük olup zarda kapasitif akım egemendir. Fakat depolarizasyonla birlikte Na^+ kanalları da açılmaya başlamıştır.

II. Evrede açılan kanallardan Na^+ iyonları içeriye girmeye başlar ve Hodgkin çevrimine göre, kendi kendini doğuran süreç gelişir ve zar potansiyeli sodyum denge potansiyeline doğru hızla yaklaşır. Ancak bu evrenin sonlarına doğru daha yavaş açılan K^+ kanallarının sayısı giderek artarken Na^+ kanalları inaktive olmaya başlar. Zardaki Na^+ ve K^+ akımlarının net yoğunluğu sıfıra eşit olur. Bu anda aksiyon potansiyeli de tepe noktasına ulaşmıştır.

III. Evrede inaktivasyon nedeni ile sodyum iletkenliği (g_{Na}) azalırken, potasyum iletkenliği (g_{K}) yükselmesini sürdürür. Dışarı doğru potasyum akımı egemenliğinde zar yeniden polarize olurken (repolarizasyon) zar potansiyeli dinlenim değerine doğru düşer.

IV. Evrede ard potansiyel görülür. Potasyum iletkenliği (g_{K}) yüksek değerlerde iken Na^+ kanalları inaktive olmuşlardır. Bu nedenle zar potansiyeli potasyum denge potansiyeline oldukça yaklaşmış, zar hiperpolarize olmuştur. Potasyum iletkenliği

derece derece azalırken zar da hiperpolarize durumdan dinlenme durumuna ağır ağır döner^(3,4,13,16,17,21,24,26,31,32,42).

2.2. Sinir Aksiyon Potansiyeli ve Bileşik Sinir Aksiyon Potansiyeli

Sinir sinyalleri, membran potansiyelindeki hızlı değişmelerden ibaret olan aksiyon potansiyelleri ile iletilir. Her aksiyon potansiyeli normal dinlenme potansiyelinin negatif değerden ani olarak pozitif bir değere doğru yükselmesiyle başlar ve hemen hemen aynı hızla tekrar negatif potansiyele dönüş olur. Sinir sinyalinin iletisinde aksiyon potansiyeli sinir lifi boyunca sinir ucuna kadar yayılır⁽³⁾.

Bir siniri oluşturan lifler, gerek çap gerek miyelin tabakası kalınlığı bakımından büyük ölçüde farklılık gösterirler. Tüm liflerde iletim mekanizmaları birbirine benzese de, yapısal farklılıkları nedeni ile iletim hızı, eşik potansiyel gibi iletimle ilgili işlevsel parametreler bakımından da birbirinden farklılık gösterirler^(3,32).

Bir siniri oluşturan liflerin tümü veya bir kısmı aynı anda uyarılabilir ve liflerin ortaklaşa elektriksel aktivitesi gözlenebilir. Demeti oluşturan liflerin bireysel aksiyon potansiyellerinin katkıları ile ortaya çıkan bu tür elektriksel aktiviteye **Bileşik Sinir (compound) Aksiyon Potansiyeli (BSAP)** denir. BSAP eğrilerinin tek bir hücrede gözlenen aksiyon potansiyellerinden çok farklı yanları vardır. Hep ya da hiç davranışı, bileşik sinir aksiyon potansiyeli söz konusu olduğunda geçerliliğini yitirir. Demeti oluşturan liflerin topluca uyarılmak istenmesi halinde, uyarım akım şiddeti zayıfsa hiç bir lif uyarılamaz. Uyarın şiddeti arttırılınca uyarılan lif sayısı, dolayısıyla aksiyon potansiyeli genliği artar, biçimi değişir. Yeterince şiddetli bir uyarın uygulandığında, demeti oluşturan liflerin tümü uyarılabilir. Aksiyon potansiyelinin biçimi gözlem yerine ve gözlem koşullarına göre de değişir.

Bileşik sinir aksiyon potansiyeli gözlenirken, iki elektrot da zorunlu olarak hücrelerarası ortam içinde bulunur. Sinirlerde gözlem yapılırken aktif ve araştırmacı elektrot olarak adlandırılan bir elektrot genellikle sinire dokundurulur. Referans elektrot veya nötr elektrot olarak adlandırılan ikinci bir elektrot ise aynı demetin bir başka yerine veya deri gibi aktif olmayan bir yapıya dokundurulur. Bileşik sinir aksiyon potansiyeline kaynaklık eden uyarılmış hücreler, kaçınılmaz olarak iletken, sulu bir ortamla ve diğer hücrelerle çevrili durumdadır. Potansiyel kaynağının iletken bir ortam içinde gömülü olduğu böyle bir sisteme hacim iletkeni (volume conductor)

adı verilir. Ortam içinde bulunan iki nokta arasındaki potansiyel farkı, potansiyel kaynağı özellikleri yanında hacim iletkeni özelliklerine de bağlıdır. Çevresel sinirler üzerinde deney yapılırken, dış ortam etkilerini azaltmak için, sinir demeti hava içinde veya yalıtkan bir yağ içinde elektrotların üzerine yatırılır. Demeti film şeklinde saran iletken tabaka iletim işlevleri için yeterli olmaktadır^(3,4,16,31,32).

2.3. İskelet Kası Aksiyon Potansiyeli

İskelet kasında kontraksiyon, kas liflerindeki aksiyon potansiyeli ile başlar. Bu lif içindeki yayılma elektrik akımlarını yaratarak, kalsiyum iyonlarının sarkoplazmik retikulumdan serbestlenmesine neden olur. Kalsiyum iyonları da, kontraksiyon sürecinin kimyasal olaylarını başlatır. Kas kontraksiyonunu kontrol eden sürecin tümüne eksitasyon kontraksiyon çiftlenimi adı verilir.

Sinir liflerindeki aksiyon potansiyelinin doğuş ve iletişiyle ilgili, bazı kantitatif farklar dışında iskelet kası liflerine de aynen uygulanabilir. Kas potansiyelinin bazı kantitatif özellikleri;

- a) Membran Dinlenme Potansiyeli: -90 mV,
- b) Aksiyon Potansiyelinin süresi: 1-5 ms,
- c) İleti hızı: 3-5 m/s.

Normalde, vücuttaki iskelet kası lifleri kalın miyelinli sinir lifleriyle uyarılır. Kas liflerinin %2 kadarının dışında her kas lifinde yalnız bir nöromusküler bağlantı vardır, bu da lifin ortalarına yakın bir bölgesinde yer alır. Böylece aksiyon potansiyeli lifin ortasından iki uca doğru yayılır. Aksiyon potansiyelinin merkezden başlayarak her iki yönde yayılışı, kastaki bütün sarkomerlerin hemen hemen aynı zamanda birlikte kasılmasını sağlar^(3,4,16,31,32).

2.3.1. Motor Birim Aksiyon Potansiyelleri (MBAP)

Bir motor birimdeki lif sayısı, kasın yaptığı işin inceliğine bağlı olarak 25 ile 1934 arasında değişmektedir. Her motor birimdeki lifler paketlenmiş olarak bir arada bulunmayıp, diğer motor birim lifleri arasına dağılmışlardır. Bu dağılım gelişmiş güzel (random) yapıdadır.

Multielektrod ile yapılan incelemelerde, iletken hacim içinde iletilmiş aksiyon potansiyelleri ölçümünden, motor birim bölgesinin (territory) dairesel ve çapının, üst

ekstremitelerde 5-7 mm, alt ekstremitelerde 7-10 mm olduğu bulunmuştur⁽¹¹⁾. Bir kas lifinin ortalama çapı 50 μ m alınırsa, bir motor birimin yayıldığı alanda yaklaşık 25 farklı motor birim lifinin bulunduğu görülür. Ayrıca aynı kasta motor birim bölgesinin çapı 3-5 kat (ortalama 4 kat) değişmekte ve motor birim içinde ölçülen maksimum voltaj, bölgenin büyüklüğü ile doğru orantılı olarak artmaktadır.

Motor birim aksiyon potansiyeli (MBAP); bir lifin aksiyon potansiyellerinden daha uzun süreli, daha büyük genlikli ve daha değişik biçimli olur. Şu nedenlerle bir MBAP bir lifin aksiyon potansiyelinden farklı olmaktadır.

- a- Motor sinir uç dalgacıklarındaki uzunluk farklılıkları,
- b- Son plaktaki farklı gecikmeler,
- c- Kas liflerinde iletim hızı farklılıkları,
- d- Motor birim bölgesinin büyüklüğü.

Bu etkenlerden en belirleyici olan motor birim bölgesinin büyüklüğüdür. Örneğin 40 mm'lik bir innervasyon bölgesi için aksiyon potansiyelinin süresi $t = 40/4.7 = 8.5$ m/s uzamaktadır. Gözlenen süre elektrodun innervasyon bölgesi içinde ve dışında olmasına göre değişmektedir. Elektrod bölgenin dışında ise süre uzar⁽¹⁹⁾.

MBAP biçimi, kullanılan elektrodla ve bir elektrodun konumu ile değişmektedir. Konsantrik iğne elektrodla elde edilen MBAP'lerinin % 87'si difazik ve trifazik, geri kalanları ise tetra ve polifaziktir⁽⁷⁾.

Gözlenen MBAP'nin süre, genlik ve biçim gibi parametreleri; yaş, sıcaklık, kasılma ve yorgunluk derecesi gibi fizyolojik faktörlere de bağlıdır. Yaş ilerledikçe, süre büyümekte, genlik değişmektedir. İntramusküler sıcaklığın azalmasıyla süre uzamakta ve genlik yükselmektedir⁽⁸⁾.

2.3.2 Elektromyogram (EMG)

EMG; genellikle iskelet kasındaki kas potansiyellerinin kayıdır. Elektriksel potansiyel genliği 50 μ V ile 1 mV arasında, frekans-yanıt ilişkisi 10-5000 Hz arasında değişmektedir ^(5,6,12,25,33,36).

EMG; bir başka deyişle motor birim aksiyon potansiyellerinin toplamıyla oluşan bileşik bir potansiyeldir. Elektrofizyolojik ve klinik ilgi açısından tek bir Motor Birim Aksiyon Potansiyeli'nin belirgin karakteristikleri; şekli, genliği ve süresidir. Bir

takım histokimyasal teknikler de bize motor birim yapısı hakkında bilgi verir.

EMG cihazlarının yukarıda belirtilen frekanslara duyarlı olması, girişlerinde fark amplifikatörü bulunması, yüzeysel elektrotlarla kayıtlar için duyarlılığının yüksek olması istenir. EMG cihazları kliniklerde kaslar yanında, gerek motor gerekse duyuşal sinirlerin incelenmesinde de kullanılmaktadır. Bölgesel farkları incelemek için çok kanallı olmaları tercih edilir. Çoğu EMG cihazlarının yapısı içinde elektriksel uyarımlar için gerekli puls jeneratörleri de bulunur. Gözlem elektrodu olarak yüzeysel veya iğne biçimli elektrotlar kullanılır.

Zayıfça kasılan bir kasa batırılan iğne elektrot aracılığı ile, bir motor birime ait birçok kas lifinin katkıda bulunduğu, birkaç yüz μV genlikli, 3-5 ms süreli bileşik aksiyon potansiyelleri gözlenebilir. Aynı motor birimden kaynaklanan yaklaşık 50 ms aralıklarla gözlenen bu aktiviteler yanında biraz uzakta kalan motor birimlerin aktiviteleri çok daha zayıf olarak gözlenir. Kasılma şiddeti arttırılırsa daha çok motor birim tetiklenir, tekrarlama frekansı artar, ancak bir sinyalin frekans içeriği değişmez. Motor sinirin dejenere olması halinde, kendiliğinden oluşan, tek tek liflere ait 1 ms kadar süreli 100 μV genlikli fibrilasyon potansiyelleri gözlenmektedir.

Deri üzerine yerleştirilen yüzeysel elektrotlar yardımı ile genel olarak farklı zaman ve fazlarda asenkron olarak çalışan çok sayıda motor birim aktivitesine karşılık olan rastgele gürültüyü andıran potansiyel değişimleri gözlenir.

EMG cihazları ile elektriksel uyarımlar için şiddet-süre eğrileri çizilerek, kronaksi ve dolayısı ile sinir ve kas dokularının uyarılabilirlikleri de tayin edilebilmektedir. Bilgisayar tekniklerinin kullanılması ile EMG sinyallerinin genlik ve frekans analizleri ayrıntılı olarak yapılabilmektedir^(3,4,16,31,32).

EMG sinyallerinin kayıt yöntemine göre tepeden-tepeye genlikleri, temel frekansları ve frekans spektrumları Tablo I.'de verilmiştir.

2.3.3. Minyatür Son Plak Potansiyeli

Asetilkolin kanallarının açılması sırasında sodyum iyonlarının kas lifinin içine hızla akışı terminal plak bölgesinde yerel olarak membran potansiyelini 50-75 mV'a çıkaran bir terminal plak potansiyeli (End Plate Potential, EPP) yaratır. EPP genliği, açılan kanalların sayısı ile orantılıdır, yani EPP dereceli bir cevaptır ve yayılmaz.

Eğer tek bir vezikül 5000-10000 Asetilkolin (ACh) molekülü olan içeriğini

boşaltırsa membran 1 mV kadar depolarize olur. Küçük bir vezikülün spontan salgısının sebep olduğu küçük depolarizasyon (1 mV) minyatür terminal plak potansiyeli (Miniature End Plate Potential = MEPP) diye anılır. Veziküllerin spontan açılışı aşağı yukarı 1/s hızla oluşur. Böylece her saniye MEPP'ler oluşur. İskelet kasının denervasyonu kas atrofisine götürdüğü için MEPP'ler kas lifinin bütünlüğünü korumada önemli olabilir.

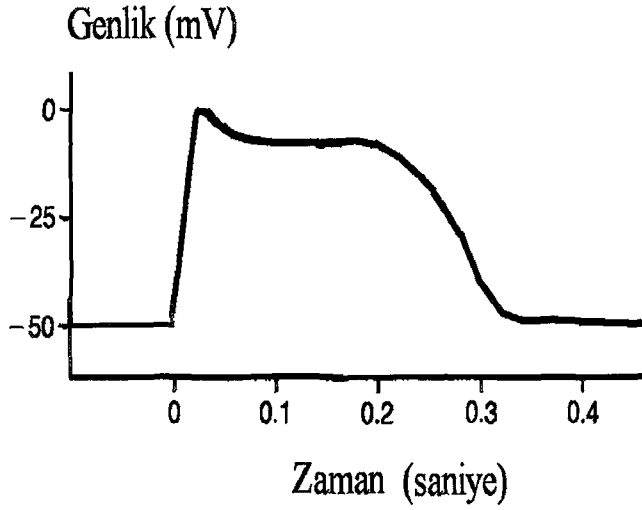
2.4. Düz Kaslarda Membran Potansiyeli ve Aksiyon Potansiyeli

Düz kaslarda iskelet kası liflerinde olduğu gibi, membran potansiyeli ve aksiyon potansiyeli görülür. Aynı şekilde, membranın depolarizasyonu ile iskelet kaslarında olduğu gibi kasılma yaratabilir. Ancak düz kaslardaki membran potansiyelleri ve aksiyon potansiyellerindeki hem kantitatif hem de kalitatif farklar dikkati çekecek kadar büyüktür.

Düz kaslardaki membran potansiyelinin değeri tiplere göre değiştiği gibi, kasın o anda içinde bulunduğu duruma da bağlıdır. Normal dinlenim durumunda membran potansiyeli -50, -60 mV ya da iskelet kasından 30 mV kadar daha az negatiftir. Visseral düz kaslarda da iskelet kasındaki gibi aksiyon potansiyelleri oluşur. Ancak düz kasların çok üniteli tiplerinde normalde bulunmaması olasıdır. Visseral düz kaslarda aksiyon potansiyelleri iki farklı şekilde gelişir:

1- Sivri potansiyeller: Visseral düz kasların çoğunda iskelet kasındakine benzer, tipik sivri potansiyeller gelişir. Bu tip aksiyon potansiyellerinin süresi 10-50 ms'dir. Bu aksiyon potansiyelleri, elektrikle uyarma, hormonların düz kaslardaki etkileri, sinir liflerinden serbestleyen nörotransmitterlerin v.b. olabildiği gibi, kas liflerinin kendilerinden de doğabilirler.

2- Platolu aksiyon potansiyelleri: Şekil 2.'de platolu bir aksiyon potansiyeli görülmektedir. Bu aksiyon potansiyelinin başlangıcı tipik bir sivri potansiyele benzer. Ancak kas lifi membranının hızlı repolarizasyonu yerine, birkaç yüz ya da 1000 ms geciken bir repolarizasyon görülmektedir



Şekil 2. Sığan uterusu düz kasından kaydedilen monofazik AP ⁽³⁾.

Bu plato, hiç değilse bazı düz kas tiplerinde kontraksiyon süresinin uzaması yönünden önemlidir. Bu çeşit aksiyon potansiyelleri, üreter, uterus ve belirli koşullarda bazı vasküler düz kaslarda görülür ^(3,4,13,16).

2.5. Kalp Kası Aksiyon Potansiyeli

Normal kalp kasının membran dinlenme potansiyeli -85 ile -95 mV, özel ileti lifleri, Purkinje lifleri yaklaşık -90 ile -100 mV kadardır. Şekil 3.'te ventrikül kasından kaydedilen aksiyon potansiyellerinin 105 mV olduğu görülmektedir. Bu demektir ki; membran potansiyeli, normalde çok negatif olan değerinden +20 mV kadar hafif bir pozitif bir değere yükselmiştir. Potansiyelin negatiften bu pozitif değere değişmesi nedeniyle pozitif bölümüne **aşma potansiyeli** (overshoot potential) denmektedir. Membran, başlangıçtaki bu tepe noktasından sonra atriyum kasında 0.2, ventrikül kasında 0.3 saniye kadar depolarize durumda kalarak bir **düzlük** (plateau) çizer. Platonun sonunda ani bir repolarizasyon olur. Aksiyon potansiyelinde bu düzlüğün bulunması, kontraksiyonun kalp kasında iskelet kasına göre 20-50 kat daha uzun sürmesine neden olur.

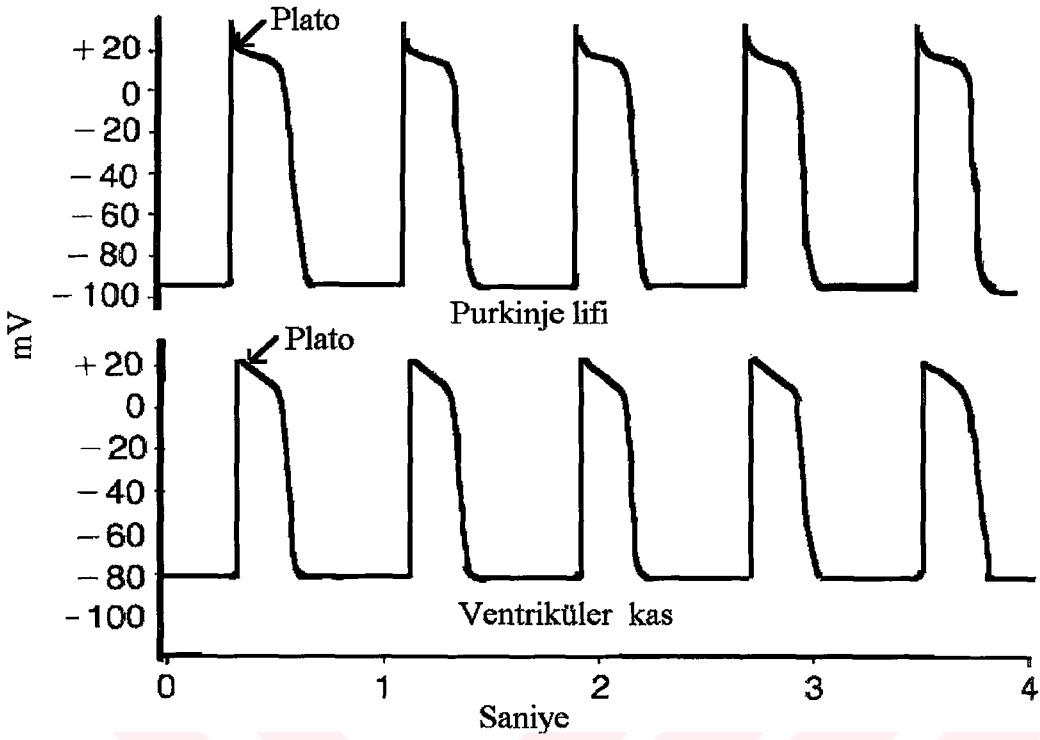
Kalp ve iskelet kası membranlarının nitelikleri arasındaki iki temel fark, kalp kasındaki uzun süreli aksiyon potansiyelinin ve platonun oluşmasından sorumludur.

Birincisi, iskelet kasında aksiyon potansiyeli, çok sayıda hızlı Na^+ kanallarının tümünün aniden açılmasına neden olarak, büyük miktarda sodyum iyonunun iskelet kası liflerine geçmesini sağlar. Bu kanallara hızlı kanallar denmektedir, çünkü saniyenin onbinde birkaçı gibi bir süre açık kalarak yeniden kapanırlar. Bu kapanmanın sonunda repolarizasyon olayı görülür ve aksiyon potansiyeli de böylece öteki onbinde bir saniye içinde sona erer. Öte yandan kalp kasında, aksiyon potansiyeli iki tip kanalın açılmasıyla ortaya çıkar:

a) İskelet kasındakilerle aynı olan hızlı sodyum kanalları

b) Yavaş kalsiyum-sodyum kanallarının tümü. Bu ikinci grup kanallar, hızlı sodyum kanallarından yavaş açılmaları daha da önemlisi, saniyenin onda birleri süresince açık kalmaları yönünden farklıdır. Bu süre içinde hem kalsiyum hem de sodyum, kalp kası lifleri içine akmaya devam eder ve bu olay uzun bir depolarizasyon periyodunun oluşunu sağlar. Aksiyon potansiyelinde izlenen platonun nedeni budur. Bundan başka, aksiyon potansiyeli sırasında kalsiyum iyonlarının kasa geçmesi kas kasılmasına yardım eder.

Kalp kası ile iskelet kası arasında hem uzamış aksiyon potansiyeli hem de platodan sorumlu olan ikinci temel fonksiyonel fark da şudur: Aksiyon potansiyelinin ortaya çıkmasından hemen sonra, kalp kası membranının geçirgenliği, potasyum için beş kat azalır. İskelet kasında bu etki görülmez. Potasyum permeabilitesindeki bu azalmaya kalsiyum kanallarından aşırı kalsiyum girişinin neden olduğu sanılmaktadır (3,4,13,16,17,21,24,26,31,32,42).



Şekil 3. Bir Purkinje ve bir ventrikül kası lifinden mikroelektrod tekniği ile kaydedilen ritmik aksiyon potansiyelleri ⁽³⁾.

2.5.1. Elektrokardiyogram (EKG)

Elektrokardiyogram; kardiyak çevirimindeki miyokardiyumun zamanla değişen voltaj kaydının grafik gösterimidir veya kısacası kalpteki elektriksel aktivitenin kayıdır. Elektriksel potansiyel genliği 0.1 ile 4 mV arasında değişmektedir. Frekans-yanıt ilişkisi doğru akımda (direct current=d.c.) 100 Hz'dir. Burada;

-P dalgası; baseline (temel çizgi) ya da izopotansiyel çizgiyi takip eden atriyumların depolarizasyonu

-QRS kompleksi; atriyumun repolarizasyonu ve ventriküllerin depolarizasyonun birleşmiş hali

-T dalgası; ventriküler repolarizasyon

-U dalgası; ventriküler kasın art potansiyelidir.

EKG eğrilerinde genlik (amplitude);

P dalgası ----- > 0.25 mV

R dalgası ----- > 1.60 mV

Q dalgası -----> R dalgasının % 25'i

T dalgası -----> 0.1 ile 0.5 mV arasındadır.

EKG eğrilerinde süre (duration);

P-R aralığı : 0.12 ile 0.20 saniye

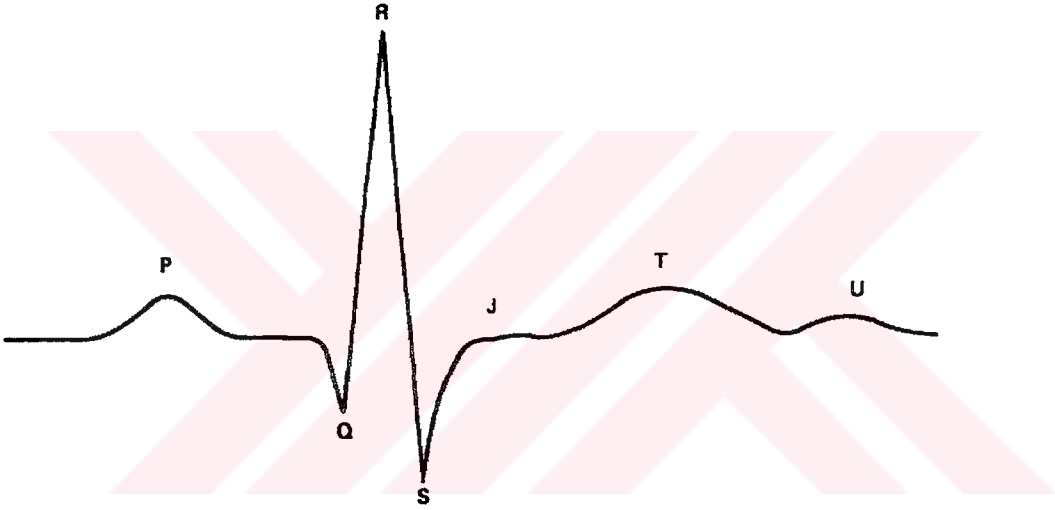
Q-T aralığı : 0.35 ile 0.44 saniye

S-T aralığı : 0.05 ile 0.15 saniye

P aralığı : 0.11 saniye

QRS aralığı : 0.09 saniye'dir^(5,6,12,25,29,33,35,36,40)

EKG sinyallerinin kayıt yöntemine göre tepeden-tepeye genlikleri, temel frekansları ve frekans spektrumları Tablo I.'de verilmiştir.



Şekil 4. Tipik bir EKG eğrisi⁽¹²⁾.

2.6. Elektroensefalogram

Kafatası çevresine yerleştirilen elektrotlar yardımı ile, beyin faaliyeti sırasında kendiliğinden oluşan, sürekli ritmik elektriksel potansiyel değişimlerinin veya reseptör faaliyetlerine bağlı olarak uyarılmış (evoked) durumda iken biraz daha farklı olan potansiyel değişimlerinin yazdırılması yöntemine **elektroensefalografi (EEG)** denir. Fiziksel anlamda tam periyodik olmayan, ancak ritmik olarak adlandırılan bu potansiyel dalgalanmalarının frekansları, beyin aktivite durumuna göre 0.5-70 Hz arasında, genlikleri ise 5-400 μ V arasında değişir.

İnsan veya hayvanın canlılığı sürdükçe, EEG sinyalleri her koşul altında gözlenir. EEG eğrilerinin biçimi ise beyin fizyolojik ve psikolojik koşullarına bağlı olduğu gibi kayıtlama biçimine de bağlıdır^(3,4,16,31,32,41).

EEG sinyallerinin kayıt yöntemine göre tepeden-tepeye genlikleri, temel frekansları ve frekans spektrumları Tablo I.'de verilmiştir.

Tablo I. Biyofiziksel sinyallerin, tepeden tepeye genlik değerleri, temel frekansları ve frekans spektrumları ^(2,14,15,18,30,34,35,37,38,43)

Ölçülen	Kullanılan Alet	Peak-Peak	Temel Frekans (Hz)	Spektrum (Hz)
Kalp Potansiyeli-EKG	Yüzeysel elektrod Kalp elektrodları	2 mV 50 mV	1.3 1.3	0.05-80 0.05-80
Kan Basıncı-Femoral arter basıncı	Basınç transducere	120 mmHg	1.3	DC-20
Beyindeki elektriksel aktivite	Saç derisi elektrodları İntrakranial elektrodlar	50 μ V 500 μ V	10 10	5-100 5-100
Uyarılmış yanıt- İntracellular Extracellular	Mikroelektrod İğne elektrod	100 μ V 50 μ V	10 10	1-10.000 1-10.000
Göz yanıtları	Kontakt lens elektrodu	100 μ V	10	0.05-20
Uyarılabilir kas	Yüzeysel elektrodu		0.5	DC-50
Kas potansiyeli-EMG	İğne yada yüzeysel elektrod	1 mV	0.5	10-5.000
Sinir iletimi	Azaltılmış stimülasyonla EMG	1 mV	0.5	10-5.000
Düz kas aktivitesi Elektrogastogram	Yüzeysel elektrodlar	20 mV	0.25	0.05-2

2.7. Biyomekanik Sinyaller

Biyolojik sistemin faaliyeti veya kasların kasılmaları sırasında oluşan kuvvet değişiklikleri, boy değişiklikleri, basınç ve sıcaklık değişimlerine biyomekanik sinyaller denmektedir. Bu sinyallerin büyüklükleri (kuvvet, boy ve sıcaklık), süreleri ve değişim hızlarına (türevlerine) bakarak sistem hakkında bilgi çıkarılmaktadır ^(3,16).

2.7.1. Sarsı

Doğrudan veya sinir aracılığı ile uyarılan bir kas, bağlı olduğu yerlere kuvvet uygular ve bu kuvvet kasta oluşan gerilmeye eşittir. Kasılma sırasında boyu sabit tutulursa kas zamanla değişen bir kuvvet oluşturur. İzometrik kasılma olarak adlandırılan bu kasılma sırasında oluşan kuvvetin değişimini çizdirmek için bir kuvvet çevireci (transducer) gerekir. Yük ve dolayısı ile kasta oluşan gerilme sabit tutularak boyunun kılalmasına izin verilirse, boyu değişen kas dışarıya karşı iş yapar. İzotonik kasılma adı verilen bu tür kasılmada boyca değişimleri kaydetmek için basit bir çevireç kullanılabilir. Kas uzunluğunun veya kuvvetin veya ikisinin karmaşası olarak kaydedilen bir eğriye **sarsı (twitch)** denir. Bir tek liften alınan sarsı eğrisi ile tüm liflerin yeter şiddette kasılmasından elde edilen eğri biçim bakımından benzer bulunmaktadır. Kasılma ve gevşeme süreleri dahil, bir sarsı eğrisi 0.2-0.3 saniye sürebilir^(3,4,16,31,32).

2.7.2. Sumasyon

Sumasyon, tek tek kas sarsılarının birbirine katılarak uyum içinde kuvvetli kas hareketlerini yaratmaları anlamını taşır. Sumasyon genellikle iki farklı şekilde gelişir. Birincisi, eşzamanlı kasılan motor birim sayısının artması ve ikincisi tek tek motor birimlerinin kontraksiyonunun hızlarının artmasıdır.

- **Motor Birim Sumasyonu:** Tek bir kasta bile farklı motor birimlerdeki kas liflerinin sayı ve büyüklükleri, büyük değişiklikler gösterir. Küçük birimler büyüklerden çok daha kolay uyarılabilirler. Çünkü onları inerve eden sinir liflerinin medulla spinalisteki hücreleri yüksek düzeyde eksitabiliteye sahiptir. Bu etki, kontraksiyon sırasında kas gücünün adım adım artmasına neden olur. Başlangıçta küçük birimler kasılırken gittikçe artan büyük motor birimlerin katılmasıyla, kasın kasılma gücü giderek çoğalır.

- **Dalga Sumasyonu:** Sarsıların frekansı saniyede onu aştığı zaman, birinci sarsı tamamlanmadan önce bir ikincisi ortaya çıkar. Kas, ikinci sarsı başladığı zaman henüz kısmen kasılma durumunda olduğu için kasılma derecesi tek sarsıdan biraz daha büyük olur. Kontraksiyonların frekansı arttığı zaman birbirini izleyen kasılmaların sumasyon derecesi de daha büyür^(3,4,16,31,32).

2.7.3. Tetanik Kasılma

Kas gittikçe artan frekanslarda uyarıldığı zaman, nihayet belirli bir düzeyde, birbirini izleyen kontraksiyonlar, kaynaşarak ayırt edilmez hale gelir. Bu duruma tetanizasyon, onu sağlayan en düşük frekansa da kritik frekans denir.

Tetanizasyon kısmen kasın viskosite özellikleri, kısmen de kontraksiyon olayının doğasından kaynaklanır. Kas lifleri viskozitesi yüksek bir sıvı olan sarkoplazma ile doludur. Aynı zamanda bu lifler boy değişikliğine karşı direnç gösteren kas kılıflarının içinde bulunurlar. Bu viskoziteyi arttıran faktörler birbirini izleyen kontraksiyonların kaynaşmasında rol oynarlar.

Kasın viskoz özelliklerine ek olarak aktivasyon olayı da zaman alır. Birbirini izleyen kesikli aktivasyon süreleri kaynaşarak uzun ve sürekli bir aktivasyon durumu yaratır. Öyle ki, miyofibrillerde kalsiyum iyon düzeyi sürekli olarak kontraksiyonun aktivasyonu için gerekli düzeyin üzerinde kalıp, kontraksiyonun devamı için kesintisiz bir stimulus sağlar. Tetanizasyon için kritik frekansa ulaşıldığı zaman, stimülasyon frekansının arttırılması kontraksiyon gücünü ancak yüzde birkaç oranında yükseltir^(3,4,16,31,32).

2.7.4. Spontan Kas Kasılmaları

Kalp Kası Kasılması: Kalp kasında aksiyon potansiyeli kalp kası membranlarında yayılırken, bu potansiyeller T tübüllerinin membranları boyunca kalp kası liflerinin içine yayılır. T tübüllerinin aksiyon potansiyelleri, sarkoplazmik retikulum sisternalarından kalsiyum iyonlarının ani olarak serbestleyip, kas sarkoplazmasına geçmesine yol açar. Daha sonra, kalsiyum iyonları, saniyenin binde birleri kadar kısa bir zamanda, miyofibriller içine difüzyona uğrayarak, aktin ve miyozin filamentlerinin birbiri üzerinde kaymasını başlatacak kimyasal reaksiyonları katalize ederler; bu olay da kas kontraksiyonunu oluşturur.

Sarkoplazmik retikulum sisternalarından serbestleyen kalsiyum iyonlarına ek olarak, aksiyon potansiyeli süresinde T tübüllerinden de büyük miktarda kalsiyum sarkoplazmaya geçer. Gerçekten, T tübüllerinden gelen bu fazladan kalsiyum olmasaydı kalp kasının kontraksiyon kuvveti önemli derecede azalacaktır. Çünkü kalp kasında, iskelet kasına göre daha az bir gelişim gösteren sarkoplazma sisternaları yeterli derecede kalsiyumu depo edemezler. Öte yandan kalp kasının T

tübülleri iskelet kasındakilerden beş kat daha büyük çapa ve 25 kat büyük hacme sahiptir. T tübüllerinin içinde bol miktarda bulunan mükopolisakkaritler elektronegatif yükleriyle büyük miktarda, kalsiyum iyonlarını tutarak, T tübülü aksiyon potansiyeli olduğu zaman, kolayca kalp kası liflerine difüzyonuna hazır şekilde depo ederler.

Kalp kasının kontraksiyon gücü, büyük ölçüde ekstrasellüler sıvının kalsiyum iyon konsantrasyonuna bağlıdır. Bunun nedeni T tübülleri uçlarının direkt olarak kalp kası liflerinin dışına açılmasıdır. Bu durum, kalp kası interstisyumunda bulunan ekstrasellüler sıvının T tübüllerinden geçmesini sağlar. Sonuçta, kalp kasının kontraksiyonu, sarkoplazmada kalsiyum iyonları kadar, T tübül sistemindeki ekstrasellüler sıvının kalsiyum iyon konsantrasyonuna da bağlıdır.

Buna karşın, iskelet kasının kontraksiyon gücü ekstrasellüler sıvının kalsiyum konsantrasyonundan pek kolay etkilenmez. Çünkü, iskelet kasındaki kontraksiyonlar hemen hemen tümüyle, bizzat iskelet kas lifleri arasında bulunan sarkoplazmik retikulumdan serbestleyen kalsiyum iyonlarının etkisinde gelişir.

Aksiyon potansiyelinin platosu sonunda, kalsiyum iyonlarının kas lifleri içine girişi aniden durur ve sarkoplazmik retikulum ve T tübüllerine pompalanır. Sonuç olarak yeni bir aksiyon potansiyelinin oluşuna kadar kontraksiyonlar kesilir.

Kalp kası ile iskelet kası arasında başka bir fark da, iskelet kasında T tübüllerinin, aktin ve miyozin filamentlerinin birbirini örttüğü yere bitişik bulunmasıdır. Böylece her sarkomerde iki T tübül sistemi vardır. Öte yandan kalp kasında, her sarkomerin Z çizgisinde olmak üzere ancak bir T tübül sistemi bulunur. Ancak bunlar çok daha geniş tübüllerden oluşmaktadır. Bu yapısal fark, kalp kasının iskelet kasından daha yavaş kasılması gerçeğine, kalsiyum iyonlarının Z çizgisinden, kontraksiyon olayının geliştiği sarkomerin orta bölgesine kadar difüze olması için geçen zamana uymaktadır^(3,4,16,31,32).

Papiller Kas Kasılması: A-V kapaklar (triküspit ve mitral kapakları) sistol sırasında kanın atriyumlara geri dönmesini ve semilüner kapaklar (aorta ve pulmoner kapaklar) ise diyastolde kanın geriye, ventriküllere akmasını önler. Bu kapaklar pasif olarak kapanıp açılırlar. Öyle ki, basınç gradyeni kanı arkaya doğru ittiği zaman kapanır, basınç gradyeni kanı öne doğru ittiği zaman açılırlar. İnce, yaprak şeklindeki A-V kapakların, anatomik durumları gereği, kapanmaları için geriye doğru

bir akıma, hemen hemen ihtiyaç olmaz; halbuki, daha kalın olan semilünar kapakların kapanması, birkaç saniye süren oldukça kuvvetli bir geri akımı gerektirir.

A-V kapakların kenarına chordae tendineae ile tutunan **papiller kaslarıdır**. Ventrikül çeperi kasıldığı zaman papiller kaslar da kasılır. Fakat beklenenin aksine, kapakların kapanmasına bir yardımları olmaz. Bu kaslar, ventrikül kontraksiyonu sırasında, kapakları ventriküllere doğru çekerek atriyum tarafından devrilmelerini önlerler. Eğer korda tendine koparsa ya da papiller kaslardan biri paralize olursa, ventrikül kontraksiyonu sırasında kapak geriye doğru fazla devrilir ve kapanma yeterli olmaz. Bu durum bazen atriya doğru o kadar fazla miktarda kanın sızmasına neden olur ki, ağır, hatta ölüme kadar götüren kalp yetersizliği gelişebilir⁽³⁾.

Papiller kaslar spontan (kendiliğinden) kasılabilirler. Spontan kasılma frekansları düzenli olmayıp frekans modülasyonlu şeklindedir. Önce sık sık kasılıp sonra yavaşlar, sonra kasılma yine sıklaşır ve ardından gittikçe yavaşlar. Kasılma kuvveti 1.2 g dolayında, CT ortalama 140 ms, $\frac{1}{2}RT$ ortalama 100 ms'dir^(3,4,16,18,31,32).

2.8. Analog ve Digital Biyolojik Sinyaller

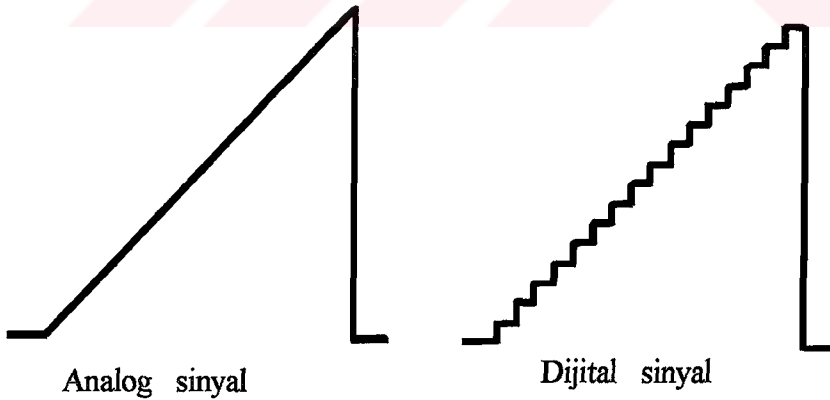
Sinyal, genlik ve polaritesi değişen ve bilgi taşıyan, gözlenebilir bir fiziksel nicelik olarak tanımlanabilir. Bu tanım, ilgilenilen ve ilgilenilmeyen, değişimli bütün fiziksel nicelikleri içine alır. Gözlenen bir fiziksel nicelik, ilgilenilen ve araştırılan sistemler tarafından üretilen, istenen (sinyal) ve ilgilenilmeyen, başka sistem veya sistemler, tarafından üretilen, istenilmeyen (gürültü) iki bileşenden oluşur. Sinyal ve gürültünün kombinasyonları, genellikle toplanabilir yapıdadır⁽¹⁹⁾.

En genel tanımıyla, zamanın fonksiyonu olarak değiştiği için $x=f(t)$ olarak ifade edilebilen her x büyüklüğü bir sinyal olarak değerlendirilebilir. Eğer x 'in örneğin kan basıncı ya da solunan havanın volümetrik hızı (debisi) gibi fizyolojik bir anlamı varsa, bu değişime **fizyolojik** sinyal denir. Eğer değişim elektrodlar yardımıyla izlenen bir akım şiddeti ya da potansiyel farkı ise, bir elektrofizyolojik sinyalden söz edilir. Aslında hemen hemen her fizyolojik değişim uygun bir transdüser (çevireç) yardımıyla kendisiyle orantılı bir elektriksel değişime çevirmek suretiyle ölçülüp izlenebildiği için, çağdaş ölçme cihazları, elektriksel sinyallerin

kayıt ve analizini sağlayacak biçimde yapılmışlardır. Bu açıdan, fizyolojik sinyal kaydı ve analizinde kullanılan yöntemler ile, elektriksel sinyaller için kullanılanlar arasında temel yaklaşımlar bakımından bir fark yoktur. O nedenle de, aslında haberleşme mühendisliğinde karşılaşılan problemlerin çözümü için geliştirilmiş olan sinyal analizi yöntemlerinin tümü, fizyolojik sinyallerin kantitatif olarak değerlendirilmesi amacıyla kullanılabilir (2,34,35).

Analog bir dalga formu sürekli ve monotoniktir. Dijital bir dalga formu ise sürekli değil kesiktir (2). Analog sinyaller, ADC denilen özel cihazlarla belirlenen hızda digital sinyallere dönüştürülebilmektedir (Şekil 5). Günümüzde bilgisayar teknolojisinin çok gelişmiş olması nedeniyle analog sinyaller digital formda saklanabilmekte ve analizleri yapılabilmektedir. Bir analog sinyal digital forma; bilgi kaybı olmayacak fakat gereksiz yere işlem hızını ve saklama kapasitesini de arttırmayacak hız da çevrilmelidir.

Biyolojik veya diğer sinyallerin digital formda gözlenmesi ve saklanmasında kullanılan sistemlere Data Acquisition Sistemleri denir. Data Acquisition sistemlerinde bir hafızalı osiloskop, ADC ve transducer ile birlikte bir bilgisayar bulunmaktadır.



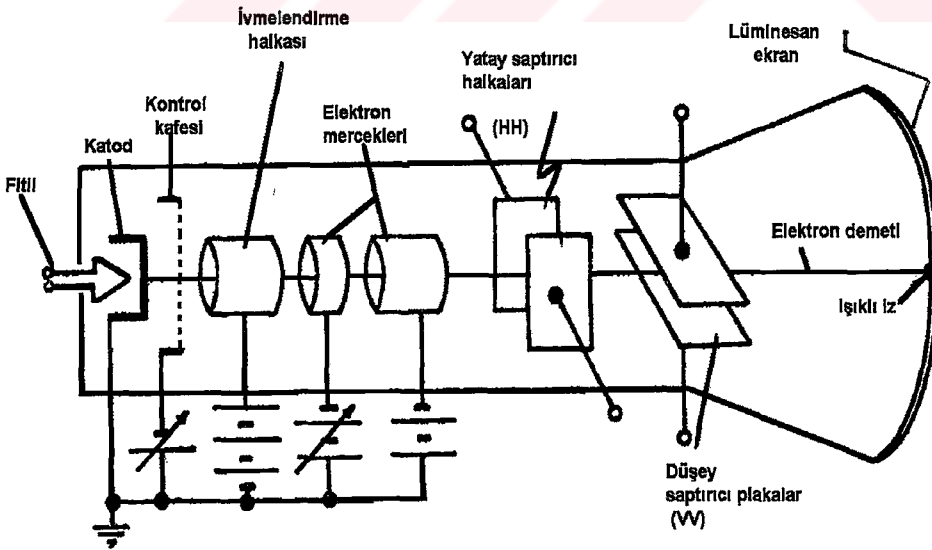
Şekil 5. Analog ve dijital sinyal dalga formu⁽²⁾.

2.9. Digital Storage Osiloskoplar

Elektronik bilgisindeki ilerlemeler, elektronik voltmetre, otomatik recorder ve osiloskop gibi elektriksel ölçü ve gözlem araçlarının oldukça üstün bir düzeye çıkmasını sağlamıştır. Diğer yandan birçok fiziksel niceliğin çevireçler aracılığı ile elektriksel gerilim değişimlerine dönüştürülebilmesi, otomatik recorder ve osiloskopların kullanılma alanlarını oldukça yaygınlaştırmıştır.

Bir osiloskopun en önemli kısmı, içerisine özel parçalar eklenmiş olan katod ışınları tüpüdür (CRT). Fitolin ısıttığı katodun saldıgı elektronlar (termoionik olay) katod yüzeyine dik doğrultularda çıkarlar. Elektronları ivmelendirmek için kullanılan silindirik anod ile katod arasına 2-20 kV arasında yüksek bir gerilim uygulanır. Katod ile anod arasında ve katoda yakın silindirik bir halka daha vardır. Kontrol kafesi veya kontrol halkası adı verilen bu halkaya uygulanan gerilim değiştirilerek halkayı geçen elektron sayısı değiştirilebilir. Anottan sonra elektron demetini odaklamaya yarayan elektron merceklere sistemi bulunur.

Tüpün içerisine, osiloskobun ana fonksiyonunu yaptırmak üzere, iki çift saptırıcı plaka sistemi eklenmiştir. Yatay saptırıcı ve düşey saptırıcı plakalarına uygulanan gerilimler, elektron demetini doğrusal yörüngesinden saptırır. Aralarındaki potansiyel farkı V olan, paralel elektrod çiftini geçen elektron demetinin, ekran üzerinde gözlenen sapma miktarı, V potansiyel farkı ile doğru orantılıdır^(14,15,32,34,35).



Şekil 6. Analog bir osiloskop ve bileşenleri.

DSO'larda ise yukarıda anlatılan analog osiloskoplara ek olarak 8 bitlik bir ADC ve hafıza birimi bulunmaktadır. Bu osiloskopların genel özellikleri:

1- Yüksek tarama hızına ve geniş voltaj aralığına sahiptirler (voltaj aralığı 2 mV-5 V, tarama hızı 0.1 s-50 ns). Örneğin kanal başına maksimum örnekleme hızı 40 Mbps olan DSO'da 100 MHz'lik bir sinyal saklanabilir.

2- 1 kilo wordluk bir dalga formu osiloskopun hafızasında 48 saat saklanabilmektedir. Osiloskoplarda CH1 ve CH2 acquisition memory, Save Memory A ve B, CH1 ve CH2 display memory gibi hafıza birimleri vardır.

3- Çok fonksiyonludur. Örneğin:

- Roll Mode: Düşük hızdaki sinyallerin ölçümlerini kolaylaştırır.
- Average : Sinyalin içerdiği gürültü bileşenlerini kaldırır.
- Smoothing: Gelen digital sinyaldeki değerleri birbirine yaklaştırarak eğrinin düzleştirilmesini sağlar.

4- Harici Arabirim Fonksiyonları: Kayıt edilmiş verileri analiz etmek için çeşitli çıkış fonksiyonları vardır.

- RS-232C : Sayısal verilerin bilgisayar, v.b. gibi aletlere aktarılmasını sağlar.
- Plot: Osiloskop ekranındaki görüntüyü RS-232C yardımı ile plotter'a aktarır.

5- Kürsör ölçüm fonksiyonları: Ayarlanan zaman ve voltaj bilgileri osiloskop ekranı olan CRT (Cathode Ray Tube = Katod ışın tüpü) ekranında görüntülenmekte ve kürsörler ile de; voltaj farkı ΔV , zaman farkı ΔT ve frekans $1/\Delta T$ ölçülmektedir⁽¹⁴⁾.

2.10. Analog to Digital Converter (ADC)

Elektrofizyolojik deneylerden sağlanan veriler büyük çoğunlukla, bir voltajın zamanla değişmesi biçimindedir. Bu analog voltaj değişimleri bir osiloskobun ekranında ya da bir kayıt cihazının akar kağıdı üzerinde izlenebilir; fakat bilgisayar ortamında, örneğin bir disk bellekte saklanamaz. Bilgisayarlar yalnızca tek tek sayıların saklanmasını ve işlenmesini sağlayabildiği için, analog sinyalin bir dizi sayılardan oluşan bir sinyal haline çevrilmesi gerekir. Bu sayısallaştırma işini yapan cihaz, birim ya da kartlara kısaca ADC (Analog to Digital Converter) denir. Sayısal'ın karşılığı olarak digital sözcüğünün kullanılması, nicelikleri sayılarla ifade etmeye çalışan eski insanların muhtemelen parmaklarından yararlanmış olmalarına dayandırılmaktadır (latince kökenli digit sözcüğü parmak anlamına gelir) ⁽²⁾.

Sayısallaştırma (Digitization): Bir odanın sıcaklığında gün boyu meydana gelen değişimler izlenecekse, ya bir sıcaklık transdüserinden alınan orantılı voltajlar bir kayıt cihazının akar kağıdı üzerinde sürekli biçimde yazdırılır, ya da bir termometreye örneğin yarım saatte bir bakılarak, 1°C duyarlılıkla okunan değerler bir sütun halinde listelenir. Birinci yolla elde edilen eğri bir analog sinyaldir; hem zaman hem de genlik değişimleri bakımından süreklilik gösteren böyle bir sinyal bu haliyle bilgisayara verilemez. İkinci yolla elde edilen sayı dizisi ise, aynı sinyalin sayısal yani digital hale çevrilmiş biçimidir ve bu sayılar klavyeden girilmek suretiyle, oda sıcaklığının gün boyunca gösterdiği değişim grafiği bilgisayara aktarılabilir. Bu basit bir analogdan digitale çevirme örneğidir.

Aynı iş, bilgisayara takılan bir sinyal alma kartı üzerindeki ADC biriminin, her yarım saatte bir çevirme yapması ve elde ettiği sayıyı disk bellekte saklaması için programlanması suretiyle de yapılabilir. Hızlı değişimler gösteren sinyallerin sayısallaştırılması içinse zaten başka bir yol yoktur; çünkü bir kişinin çok hızlı değişimlere ayak uydurabilecek kadar sık aralıklarla okuma ve yazma işini yapması olanaksızdır. Bu gibi durumlarda, bir ADC biriminin kullanılması zorunluluk haline gelir ^(2,12,15,29).

Bir ADC biriminin analog bir voltajı ikili sistemde bir sayıya çevirmesi: Bir pozitif voltaj değerinin sayısal olarak ifade edilmesi, aslında o voltajın, sıfır ile belirli bir üst sınır arasındaki belirli sayıda voltaj aralıklarından hangisinde bulunduğu belirlenmesi demektir. Örneğin 0-10 volt aralığı ondalık sisteme uygun olarak 100 voltaj dilimine bölünmüşse, yapılan bir dizi karşılaştırma sonucunda, herbiri 0.1 voltluk bu dilimlerden 72.'sinin içine düştüğü belirlenen bir voltaj $72 \times 0.1 = 7.2$ sayısı ile ifade edilecektir. Bu çevirici gerçek değeri 7.2 ile 7.3 arasında kalan bütün voltajlar için 7.2 sonucunu verecektir.

Bilgisayarların ikili (binary) sayı sistemini kullanması nedeniyle, bilgisayara aktarılacak bir voltaj değerinin önce ikili sisteme uygun bir sayıya çevrilmesi gerekir. Yalnızca 0 ve 1 rakamları bulunan bu sistemde yazılmış bir sayının basamakları, sağdan sola doğru, birler hanesi, ikiler hanesi, dörtler hanesi, sekizler hanesi, ... biçiminde gider (10 tane rakamı bulunan *onlu* sistemde basamaklar, birler, onlar, yüzler, binler şeklinde gitmektedir). O nedenle, örneğin ondalık sistemde birler basamağında tek bir rakamla yazılabilen 5 sayısı, ikili sistemde 101

olarak ifade edilir. 4'ler hanesinde 1, ikiler hanesinde 0, birler hanesinde ise 1 bulunan bu sayının ondalık sistemdeki karşılığı $1 \times 4 + 0 \times 2 + 1 \times 1 = 5$ olarak hesaplanabilir. İkili sistemde her bir hane bit olarak adlandırılır. Bu sentetik sözcük, "binary digit" ifadesindeki "binary" sözcüğünün ilk harfi ile 'digit' sözcüğünün son iki harfinin birleştirilmesiyle türetilmiştir.

İkili sistemde üç haneye ifade edilebilecek sayıların adedi $2^3 = 8$ olup bu sayıların en büyüğü olan 111'in ondalık sistemdeki karşılığı $4 + 2 + 1 = 7$ 'dir. 8 haneli binary sayıların adedi ise, $2^8 = 256$ 'dır. Daha genel bir ifadeyle, ikili sistemde, n haneli olmak üzere 2^n tane değişik sayı yazılabilir ve bu sayılar 0 ile $2^n - 1$ arasındadır. O halde, bir voltajı ikili sistemde bir sayıya çevirmek için kullanılması gereken bölmeleme sayısı 2'nin tam bir üssü olmalıdır. Bir ADC biriminin fonksiyonu, kendisine verilen bir voltajın bu dilimlerden hangisinin sınırları arasında kaldığını belirlemektedir. Bu işi yapmak üzere *VCO (voltage-controlled oscillator)*, *dual-slope*, *successive approximation* gibi değişik yolları kullanmak üzere tasarlanmış ADC birimleri vardır. Bunlar arasında en yüksek hızı sağlayan üçüncü tip çeviriciler, sayısallaştırılacak voltaja en uygun gelen dilimi bulabilmek için, bu voltaj ile bazı dilimlerin voltaj düzeyleri arasında bir dizi karşılaştırma yaparlar ve en uygun dilimin sıra numarası, voltajın sayısal değerini belirler ^(2,12,15,29,35,43).

Elektrofizyolojik sinyaller, gerek genlikleri (amplitüdüleri), gerek içerdikleri frekans bölgeleri ve gerekse tipik dalga biçimleri bakımından çok değişik özelliklere sahip olabilirler. Bazı elektrofizyolojik sinyal örnekleri yukarıda Tablo-I.'de açıkça görülmektedir.

Bu elektrofizyolojik sinyallerin kaydı için, genellikle, nereden ve hangi koşullar altında kaydedileceklerine bağlı olarak özel elektrodlar kullanılır. Orijinal genlikleri küçük olan bu sinyaller, hem biyolojik orjinli olmayan gürültüleri ya da biyolojik olmakla beraber kayıt alınan bölgeye ait olmayan diğer sinyalleri elimine eden, hem de standart kayıt cihazları için öngörülmüş giriş voltajı düzeylerine kadar yükseltmelerini sağlayan biyoelektrik amplifikatörler yardımıyla yeterince güçlendirilirler. Hemen bütün uygulamalarda diferansiyel türden olan bu amplifikatörlerin üzerinde bulunan ya da dışarıdan eklenen elektronik filtreler yardımıyla da, ilgi alanı dışında kalan frekanslara sahip bileşenler süzülüp atılır

ADC kartlarının üç temel özelliği şunlardır:

1- Ölçüm Aralığı (Giriş Voltajı): ADC karta uygulanacak sinyalin büyüklüğünü belirtmektedir. Bu aralık genellikle ADC kartı üzerindeki bir jumper'la $\pm 2V$, $\pm 5V$ ve $\pm 10 V$ 'den birisi seçilebilir. ADC kartına seçilen aralıktan daha büyük bir sinyal uygulanamaz.

2- Vertical Resolution (Dikey Çözünürlük): ADC kartların duyarlılığını, en küçük digitize etme aralığını belirtmektedir. Bunlar günümüzde 8 bit, 10 bit, 12 bit ve 16 bitlik kartlar şeklinde bulunmaktadır. ADC kartlarının dikey çözünürlüğü kartın bit sayısı ile 2^n şeklinde orantılıdır. Örneğin 8 bitlik bir kartın dikey çözünürlüğü $2^8 = 256$ 'dır, yani ölçüm aralığı eşit 256 dilime bölünür. 12 bitlik bir kartın ise dikey çözünürlüğü $2^{12} = 4096$ olup ölçüm aralığı eşit 4096 dilime bölünür. Eğer ölçüm aralığı $\pm 2V$ seçilmişse her dilim $4/4096 \approx 1 \text{ mV}$, $\pm 10 V$ seçilmişse $20/4096 \approx 5 \text{ mV}$ olur.

3- Horizontal Resolution (Yatay Çözünürlük): ADC kartın analog sinyali hangi hızda digitale çevirdiğini göstermektedir. Bu hız karttan karta çok geniş bir aralıkta değişmektedir. Günümüzde 100 kHz'e kadar çevirme yapan kartlar bulunmaktadır. Ancak software ile bu üst sınır istenilen orana kadar düşürülebilmektedir. Genellikle ADC kartlarında dikey çözünürlük ile yatay çözünürlük arasında ters orantılı bir ilişki vardır. Yani 8 bitlik kartlarda en büyük yatay çözünürlük elde edilmektedir (2,12,15,29,35,43).

2.11. Bilgisayarlar ve Bilgisayar Programları

Çağımızda en hızlı gelişen teknoloji bilgisayar ve bilgisayar dünyasındaki yazılımlardır. Her geçen gün yeni bir CPU, yeni bir veri yolu sistemi geliştirilmektedir. Data Acquisition sistemleri için en ideal bilgisayarlar, yani laboratuvar tipi bilgisayarlar şu an için 80486 CPU'lu, 4 ya da 8 MB hafızalı, 850 MB hard diskli ve renkli ekranlı bilgisayarlardır. Laboratuvarlarda bu tip bilgisayarlarla kullanılmak üzere çeşitli ticari data acquisition ve sinyal analiz programları geliştirilmiştir (1,2).

HIMES (Hitachi Measurement): Hitachi marka, RS232 çıkışı olan digital storage osiloskoplarda kullanılan bir bilgisayar programıdır. Özellikleri:

Dalga formu parametrelerinin hesaplanması (minimum, maximum ve tepeden tepeye

değerleri), hızlı veri aktarma: GP-IB modunda yaklaşık 4 kB/saniye, RS232 modunda ise yaklaşık 1.2 kB/saniye'dir. Veriler üzerinde zoom (iki nokta arasını büyütme) işlemi, kursor ölçümleri (X ve Y ekseninde), Fourier Transformu, türev, integral gibi matematiksel fonksiyonlar, dataların ASCII, PCX ve HP-GL modlarında saklanabilmesi ⁽²²⁾

PC-LABDAS: Çeşitli Analog to Digital Converter'lerde kullanılan bir ticari bilgisayar programıdır. Özellikleri: Sürekli veri okuma ve kaydetme fonksiyonu (gün boyunca kayıt), veri tablosu, veri kanalından gelen değerlerin zamana karşı grafiği, istatistik rapor ve bar grafiği, verilerin Lotus 1-2-3 biçiminde saklanabilmesi.

PCLS-SCOPE: Çeşitli ADC'ler için bilgisayar ekranını osiloskop ekranı gibi kullanan bir bilgisayar programıdır. Özellikleri: 16 tarama kanalı, aynı anda iki kanaldan gelen dataların okunması, örnekleme hızının 10 - 100 kHz arasında seçilebilmesi, time/div 0.5 ms'den 100 saniye arasında seçilebilmesi.

LABTECH ACQUIRE: IBM PC uyumlu çeşitli ADC'lerden okuma yapabilen menülere sahip bir programdır. Özellikleri: 4 kanal analog giriş, 1 kanal dijital giriş, saniyede 50 nokta okuma, lineer tarama, verilerin 4 ayrı pencerede görüntülenebilmesi, verilerin Lotus 1-2-3 biçiminde saklanabilmesi gibi özellikleri vardır.

EASYEST: Çeşitli ADC'lerden okuma yapabilen bir programdır. Özellikleri: Filtreleme (lowpass, highpass ve bandpass), Frekans analizi (Fast Fourier Transform), Hanning ve Hamming filtreler, matematiksel fonksiyonlar (+, -, *, /, log, ln, sin, cos v.b. gibi), XY grafiği çizme, verilerin ASCII, PCX, HP-GL biçiminde saklanabilmesi.

UNKELSCOPE: Çeşitli ADC'lerde kullanılmak üzere geliştirilen bir osiloskop programıdır. Özellikleri: Menülere sahip, sinyal zaman grafiği çizme, veriler üzerinde zoom, çeşitli kartlara göre 25 kHz ile 100 kHz arasında sampling rate, en düşük sampling rate okuma 1 defada saniyede 500 data, verilerin Lotus 1-2-3 biçiminde saklanabilmesi.

DAD/ISP: Çeşitli ADC'lerden okuma yapabilen bir programdır. Özellikleri: Fourier ve Peak analizi, trigonometrik fonksiyonlar, zaman serisi analizi, istatistiksel analiz, veriler üzerinde zoom, 64 pencere açabilme özelliği, kursor ölçümleri, verilerin ASCII ya da Lotus 1-2-3 biçiminde saklanabilmesi gibi fonksiyonları vardır⁽¹⁾.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1. Kullanılan Preparat ve Kimyasal Bileşikler

Kurbağa siyatik sinirini yaşatabilmek veya canlı tutabilmek için gerekli olan Ringer çözeltisinin içeriği:

NaCl	: 3.36 g/0.5 L	= 115 mM
KCl	: 0.09 g/0.5 L	= 2.5 mM
Na ₂ PHO ₄	: 0.15 g/0.5 L	= 2.5 mM
NaH ₂ PO ₄	: 0.065 g/0.5 L	= 0.95 mM
CaCl ₂	: 0.08 g/0.5 L	= 1.8 mM

pH = 7.3 olarak hazırlanması gerekmektedir. Yalnız hazırlanan çözeltinin pH'sı yaklaşık 6.3 ile 6.9 arasında çıktığından pH'ı 7.3'e çıkarmak için NaOH veya HCl kullanılarak çözeltinin pH'ı ayarlandı.

3.2. Hafızalı Osiloskop (Digital Storage Oscilloscope)

Verilerin görüntülenmesi ve digitale çevrilmesinde Hitachi marka VC-6025/VC-6045 tipi digital storage osiloskop kullanıldı. İçinde 8 bitlik bir ADC bulunan bu osiloskopun özellikleri;

1- Yüksek tarama hızına ve geniş voltaj aralığına sahiptir (voltaj aralığı 2 mV-5 V, tarama hızı 0.1 s-50 ns). Kanal başına maksimum örnekleme hızı 40 Mbps olan bu DSO'da 100 MHz'lik bir sinyal saklanmaktadır.

2- 1 kilo wordluk bir dalga formu osiloskopun hafızasında 48 saat saklanmaktadır. Bu osiloskopta CH1 ve CH2 acquisition memory, Save Memory A ve B, CH1 ve CH2 display memory gibi 6 ayrı hafıza birimi vardır.

3- Çok fonksiyonludur.

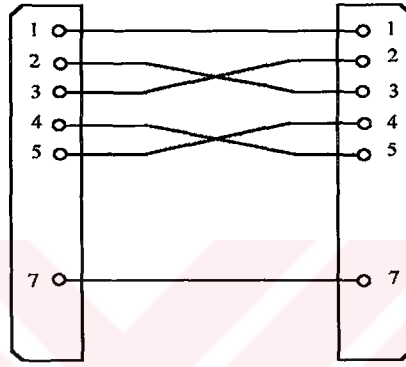
- Roll Mode: Düşük hızdaki sinyallerin ölçümlerini kolaylaştırır.
- Average : Sinyalin içerdiği gürültü bileşenlerini kaldırır.
- Smoothing: Gelen digital sinyaldeki değerleri birbirine yaklaştırarak eğrinin düzleştirilmesini sağlar.

4- Harici Arabirim Fonksiyonları: Kayıt edilmiş verileri analiz etmek için çeşitli çıkış fonksiyonları vardır.

- RS-232C : Sayısal verilerin bilgisayar, v.b. gibi aletlere aktarılmasını sağlar.
- Plot: Osiloskop ekranındaki görüntüyü RS-232C yardımı ile plotter'a aktarır.

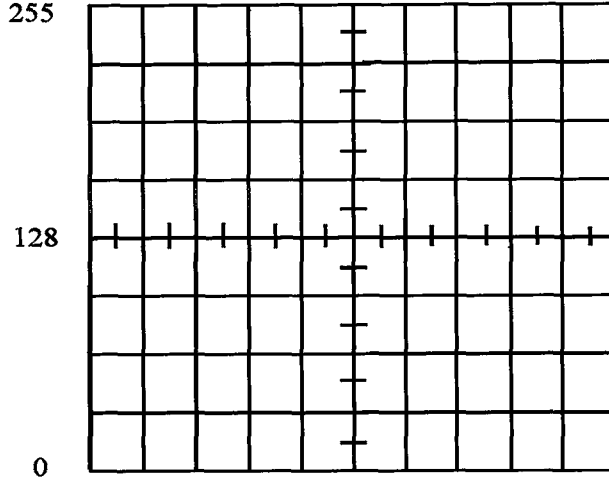
5- K rs r  l m fonksiyonları: Ayarlanan zaman ve voltaj bilgileri osiloskop ekranı olan CRT (Cathode Ray Tube = Katod ışın tüpü) ekranında görüntülenmekte ve k rs rler ile de; voltaj farkı ΔV , zaman farkı ΔT ve frekans $1/\Delta T$  l mlenmektedir⁽¹⁴⁾.

- **RS 232C çıkışının  zellikleri:** Bilgisayarın seri giriş/çıkışından osiloskopun RS-232C giriş/çıkışına bir adet özel kablo bağlantısı yapılır ve bu bağlantı yardımı ile osiloskoptan gelen veriler değişik hızlarda (saniyede 300 bit ile 9600 bit arasında) bilgisayara aktarılır.



Şekil 7. Bilgisayar ile osiloskop arasındaki iletişimi sağlayan kablonun bağlantı Şeması⁽²²⁾.

- **Osiloskopun Dikey  z n rl ğ :** Osiloskopta 8 bitlik bir ADC kartı bulunmaktadır. Osiloskobun dikey  z n rl ğ  matematiksel olarak ikili sayı tabanında $2^8 = 256$ 'dır. Dolayısıyla osiloskop ekranında bir verinin görüntüsünde okunabilecek en büyük değer 255 en k  k değer ise 0'dır.



Şekil 8. Osiloskopun dikey çözünürlüğü⁽¹⁴⁾.

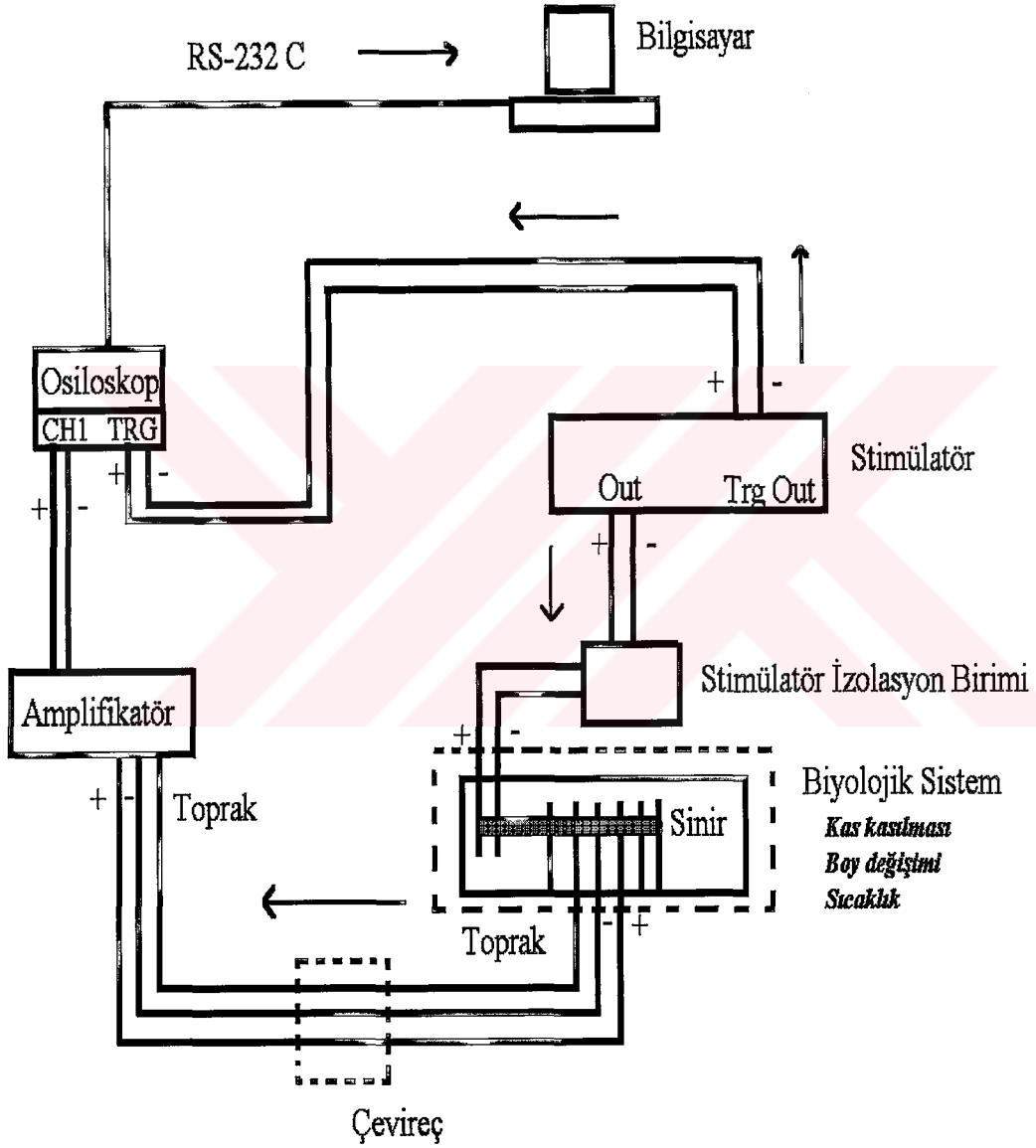
3.2.1. DSO'lu Veri Toplama Sistemi

Şekil 9.'da SAP'nin DSO'lu bir veri toplama sistemi ile kayıtlanması gösterilmiştir. Stimülatörden çıkan uyarın pulsu stimulus izolasyon biriminden geçtikten sonra siniri uyarmakta ortaya çıkan SAP'i diferansiyel amplifikatörle yükseltildikten sonra osiloskopta digitale çevrilmekte, gözlenmekte ve kayıtlanmaktadır. Görüntünün osiloskop ekranında hep aynı yerde oluşması için stimülatörden uyarın pulsu ile aynı anda çıkan trigger output pulsu ile osiloskop tetiklenmektedir. Osiloskopa digital olarak kayıtlanmış sinyal daha sonra BİSİP programı ile RS-232C üzerinden bilgisayara aktarılmakta ve üzerinde istenen analizler ve ölçümler yapılmaktadır.

Bu modelde sinir kutusu yerine kas kasılması, basınç değişimleri ve sıcaklık değişimleri gelebilir. Bu durumda mekanik sinyallerin elektriksel forma çevrilmesi için biyolojik sistem ile amplifikatör arasına bir çevireç girmekte, diğer işlemler aynı şekilde devam etmektedir. Deney düzeneğinde aşağıdaki aletler kullanılmıştır.

- Harvard AC-DC Preamplifier: DC'de 10-100 kat, AC'de 100-1000 kat amplifikasyon, frekans bandı 0-40 kHz, DC balance ayarı, low pass filtre yapabilmektedir.
- Harvard 6002 Stimulator: Frekans 0.1-100 Hz, çıkış voltajı 0-50 V, Pulse aralığı 0.1-5 ms, sürekli ve tek puls verme özelliğine sahiptir.

- Digital Storage Osiloskop: Hitachi VC-6025/VC-6045
- Sinyal Analiz Programı: BİSİP ver 2.0

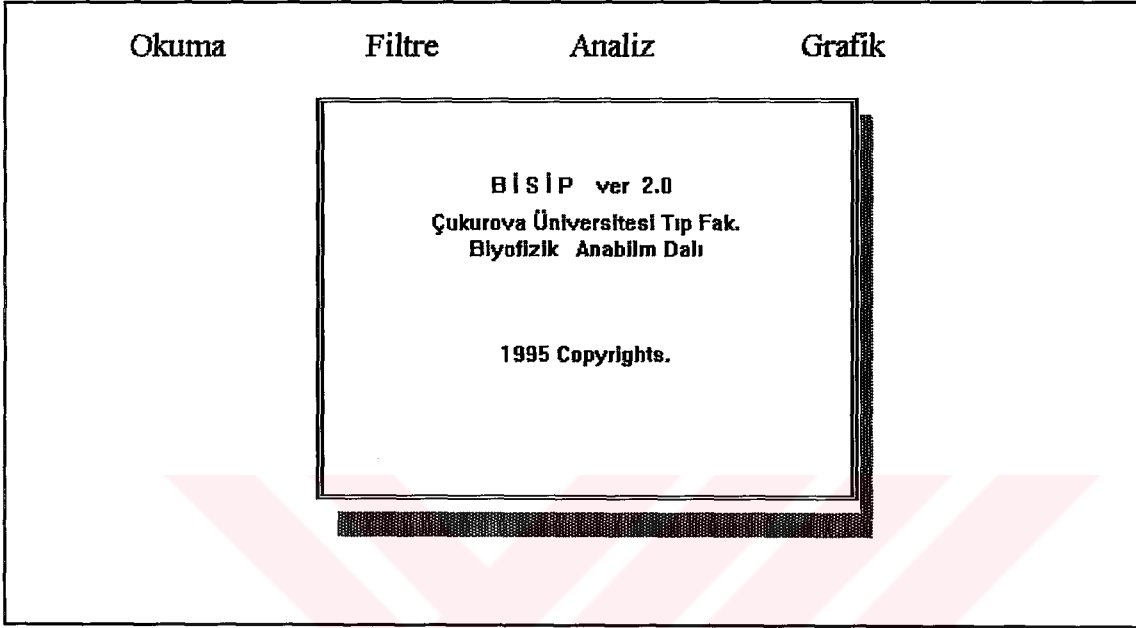


Şekil 9. Biyolojik sistemler için DSO'lu veri alma sisteminin blok diyagramı.

3.3. BİSİP Programın Özellikleri ve Programın Akış Diyagramı

Digital sinyalleri bilgisayarda kayıtlamak ve analizlemek için aşağıdaki program yapılmıştır.

Programın Ana Menüsü: Program Şekil 10.'da görüldüğü gibi 4 ana bölümden oluşmaktadır. 1-Okuma, 2-Filtre, 3-Analiz ve 4-Grafik



Şekil 10. Programın ana menüsü.

1. Okuma: Bu bölüm Read, Load, Erase ve Quit olmak üzere 4 alt bölümden oluşmaktadır. Read bölümü de osiloskop ve ADC 'den okuma, olmak üzere iki alt bölüme ayrılmaktadır.

Osiloskoptan okuma bölümünde, Osiloskopun 1 veya 2 nolu kanallarından okuma seçilebilmekte, Osiloskopun TIME/DIVISION'ı (ms) (yatay çarpanı), VOLT/DIVISION 'u (V) (düşey çarpan) ve dosya adı bilgileri girilebilmektedir.

Hangi Kanal (1-2)	= ...
Time/Division (ms)	= ...
Volt/Division (V)	= ...
Dosyaadı	= ...

Bu parametreler doğru girildikten sonra program seri porttan 9600 bps (bit per second) hızında okuma yapmaktadır. Yukarıda görülen tabloda herhangi bir yanlışlık

olursa program tarafından uyarı getirilmektedir.

ADC'den okuma alt bölümünde ise dosyaadı, ADC aracılığı ile kaç data okunacağı ve sampling rate bilgileri girilip doğruluğu onaylandıktan sonra okuma yapmaya başlamak için bilgisayarın seri portundan trigger sinyali vermesi için tekrar enter tuşuna basılması gerekmektedir.

Dosya Adı	=
Kaç Data (1-32767)	=
Sampling Rate (30-33000 Hz)	=
Trigger için <ENTER> basınız	

Load bölümünden daha önce DATA isimli directory'de saklanan dosyalar bir pencere içerisinde ekrana gelir. Burada ok tuşları ile dosya üzerine gelinip Enter tuşu ile dosya seçilip yüklenir.

Erase bölümünde ise DATA directory'sinde saklanan veri dosyalarının isimleri bir pencere içinde ekrana gelerek oradan istenilmeyen data dosyası silinebilir.

Quit bölümünde ise programdan çıkılır.

2. Filtre: Bu bölümde Smoothing, Aradeğer koyma, Hamming Filtre ve Averaj olmak üzere 4 alt bölüm bulunmaktadır. Bunlardan hiçbirini, sadece birini veya hepsini işaretleyerek filtre işlemleri gerçekleştirilebilir.

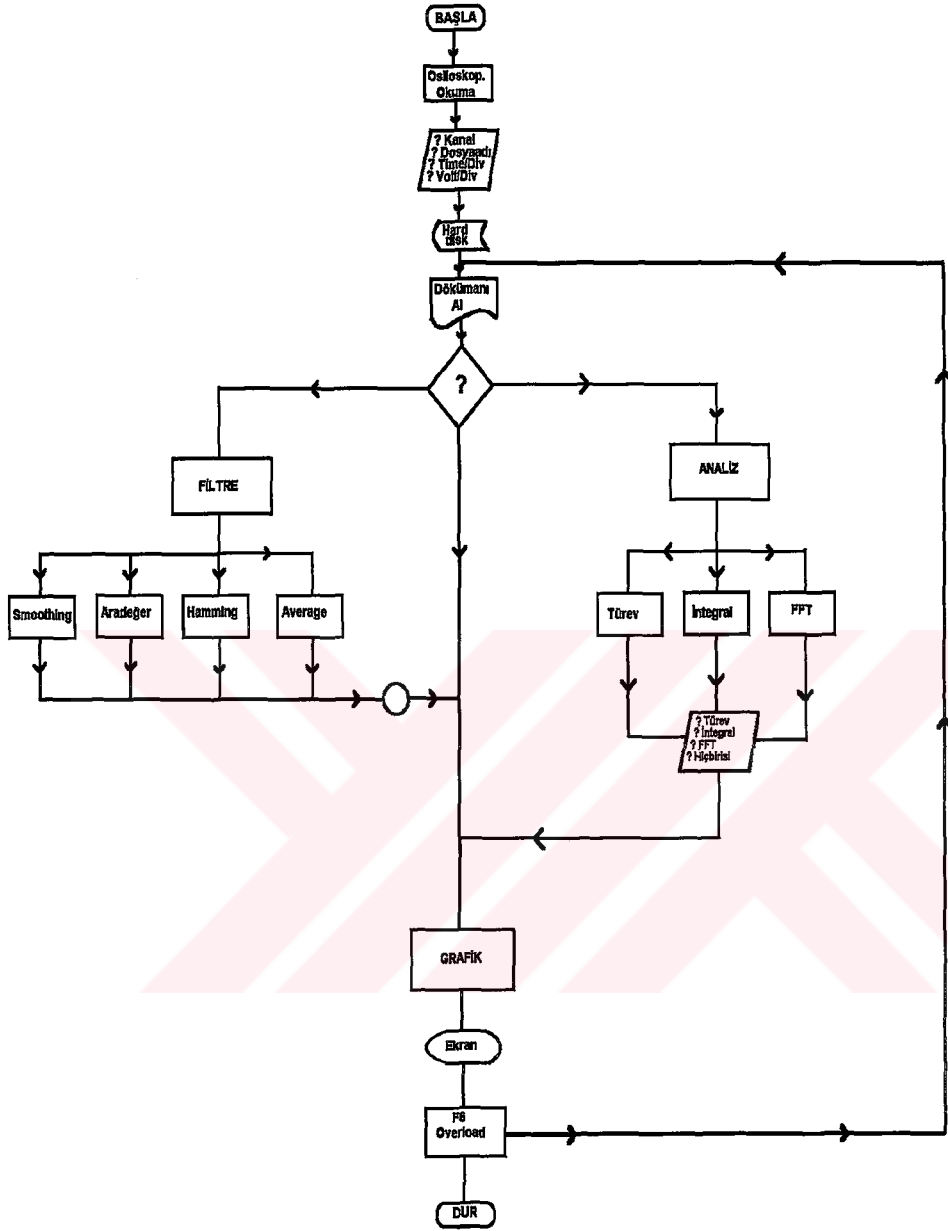
3. Analiz: Bu menüde Türev, İntegral ve Fourier Frekans Analizi olmak üzere 3 alt bölüm bulunmaktadır. Bu işlemlerden yalnızca birisi seçimlidir. Aynı anda Türev ve İntegral aldirmek mümkün değildir.

4. Grafik: Bu bölümde yalnız Çizdir işlemi bulunmaktadır. Load ile yüklenen dosya, önceki seçimli alt bölümlerden sonra çizdirilmektedir. Ekrana çizdirilen grafik Şekil 14-a.'da görülmektedir. Dikey eksen çarpanı grafiğin sol üst köşesinde, yatay eksen çarpanı grafiğin sağ alt köşesinde ve dosya adı grafiğin sağ üst köşesinde yazdırılmaktadır. F1 fonksiyon tuşu ile CURSOR-X (yatay eksen) ölçümleri, F2 fonksiyon tuşu ile CURSOR-Y (dikey eksen) ölçümleri; F5 fonksiyon tuşu ile eğrilerin Contraction Time (CT), Half Relaxation Time ($\frac{1}{2}RT$), Latans (T_L) ve tepeden tepeye genlik (V_{max}) gibi parametreleri, F7 fonksiyon tuşu ile grafik

üzerindeki Maximum, Minimum ve Peak-Peak değerleri otomatik olarak ölçülmekte ve ekrana bir pencere içinde getirilmektedir (Şekil 14-b.).

" + " tuşu ile eğrinin genliğini birer kat adımlarla büyütmek, "-" tuşu ile eğrinin genliğini birer kat adımlarla küçültmek, "*" tuşu ile eğrinin genliğini onar kat adımlarla büyütmek, "/" tuşu ile eğrinin genliğini onar kat adımlarla küçültmek; sağ ok tuşu ("→") ile eğriyi x eksenini üzerinde 20 pixel adımlarla sağa kaydırmak, Shift-sağ ok tuşu ("Shft →") ile eğriyi x eksenini üzerinde 50 pixel adımlarla sağa kaydırmak, sol ok tuşu ("←") ile eğriyi x eksenini üzerinde 20 pixel adımlarla sola kaydırmak, Shift-sol ok tuşu ("Shft ←") ile eğriyi x eksenini üzerinde 50 pixel adımlarla sola kaydırmak; "Page Up" tuşu ile eğriyi x eksenini üzerinde birer kat adımlarla açmak, "Page Down" tuşu ile eğriyi x eksenini üzerinde birer kat adımlarla toplamak; "Home" tuşu ile eğriyi orjinal durumuna getirmek, Yukarı ok tuşu ("↑") ile eğriyi dikey eksen üzerinde 10 pixel adımlarla yukarı kaydırmak, Aşağı ok tuşu ("↓") ile eğriyi dikey eksen üzerinde 10 pixel adımlarla aşağı kaydırmak, Shift Yukarı ok tuşu ("Shft ↑") ile eğriyi dikey eksen üzerinde 50 pixel adımlarla yukarı kaydırmak, Shift Aşağı ok tuşu ("Shft ↓") ile eğriyi dikey eksen üzerinde 50 pixel adımlarla aşağı kaydırmak; "H" veya "Alt-H" veya "Ctrl-H" ile yardım; "Del" tuşu ile program tarafından yaratılan geçici dosyalar silinmekte; "Esc" tuşu ile Ana Menü'ye dönülmekte; "F6" fonksiyon tuşu ile ekranda çizilmiş olan eğrinin üzerine aynı eğrinin matematiksel fonksiyonları (türev, integral, fourier frekansı) ya da bir başka eğri veya o eğriye ait matematiksel fonksiyonlar çizdirilmekte; "Shft-F6" tuşu ile de bu çizilen eğrilerden en sonuncusu ekrandan kaldırılabilenekte; "F4" fonksiyon tuşu ile eğriler yazıcıya çizdirilebilenekte ve grafik bölümünde mouse (fare) desteği bulunmaktadır.

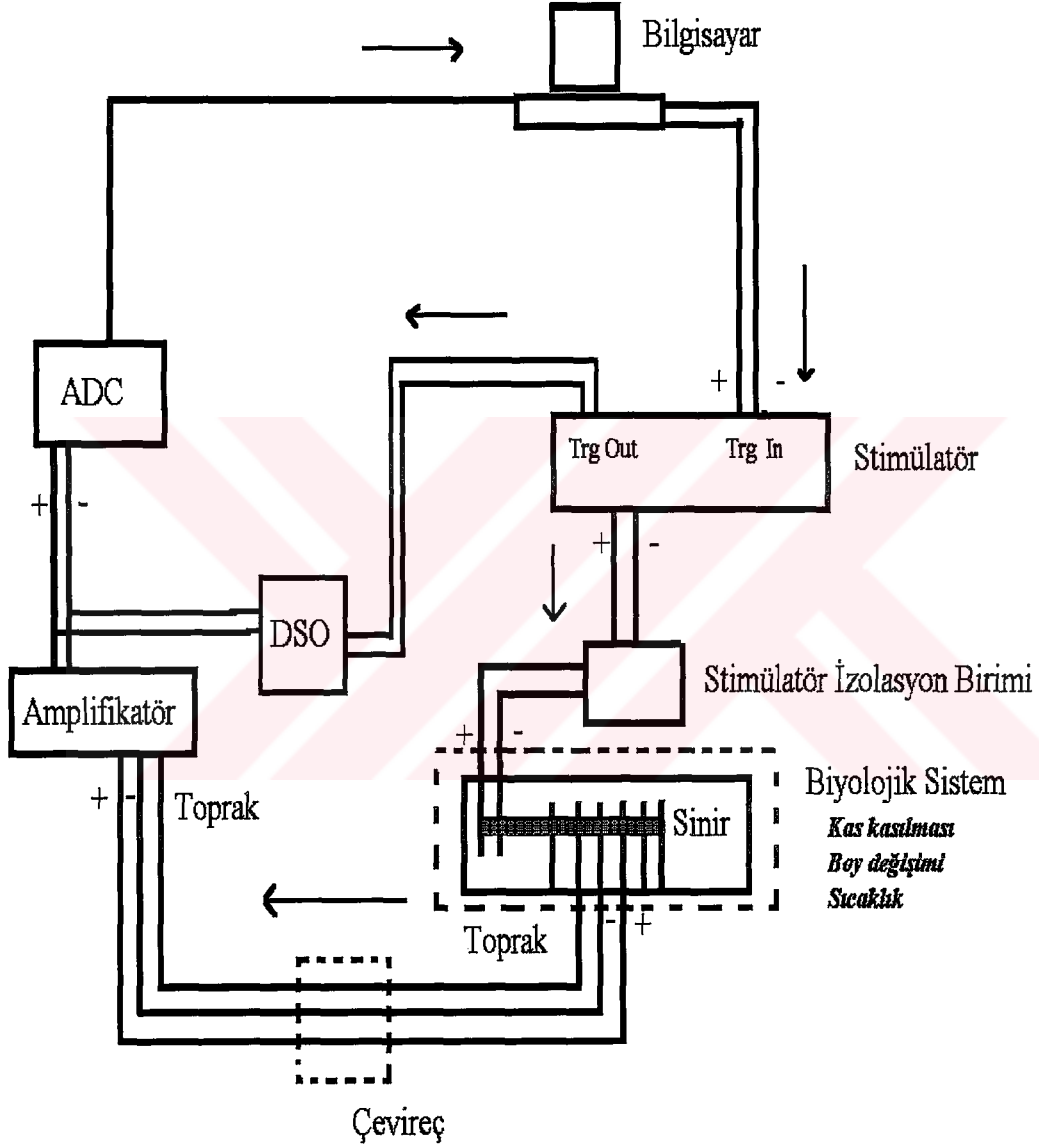
Şekil 11.'de DSO'lu veri toplama sisteminde kullanılan BİSİP programının akış diyagramı gösterilmektedir.



Şekil 11. Digital storage osiloskop için programın akış diyagramı.

3.4. ADC'li Veri Toplama Sistemi

Bu sistem Şekil 9.'da anlatılan DSO'lu veri toplama sisteminde DSO yerine ADC'nin gelmesiyle oluşan bir sistemdir (Şekil 12). Bu sistemde DSO yalnız gözlem yapmak amacı ile kullanılmakta sampling rate ve data sayısı bilgisayar aracılığı ile kontrol edilmektedir.



Şekil 12. Biyolojik sistemler için ADC'den veri alma sisteminin blok diyagramı.

ADC'nin Özellikleri: Advantech marka PC Labcard 711S model Analog to Digital Converter kullanılmıştır.

- Analog Giriş: PCL 711S kartı endüstriyel standartlarda 12 bitlik AD574 nolu entegre kullanılarak yüksek güvenilirlik sağlanmıştır. A/D çevirimi $25 \mu s$ 'de 1 data olup 1 saniyede 25 bin veri okuyabilmektedir.

- Analog çıkışlar: 0-5 V'luk ya da 0-10 V'luk çıkışlara sahiptir.

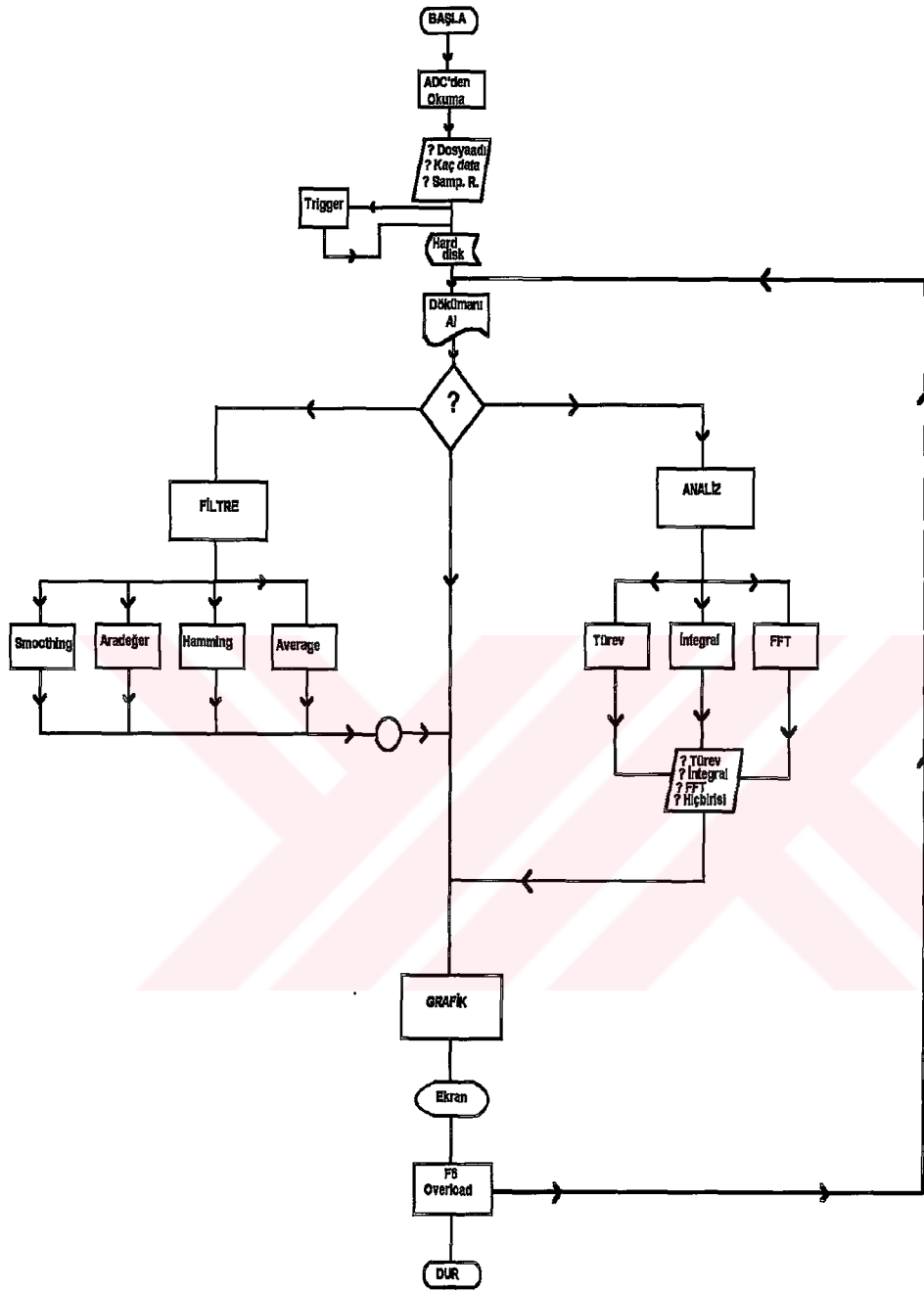
- A/D ve D/A çözünürlüğü: 12 bitlik bir A/D çeviricide $2^{12} = 4096$ 'dır. Okunabilecek en küçük değer 0 ve en büyük değer 4096'dır. Okunacak skala \pm olarak düşünülürse -2047 en küçük değer, +2047 ise en büyük değerdir.

- Giriş oranları: +5 V ile -5 V arasında değişmektedir.

- Güvenilirlik: % 0.015 hata ile okuma yapmaktadır. Bu da 10 bin data okunduğunda hatalı data sayısının 15 olacağını göstermektedir ^(1,15,37).

ADC ile Veri Aktarmanın Akış Diyagramı: ADC ile veri aktarma sisteminde Bölüm 3.3.'de anlatılmıştır.

Şekil 13.'de ADC'li veri toplama sisteminde kullanılan software'in akış diyagramı gösterilmektedir.



Şekil 13. ADC'den okuma programının akış diyagramı.

4. BULGULAR

Bilgisayarda eğrilerin çizdirildiği ekran, alışılmış osiloskop ekranı gibi yapıldı. Osiloskop ekranında olduğu gibi yatay 10, düşey de 8 eşit parçaya ayrıldı. Osiloskop ekranında düşey eksen 200 dilim, bilgisayar ekranındaki düşey eksen de 400 dilim olduğundan dolayı bilgisayar ekranındaki eğri osiloskop ekranındaki eğrinin iki kat büyük olması dışında aynıdır (Şekil 14-a). BİSİP programı ile bir DSO'lu sistemin yapabileceğinden çok daha fazlası yapılabilmektedir. Parametrelerin otomatik okunması mümkündür (Şekil 14-b). Özellikle eğrilerin parazitli olduğu durumlarda otomatik okumadan kaynaklanan hatalardan kurtulmak için kursörlerle okuma da yapılabilmektedir (Şekil 14-c).

BİSİP programı ile yarı yükselme ve yarı düşme zamanlarının doğru ölçülmesi de mümkündür. Bunun için düşey kursörlerle bir aralık belirlendikten sonra F3 tuşu ile işaret atılır. Bu işaret hafızaya alındıktan sonra yatay kursörlerle okuma yapılırken "F3: İşareti Bırak" fonksiyonu devreye sokularak ekrana kursörler arasından geçen yatay bir çizgi çizdirilir. Sonra da yatay kursörleri hareket ettirerek yarı yükselme ve düşme süreleri ekranın sağ alt köşesinde ms cinsinden okunur.

Özellikle farklı koşullarda alınan yanıt eğrilerinin genlik, süre ve biçimlerinde oluşan değişiklikleri karşılaştırarak görmek BİSİP programı ile kolay olmaktadır (Şekil 15). "F6: Overload" fonksiyonu ile devreye giren bu özellik uyarılma noktasından itibaren farklı uzaklıklarda kayıtlanan bileşik aksiyon potansiyellerinin (BSAP) karşılaştırılmasında, bir sinir veya kasın farklı fizyolojik koşullarda veya farklı ilaç dozlarında verdiği elektriksel yanıtların karşılaştırılmasında çok yararlıdır.

BİSİP programı ile yalnız birkaç ms'lik sinyaller değil osiloskop ekranında yüzlerce ms'lik eğriler, ADC ile ise çok yavaş değişen sinyallerin bir saatlik kayıtları da alınabilmektedir (Şekil 18-a,b,c).

Bazı durumlarda sinyalin zaman-voltaj değerleri yerine değişim hızları (türev) ve sinyal altındaki alan (integral) gibi büyüklükler gerekli olmakta ve bunlar sinyalin kendisinden daha fazla bilgi taşımaktadır (Şekil 16-a,b,c, Şekil 19). Örneğin sol ventrikül basıncıyla (P) birlikte dP/dt 'sinin istenmesi; bir kasın EMG'si yanında, kasın kasılma kuvveti hakkında bilgi veren integrated EMG 'sinin de istenmesi gibi (3,19,31). Eğrinin kendisinin olduğu gibi türev ya da integralinin de gerçek değerleri ekrandan manuel veya kursörle okunabilmektedir.

Genliği 1 birim ve peryodu 2π olan bir kare dalđanın seri ağılımları;

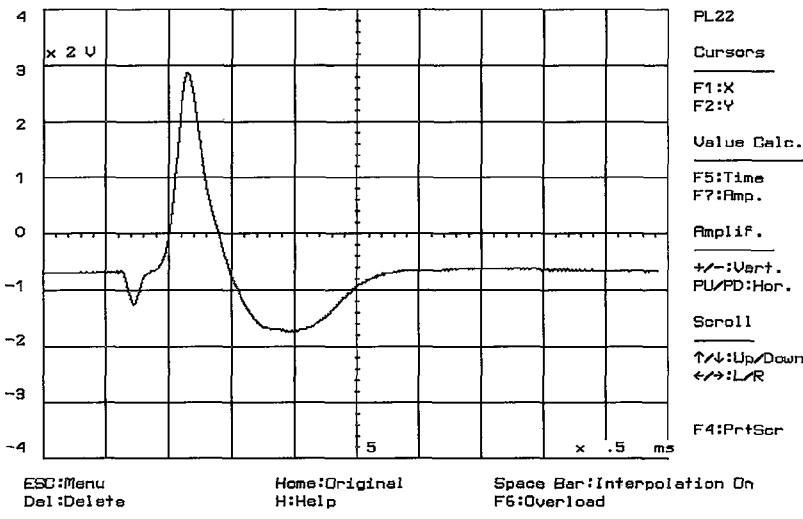
$$f(x) = \frac{4}{\pi} \left(\frac{\sin x}{1} + \frac{\sin 3x}{3} + \frac{\sin 5x}{5} + \dots + \frac{\sin nx}{n} \right)$$

dır. Bunun anlamı, bir kare dalđada yalnız temel frekanslı ve onun tek kat frekanslarına sahip, genlikleri tek katlarla azalan sinüs bileşenleri vardır. BİSİP programıyla peryodu 1 ms olan bir kare dalđanın (Şekil 17-a) Fourier spektrumu Şekil 17-b'deki gibi çizdirildiğinde, temel frekansın 1000 Hz dolayında, harmonik frekansların 3000, 5000, ..., Hz dolayında ve harmonik bileşenlerin genliklerinin 1, 3, 5,.... gibi tek katlar şeklinde azaldığı görülmektedir.

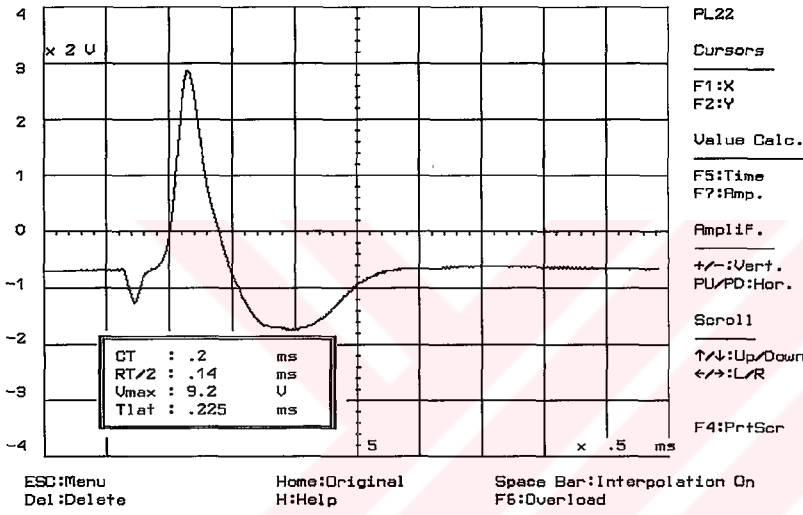
Osiloskoptan ve bilgisayardan okunan değerler arasında anlamlı farkların olup olmadığını karşılaştırmak için 30 adet sarsı yanıtları a- Osiloskoptan manuel (gözle), b- Osiloskopun kursorleriyle, c- Bilgisayardan otomatik hesaplatılarak ve d- Bilgisayardan kursorlerle okundu. Sarsı eğrisine ait 4 parametrenin ortalama \pm standart sapma değerleri Tablo II.'de gösterilmektedir. Sinyalin verilme bilgisi (stimulus artifakt) olmadığı için bilgisayardan otomatik okumada latans yanlış okunmaktadır. Yine otomatik okumadaki CT değerlerindeki farkın nedeni ise, eğrinin yükselmeye başladığı nokta ile maksimum nokta arasındaki süre yerine % 5 yükselme noktası ile maksimum genlik noktaları arasındaki sürenin ölçülmüş olmasındandır. $\frac{1}{2}RT$ 'deki farkın nedeni ise bazı eğrilerin maksimum noktaları bir lineer çizgi şeklinde gidebilmektedir, böyle eğrilerde başlangıç noktası olarak tepenin tam orta noktası alınmaktadır, ikinci bir fark ise eğrinin tepeden tepeye genlik değerlerinden kaynaklanmaktadır.

Tablo II. Eğrilerin osiloskoptaki değerlerinin bilgisayar kaydına göre karşılaştırılması.

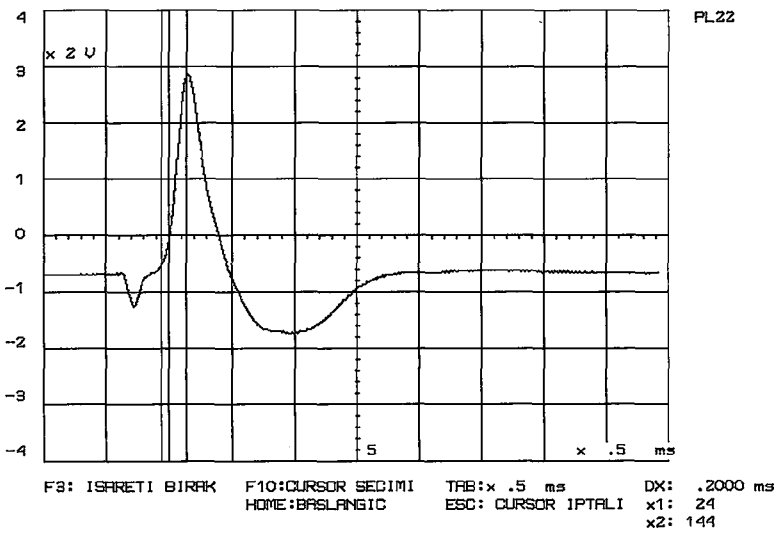
Osiloskop(Manuel)				Osiloskop (Kursor)			
Latans (ms)	CT (ms)	$\frac{1}{2}RT$ (ms)	V_{max} (V)	Latans (ms)	CT (ms)	$\frac{1}{2}RT$ (ms)	V_{max} (V)
231 \pm 17.1	50 \pm 7.6	80.5 \pm 12.9	26.7 \pm 0.8	234.5 \pm 12.6	52.2 \pm 5.1	86.8 \pm 6.5	26.8 \pm 0.7
Bilgisayar (Otomatik)				Bilgisayar (Kursor)			
Latans (ms)	CT (ms)	$\frac{1}{2}RT$ (ms)	V_{max} (ms)	Latans (ms)	CT (ms)	$\frac{1}{2}RT$ (ms)	V_{max} (ms)
42.1 \pm 54.4	49.4 \pm 1.4	90.2 \pm 7.5	26.7 \pm 0.7	238.2 \pm 14.8	52 \pm 0.9	87.6 \pm 6.2	26.6 \pm 0.7



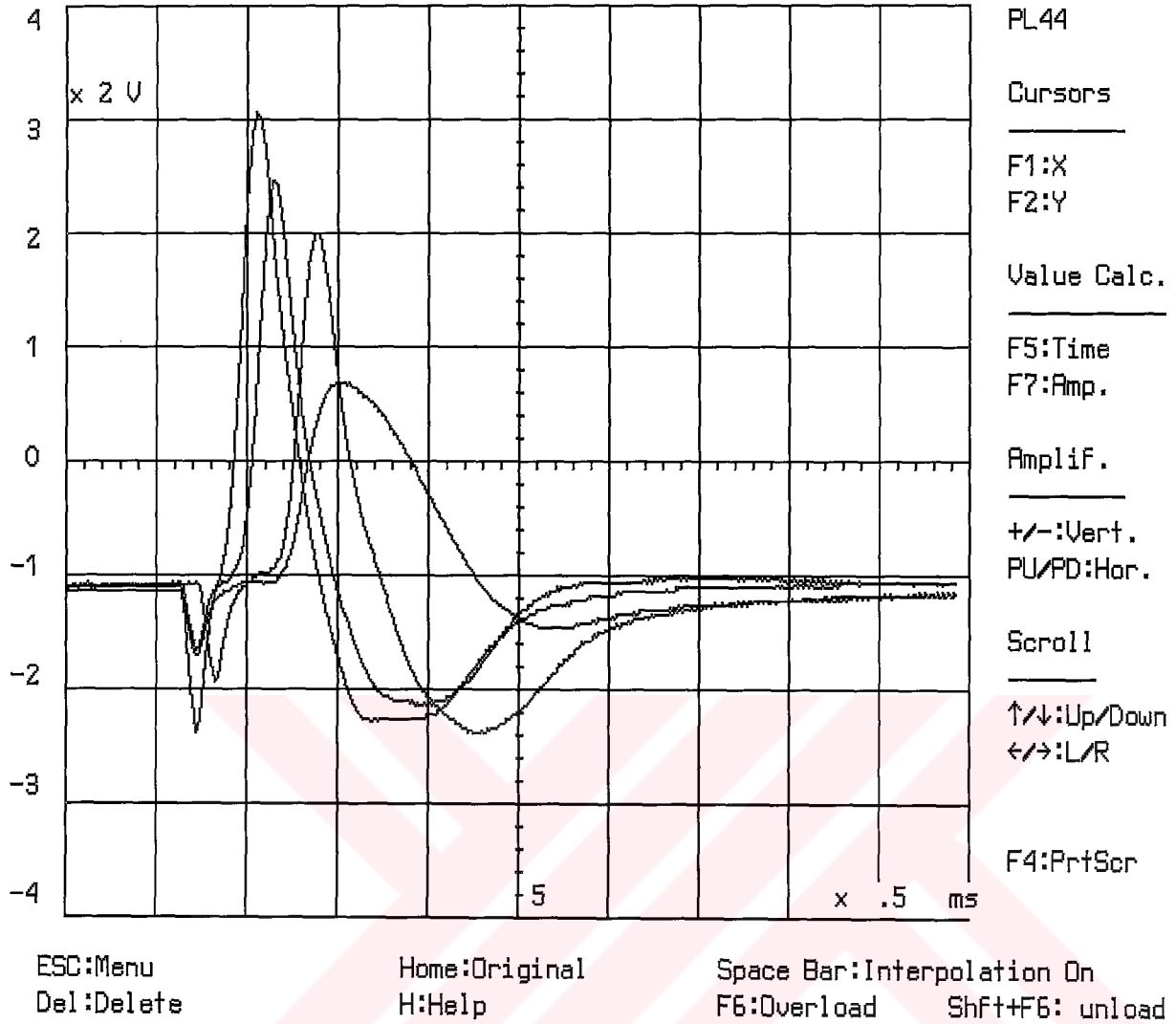
Şekil 14-a. Bileşik sinir aksiyon potansiyeli.



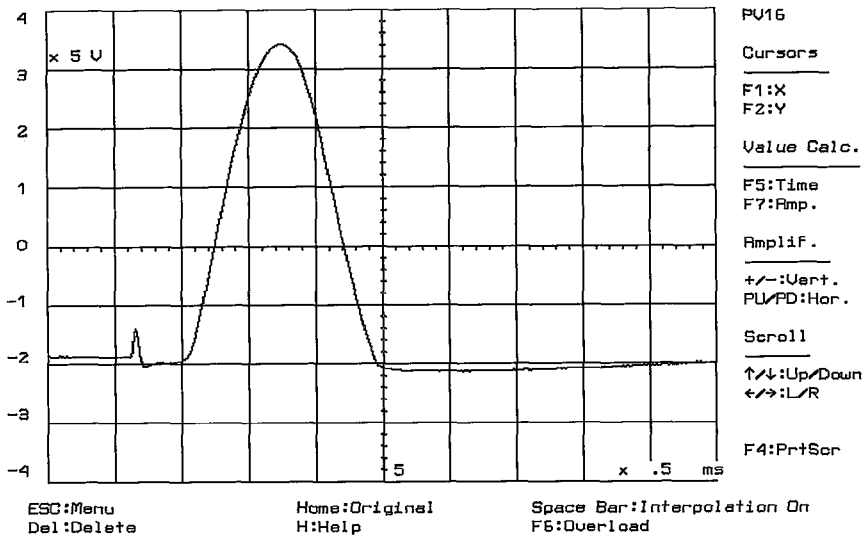
Şekil 14-b. F5 tuşu ile ölçülen biyoelektrik parametreler.



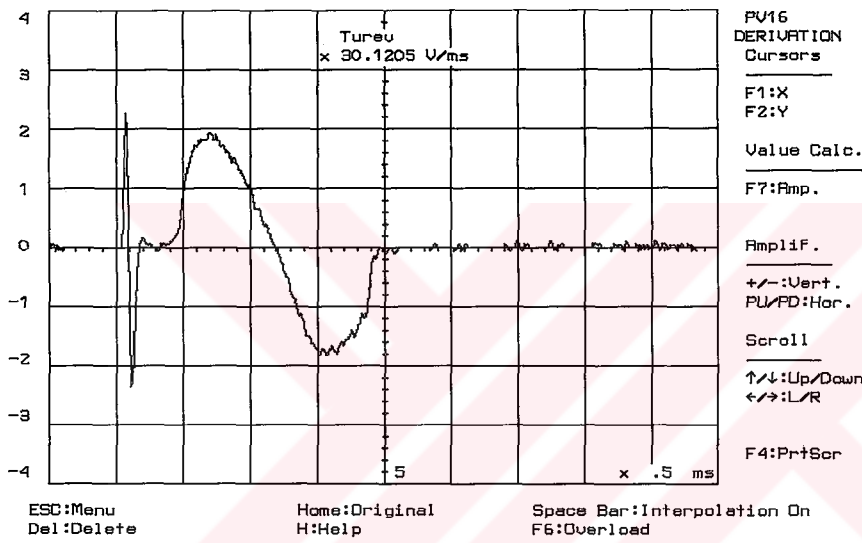
Şekil 14-c. Cursor X ile CT parametresinin ölçülmesi.



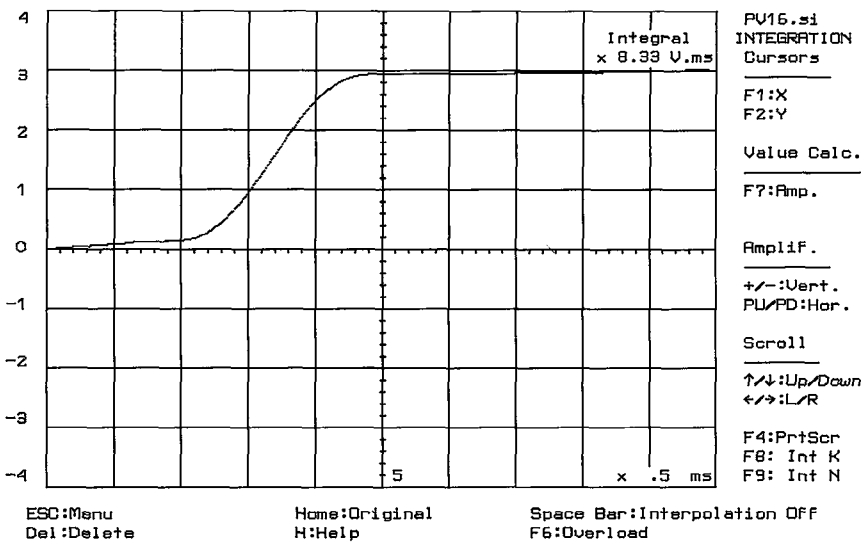
Şekil 15. Üstüste bindirilmiş farklı BSAP'leri.



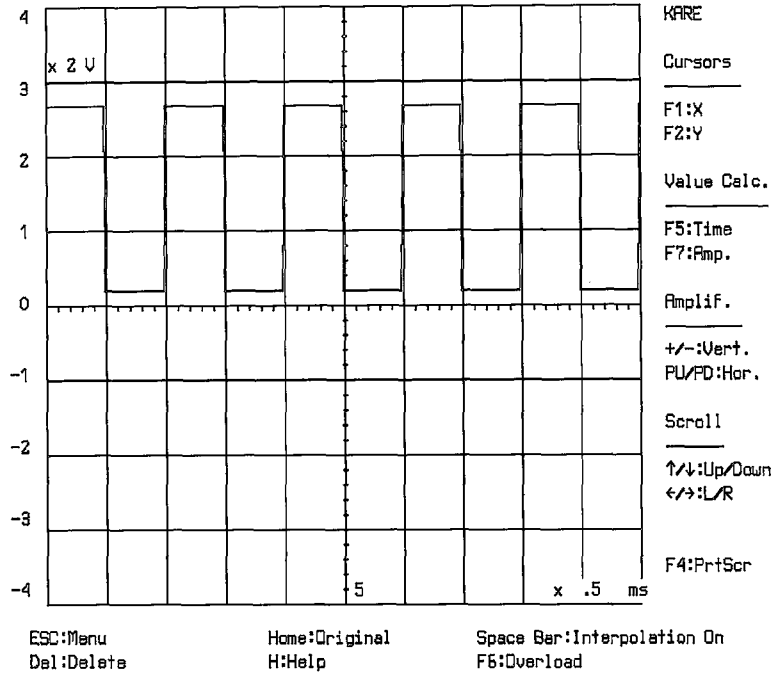
Şekil 16-a. Monofazik BSAP.



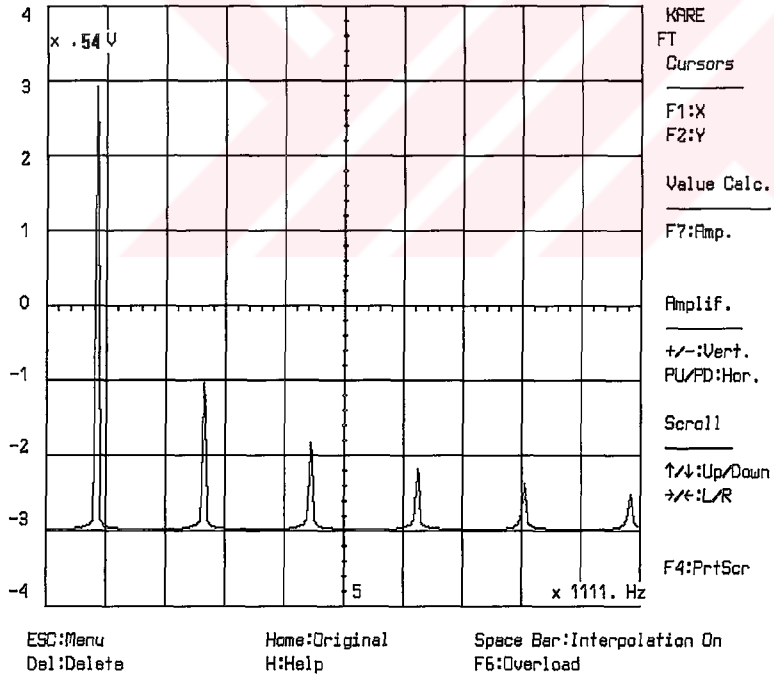
Şekil 16-b. Monofazik BSAP türevi.



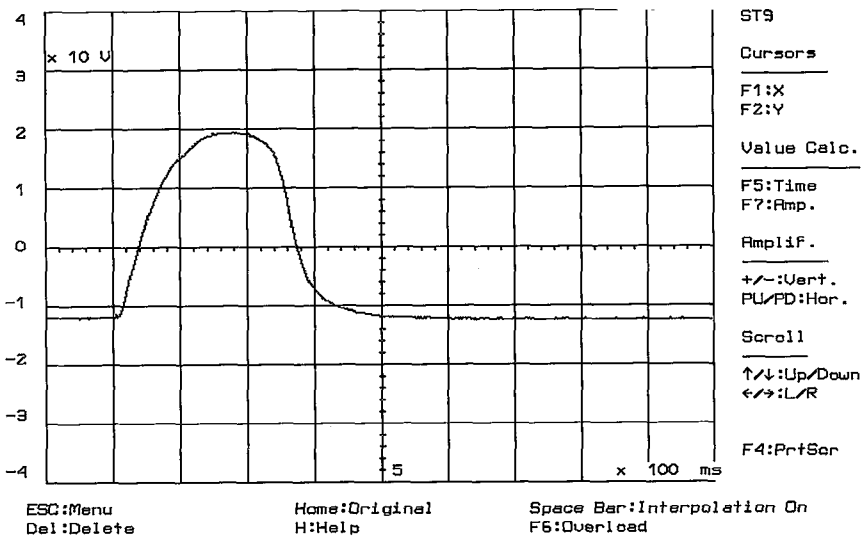
Şekil 16-c. Monofazik BSAP integrali



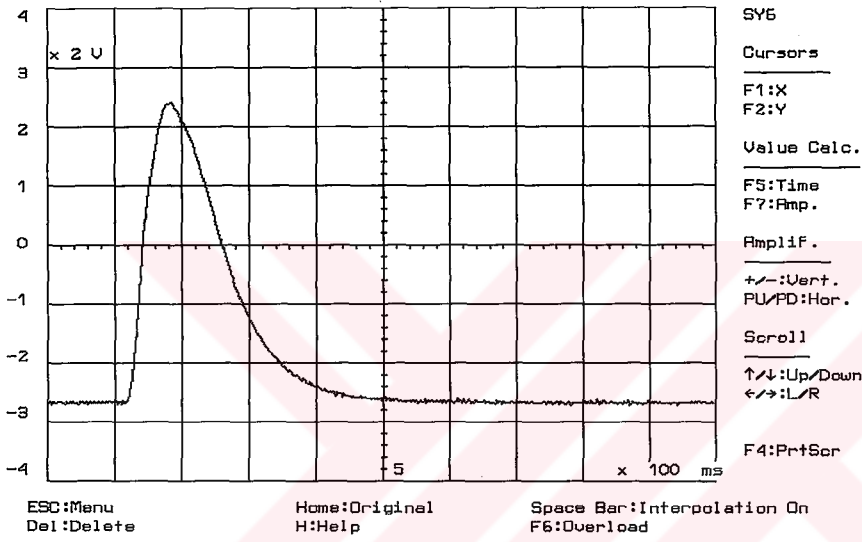
Şekil 17-a. ± 2.5 V'luk genlikli ve 1ms periyotlu bir kare dalga.



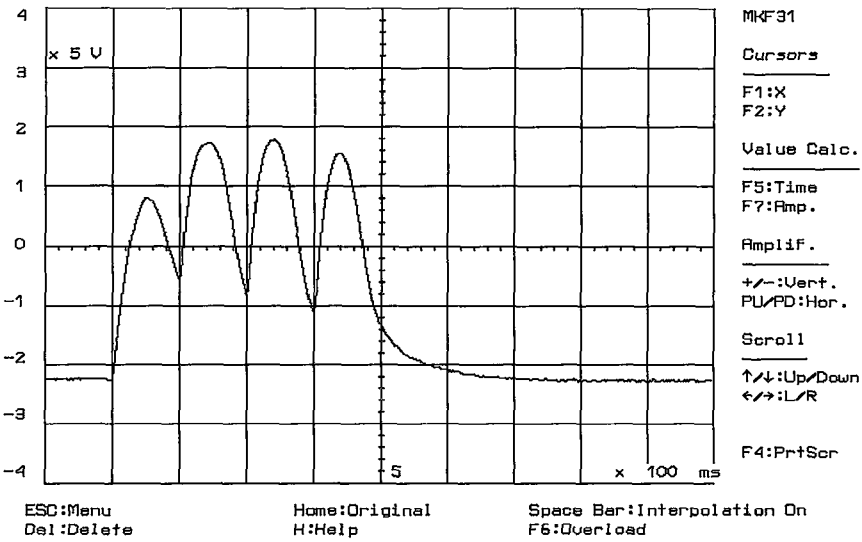
Şekil 17-b. Kare dalganın Fourier Transformu.



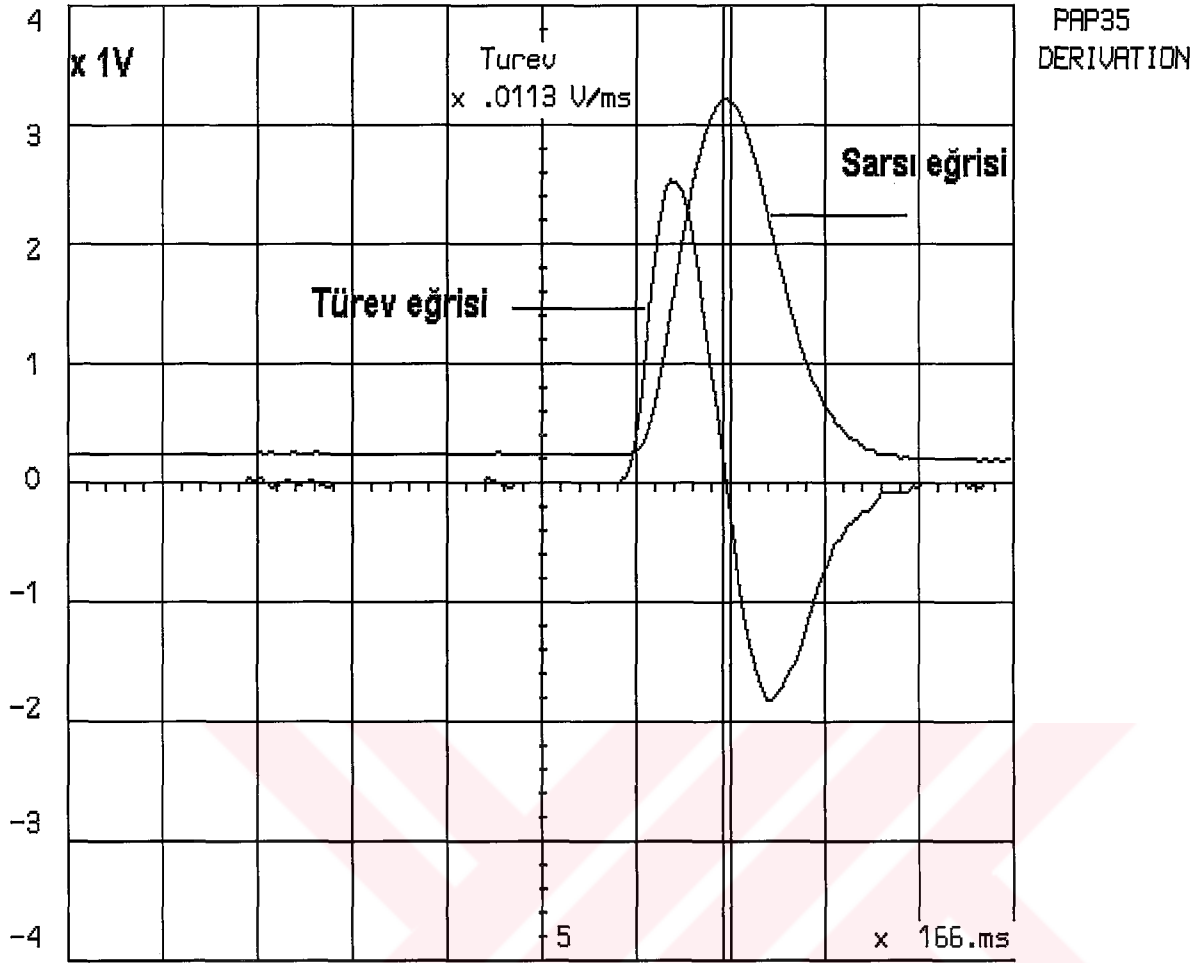
Şekil 18-a. Bir diyafragma kas stripinin tetanik kasılma eğrisi.



Şekil 18-b. Bir diyafragma kas stripinin sarsı eğrisi.

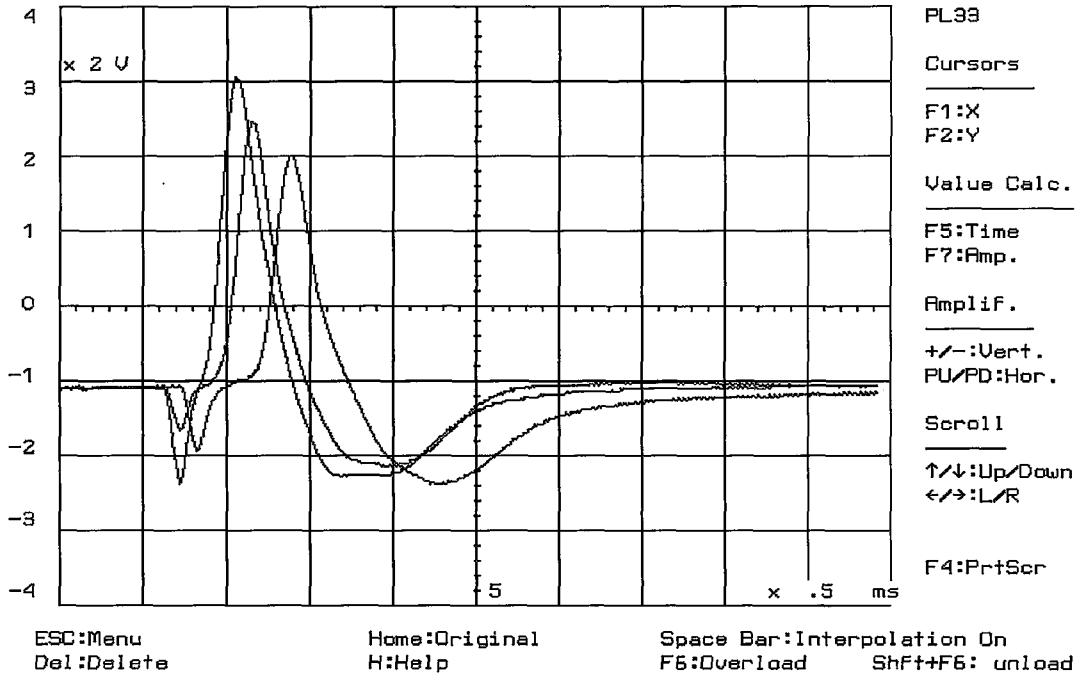


Şekil 18-c. Bir diyafragma kas stripinin sumasyon eğrisi.

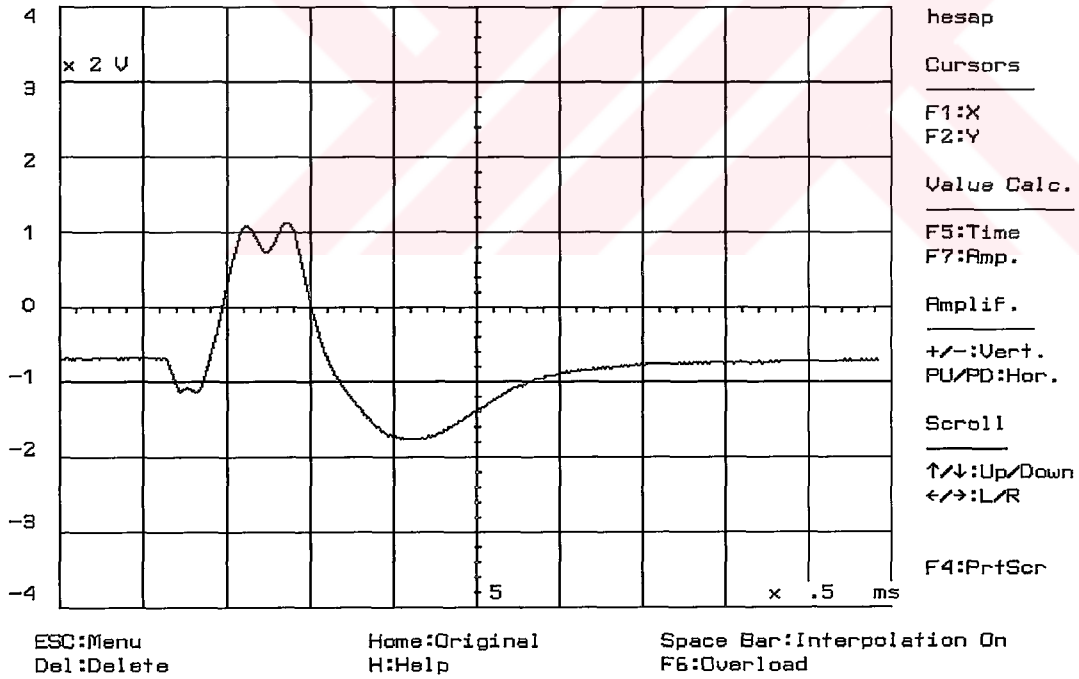


F3: ISARETI BIRAK F10:CURSOR SECIMI TAB:x 166.66 ms DX: -1153. ms
HOME:BASLANGIC ESC: CURSOR IPTALI x1: 76
x2: 30

Şekil 19. Papiller kalp kasının sarsı eğrisi ve türevi.



Şekil 20-a: Üstüste bindirilmiş ve averajı alınması istenen eğriler.



Şekil 20-b: Şekil 20-a'da görülen eğrilerin averajı.

5. TARTIŞMA VE SONUÇ

Günümüzde bilgisayar teknolojisinin gelişmesiyle veriler manyetik ortamda digital olarak saklanmaya başlanmıştır. Artık isli kağıt hemen hemen tamamen terkedilmiş, uzun kayıtlar kağıt yerine manyetik teyplerle tutulur olmuştur. Digital bilgilerin saklanması kolay, çoğaltılması kolay, digital bilgilere ulaşım hızlı ve en önemlisi de üzerinde işlem yapılabilmesi çok kolaydır. Bu avantajları nedeniyle günümüzde bilgisayar laboratuvarının vazgeçilmez araçlarından birisi olmuştur.

Bu çalışmada laboratuvarında bilgisayarın kullanımı ile ilgili iki sistem önerilmektedir: 1-DSO'lu veri toplama sistemi, 2- ADC'li veri toplama sistemi. Araştırmalarda her iki sistemde kullanılmaktadır ^(2,22). Araştırmalarda özel amaçlı ve belli fonksiyonlu veri toplama sistemleri de vardır ^(1,2,14,22).

DSO'lu veri toplama sisteminin klasik kayıt sistemine göre çok sayıda üstünlüğü vardır: a-Bilgiler kağıt yerine manyetik ortamda kayıtlanmakta, b-Osiloskop ekranındaki 1000 wordluk bilgi 9600 bps'lik bir hızla bir saniyeden daha kısa bir zamanda bilgisayarın harddiskine kayıtlanabilmektedir, c-Digital kayıtlanmış bilgiler istenildiği oranda çoğaltılabilmektedir, d-Digital formda kaydedilmiş bilgi üzerinde bilgisayar programlarıyla istenilen matematiksel analizler yapılabilmektedir, e-Digital eğriler istenildiği oranda büyütülüp küçültülebildiğinden, ölçümler daha incelikte yapılabilmektedir.

DSO'lu veri toplama sistemlerinin yukarıdaki üstünlükleri yanında, yalnız osiloskop ekranındaki bilgilerin, yani yalnız 1000 wordluk bilgilerin kayıtlanabilmesi, sürekli kayıtların yapılamaması, dikey çözünürlüğün yüksek olmaması, örnekleme hızlarının değiştirilememesi gibi dez avantajları da vardır.

ADC'li veri toplama sistemlerinde osiloskopun yerini ADC kartı almaktadır. Böyle sistemlerin hem klasik kağıda kaydetme, hem de DSO'lu veri toplama sistemlerine göre üstün yanları vardır: 1-Kartın yatay çözünürlük sınırları içinde örnekleme hızı değiştirilebilir, 2-Kayıt uzunluğu değiştirilebilir, 3- 12 bitlik bir kartla dikey çözünürlük 256'dan 4096'ya, 16 bitlik bir kartla ise 65536'ya çıkabilmektedir, 4- Trig-in ve Trig-out gibi özellikleri bulunmakta ve 5-Digital veriler üzerinde bilgisayar programları ile istenen işlemler yapılabilmektedir. Yukarıda yazılan nedenlerle laboratuvarlarda ve biyolojik araştırmalarda ADC'ler tercih edilmektedir.

Bütün digital aletlerde bir ADC bulunmaktadır. Biyolojik araştırmalarda genellikle yeterli örnekleme hızına (100 kHz'e kadar), yeterli dikey çözünürlüğe (4096 dilim), yeterli kontrol özelliğine ve uygun fiyata sahip 12 bitlik ADC kartları kullanılmaktadır ^(1,2,12). Özel EEG uygulamaları dışında 16 bitlik kartlar tercih edilmektedir ^(2,12,30,38). Bu araştırmada kullanılan ADC kartının sampling rate'i 30.000 ve hata güvenilirliği % 0.0015 olduğundan, tek kanallı BSAP kayıtları için yeterli olmaktadır.

Digital biyolojik sinyallerin analizlerini, ticari olarak satılan çeşitli analiz programları ile yapılabilmektedir ^(1,22). Bu programların geliştirilen BİSİP programına göre artıları ve eksileri vardır. Bu programlar daha genel amaçlı geliştirilmişlerdir, çoğunda dataların ASCII, PCX, HP-GL ve LOTUS 1-2-3 formunda çıktıları alınabilmekte ve bir kısmında ise kısıtlı istatiksels işlemler yapılabilmektedir. Geliştirilen BİSİP programında veriler yalnız ASCII formatında, grafikler özel "screen capture" programları ile PCX formatında saklanabilmektedir. Paket programlar genellikle özel amaçlı taleplere yanıt verememektedir. Örneğin latans, yarı yükselme ve düşme süreleri bu programlarla okunamamaktadır. BİSİP programının ticari paket programlarından bir üstün yanı da hem Hitachi DSO'lardan okuma yapabilmesi ve hem de PC-LabCard 711S'den okuma yapabilmesidir. Ekran dizaynının alışılmış osiloskop ekran dizaynında olması da ayrı bir özelliğidir. Bu program Çukurova Üniversitesi Tıp Fakültesi Biyofizik Anabilim Dalı laboratuvarlarında geliştirildiğinden, gereksinimleri karşılayabilen ve üzerinde istenen değişiklikler yapılabilen bir programdır.

BİSİP programının aynı anda birden çok kanaldan dataları okuyamaması, puls ve interpuls analizlerini yapamaması, Fast Fourier Transformu (FFT) ve Inverse Fast Fourier Transformu (IFFT) olmaması, digital filtreleme yapamaması, Windows altında yazılmamış olması nedeniyle birden çok pencere açılmaması, ekranı ikiye ayıramaması, matematiksels analizlerinin az olması ve PCX, Lotus 1-2-3 formatında verileri saklayamaması gibi eksik yanları da vardır. Bu eksikliklerine rağmen laboratuvarlarda gereksinimlerimizin çoğunu karşılayabilmekte, bundan sonraki versiyonlarında ise sayılan eksiklerin giderilmesi planlanmaktadır.

Tablo II.'den de görüldüğü gibi yapılan 30 ayrı sonuçta Osiloskoptan manuel yöntemle yapılan okumada CT ve $\frac{1}{2}$ RT değerlerinde çok küçük sapmaların olduğu, osiloskopun kursorlerinden yapılan okumada ise sonuçların digital verilerle çok büyük farklılıkların oluşmadığı gözlenmiş olup aralarındaki farkın anlamlı olduğu gözlenmiştir ($p < 0.05$). Yalnızca BİSİP programından otomatik okuma ile ölçüm yapıldığında latans süresinin osiloskoptan manuel ya da kursorlerle okumaya göre sonucun anlamlı olmadığı görülmektedir.

Sonuç olarak bu çalışmada, bilgisayarın kolaylık ve üstünlüklerini kullanan iki veri toplama sistemi ve sinyal analizi programı sunulmaktadır. Önerilen bilgisayar ve bilgisayar programı ile DSO'ların yetenekleri ve kullanım alanları aşırı genişlemiş olmaktadır. Amaca göre DSO veya ADC'den birisi ile digital kayıtlar alınmakta, harddisk, disket gibi manyetik ortamlarda saklanabilmekte, daha sonra BİSİP programı ile bu eğriler çizdirilebilmekte ve çeşitli analizlere tabii tutulabilmektedir. Bu sistemlerin ikisi de yapısında bir ADC ve belirli işlemler yapabilen program bulunan nöroevaluator gibi sistemlere göre hem ucuz ve hem de çok daha yeteneklidir. Önerilen veri toplama sistemleriyle kayıtlanan biyomekanik ve biyoelektrik yanıt eğrilerinden, biyolojik sistemle ilgili daha ayrıntılı bilgi çıkarmak mümkün olmaktadır.

KAYNAKLAR

- 1 - Advantech Ltd. 1991 Master Catalog, America.
- 2 - Austerlitz H: Data Acquisition Techniques Using Personal Computers. Academic Press. 1991.
- 3 - ARTHUR C., GUYTON M.D: Medical Physiology, Dept. of Physiology and Biophysics, University of Mississippi School of Medicine, 7 th. Edition, 1986.
- 4 - BERNE R.M., LEVY M.N: Principles of Physiology. Wolfe Publishing Ltd. International Student Edition. U.S.A. 1990.
- 5 - BRAZIER M.A.B: The Electrical Activity of the Nervous System. The Williams & Wilkins Company, Baltimore 1968.
- 6 - BURCH G.E., WINSOR T: A Primer of Electrocardiography. Lea & Febiger, Philadelphia 1960.
- 7 - BUCHTAL F., PINELLI P., ROSENFALCK P: Action Potential Parameters in Normal Human Muscle and their Physiological Determinants, Acta Physiologica Scandinavica. 1954a 32:219-229.
- 8 - BUCHTAL F., GULD C.,ROSENFALCK P: Action Potential Parameters in Normal Human Muscle and their Dependence on Physical Variables, Acta Physiologica Scandinavica. 1954b 32:200-218.
- 9 - BUCHTAL F., GULD C.,ROSENFALCK P: Propagation Velocity in Man Acta Physiologica Scandinavica. 1955a 34:75-84.
- 10 - BUCHTAL F., GULD C.,ROSENFALCK P: Innervation Zone and Propagation Velocity in Human Muscle, Acta Physiologica Scandinavica. 1955b 35:174-190.
- 11 - BUCHTAL F., GULD C.,ROSENFALCK P: Multielectrode Study of the Territory of a Motor Unit, Acta Physiologica Scandinavica. 1957 39:83-104.
- 12 - CROMWELL L., WEIBELL F.J., PFEIFFER E.A: Biomedical Instrumentation and Measurements. Prentice Hall Inc. 2 nd. Edition, New Jersey 1980.
- 13 - ÇELEBİ G: Biyomedikal Fizik. Ege Üniv. Tıp Fak. Biyofizik ABD. 1993.
- 14 - Digital Storage Oscilloscope Operation Manual: Models VC-6025/VC-6045, Hitachi Denshi Ltd. 1994.
- 15 - Fink D.G., Christiansen D: Electronic Engineers Handbook Mc-Graw Hill. 1989.

- 16 - GANONG F.W:** Review of Medical Physiology. 15 th edition by Appleton and a Lange Publishing Division of Prentice Hall, 1991 California.
- 17 - GOLDMAN L:** Internal Cations, Membrane Current, and Sodium Inactivation Gate Closure in Myxicola Giant Axons. Biophys. J. 1988 54.
- 18 - GRIEP P.A.M., GIELEN F.L.H., BOOM H.B.K., BOON K.L:** Calculation and Registration of the Same Motor Unit Action Potential. Electroenceph. and clinical Neurophysiology. 1982 53:388-404.
- 19 - GÜNAY İ:** Doktora Tezi. Ankara Üniv. Tıp Fak. Biyofizik ABD. 1981.
- 20 - HAKANSSON C.H:** Action Potentials Recorded Intra and Extracellularly from the Isolated Frog Muscle Fibre in Ringer's Solution and in Air, Acta Physiologica Scandinavica. 1957 39:291-312.
- 21 - HILLE B:** Ionic Channels of Excitable Membrane, Univ. of Washington 1984.
- 22 - Hitachi Measurement Software:** 1993. Hitachi Software Package.
- 23 - HUXLEY A.F:** Excitation and Conduction in Nerve, Quantitative Analysis, Science. 1964 145(3637):1148-1154.
- 24 - KATZ B:** Nerve Muscle and Synapse. McGraw Hill Book Company, 1966.
- 25 - KEELE C.A., NEIL E:** Sason Wright's Applied Physiology, Oxford Univ. Press Inc., 1961 New York.
- 26 - KRUEGER K.B:** Toward an Understanding of Structure and Function of Channels. The FASEB Journal, 1989 3:(1906-13).
- 27 - MAMBRITO B., DE LUCA C.J:** A Technique for the Detection, Decomposition and Analysis of the EMG Signal. Electroenceph. and clinical Neurophysiology. 1984 58:175-188.
- 28 - McCOMAS A.J., MROZEK K., GARDNER M.D., STANTON W.H:** Electrical Properties of Muscle Fibre Membranes in man. J. Neurol. Neurosurg. Psychiat. 1968 31:434-440.
- 29 - MILLMAN J., HALKIAS C.C:** Electronic Devices and Circuits. McGraw Hill Book Company. 1967 New York.
- 30 - NAKAMURA M., SHIBASAKI H., NISHIDA S:** Method for Recording Short Latency Evoked Potentials Using an EKG Artifact Elimination Procedure. J. Biomed. Eng. 1990 12:51-56.

- 31** - PATTON H.D., FUCHS A.F., HILLE B., SCHER A.M., STEINER R: Textbook of Physiology, Excitable Cells and Neurophysiology W.B. Saunders Company. 21 st. Edition. 1989 Vol I.
- 32** - PEHLIVAN F: Biyofizik, Ank. Üniv. Tıp Fak. Biyofizik ABD. 1989 Ank.
- 33** - SCHER A.M: The electrocardiogram, Scientific American, 1961 205(5):132-141.
- 34** - SEROUSSI R., KRAG M.H., WILDER P., POPE M.H: The Design and Use of a Microcomputerized Real Time Muscle Fatigue Monitor Based on the Medial Frequency Shift in the Electromyographic Signal. IEEE Transaction on Biomedical Instrumentation. 1989 36(2): 284-286.
- 35** - SMITH R.J: Circuits, Devices, and Systems. John Wiley & Sons Inc. 1971 New York.
- 36** - THOMPSON R.F: Foundations of Physiological Psychology. Harper & Row Publishers. 1967 New York.
- 37** - TOMPKINS W.J., WEBSTER J.G: Design of Microcomputer-Based Medical Instrumentation. Prentice Hall Inc. 1981 New Jersey.
- 38** - VARRI A.O., GROTE L., PENZEL T., CASSEL W., PETER J.H., HASAN J: A New Method to Study Blood Pressure, Heart Rate and EEG as a Function of Reaction Time. Methods of Information in Medicine. 1994 33:64-67.
- 39** - WALTON J.N: Disorders of Voluntary Muscle, 3 rd. Edition. 1974 Edinburg-London.
- 40** - WALSH M.E: Understanding Computers. John Wiley & Sons. 1981 New York.
- 41** - WILLIAMS C.E., GLUCKMAN P.D: Real-time Spectral Intensity Analysis of the EEG on a Common Microcomputer. Journal of Neuroscience Methods. 1990 32: 9-13.
- 42** - YILDIRIM H: Biyofizik, Anadolu Üniversitesi, 1985 Eskişehir.
- 43** - ZUCH E.L: Where and when to use which data converter. IEEE Spectrum 1977 14(6):39-42.

T.C. YÜKSEKÖĞRETİM KURULU
!

ÖZGEÇMİŞ

1970 yılında Adana'da doğmuşum. İlk öğrenimimi Adana Dosteller İlkokulu, orta ve lise öğrenimimi Özel Seyhan Işık Lisesi'nde tamamladım. 1988 yılında Çukurova Üniversitesi Fen-Edebiyat Fakültesi Fizik Bölümü'nü kazandım. Aynı yerden 1992 yılında mezun oldum. 1992 yılında geçici görevle Ç.Ü. Sağlık Hizmetleri Meslek Yüksek Okulu'nda Bilgisayar derslerini okutmaya başladım. Aynı sırada da Ç.Ü. Tıp Fakültesi Veri Bankasında çalıştım. 1993 yılında Bilgisayar Uzmanı olarak Ç.Ü. Tıp Fakültesi'nde göreve başladım. Aynı yılda Ç.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü Biyofizik Anabilim Dalı'nın açmış olduğu Yüksek Lisans sınavını kazanarak lisansüstü eğitime başladım. Halen Ç.Ü. Tıp Fak. Biyofizik Anabilim dalında çalışmaktayım ve de evliyim.

