

46367

İSTANBUL TEKNİK ÜNİVERSİTESİ * FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

KAS YORGUNLUĞUNUN KOMPANZASYONU VE NÖROMÜSKÜLER

BLOĞUN BİLGİSAYAR YARDIMIYLA İZLENMESİ

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Müh. Ömer Ali YILMAZ

Tezin Enstitüye Verildiği Tarih : 12 Ocak 1995

Tezin Savunulduğu Tarih : 1 Şubat 1995

Tez Danışmanı : Prof. Dr. Ertuğrul Yazgan

Diğer Jüri Üyeleri : Prof. Dr. Atilla Bir

Prof. Dr. Ali Nur Gönülenen

ŞUBAT 1995

ÖNSÖZ

Bu çalışmanın yürütülmesinde , sundukları laboratuvar imkanlarından yararlanmamı sağlayan ve bilgilendiren sayın Prof. Dr. Ertuğrul YAZGAN ve sayın Doç. Dr. Mehmet KORÜREK 'e , tez çalışmasının başlangıcından sonuna kadar yardımlarını esirgemeyen Yük. Müh Timuçin TORMAÇ'a sonsuz teşekkür ederim.

Ömer Ali YILMAZ

İÇİNDEKİLER

ÖZET	V
SUMMARY	VI
BÖLÜM 1. GİRİŞ	
BÖLÜM 2. SINIR VE KAS HAKKINDA GENEL BİLGİLER	
2.1. Sinir Yapısı ve Çeşitleri	4
2.2. Membran Potansiyelinin Temel Fiziği	5
2.3. Aktif Transportun Yarattığı Potansiyeller	7
2.4. Sinir Aksiyon Potansiyeli	7
2.5. Kas Yapısı ve Özellikleri	10
BÖLÜM 3. MEDİAN FREKANSI VE KAS YORGUNLUĞUNUN KOMPANZASYONU	
3.1. Median Frekansı Hakkında Genel Bilgiler	14
3.2. Yorgun Bir Kasten Alınan EMG'nin Kompanzasyonu	15
3.3. Deneyin Yapılışı	19
3.4. Deneyin Yapıldığı Yer	19
3.5. Ölçüm Düzeni	19
3.6. Veri İşleme Programı Algoritmaları	21
BÖLÜM 4. UYARICILAR VE UYARIM	
4.1. Deneysel Olarak Kuvvet Süre Eğrisi	31
4.2. Analitik Olarak Kuvvet Süre Eğrisi	33
4.3. Derindeki Dokuların Uyarılması	36
4.4. Uyarı İçin Kullanılan Akım Dalga Şekilleri	37
4.5. Kas Uyarımı	38
4.6. Motor Noktalarından Uyarım	39
4.7. Defibrilatör Devreleri	40
4.8. Elektriksel Sinir Uyarımı	41
4.9. Uyarıcı Çıkış Devreleri	42

BÖLÜM 5. NÖROMÜSKÜLER İLETİ

5.1. Nöromüsküler Blok Tipleri	46
5.2. İletinin İzlenmesi	48
5.3. İleti Cevabın Kaydedilmesi ve Değerlendirilmesi	48
5.4. Uyarı Modelleri	49
5.5. Nöromüsküler Bloğun Antagonize Edilmesi	50

BÖLÜM 6. NÖROMÜSKÜLER BLOĞUN İZLENMESİ

6.1. Giriş	52
6.2. Gerçeklenen Uyarma Devresi	52
6.3. Kurulan Düzenek	55
6.4. MIO – 16F – 5 Kartının Koşullanması	56
6.5. Anestezi Derinliğinin Belirlenmesi İçin Yapılan Uygulama.	57
6.6. Programı Yönlendiren Panel	65

SONUÇLAR VE ÖNERİLER

KAYNAKLAR

EKLER

EK A. Median Frekans ve Yorgunluk Kompanzasyonuna Ait Akış Diyagramları ve Programlar	74
EK B. Nöromüsküler Bloğun İzlenmesine Ait Akış Diyagramları ve Programlar	83

ÖZGEÇMİŞ

ÖZET

Bu çalışmada kol kaslarından alınan EMG işaretlerinin median frekansları hesaplanarak kasda meydana gelen yorulmanın etkilerini giderecek bir model geliştirilmiştir. Aynı zamanda nöromüsküler blok esnasında kas yorgunluğunun etkisi yapılan deneylerle incelenmiştir. İlk olarak insan vücudu üzerindeki sinir sisteminin yapısı anlatılmış, bir hücre membranında elektriksel aktivitenin oluşumu ve bu aktivitenin sinirler boyunca nasıl yayıldığından bahsedilmiştir. Bu yayılmanın temeli şekillerle gösterilmiştir. Aynı zamanda bu bölümde sinirlerle çok yakın ilişkisi olan ve insan vücudunu tamamen sarmış bulunan kaslardan bahsedilmiştir. Kasların temel yapıları anlatılmıştır. Kasların hareketi ile oluşan elektriksel işaretlerin nasıl dedekte edildiğinden bahsedilmiştir.

Bir denek seçilmiş ve kol kaslarından EMG işaretleri alınmıştır. Bu işlem, kol kasları yoruluncaya kadar devam etmiştir. Alınan EMG işaretlerinin güç spektrumları çıkarılmıştır. Sürekli kas hareketi sonunda kasların yorulması nedeniyle spektrumun genelde yüksek frekanslı bileşenlerinde bir düşme alçak frekanslı bileşenlerinde ise bir artma görülür. Frekans bileşenlerindeki bu değişim median frekansının izlenmesi ile görülebilir. Kas yorgunluğunun sonucunda EMG işaretlerinde meydana gelen değişim protezlerin kontrolünü zorlaştırmaktadır. Median frekansı kullanılarak, geliştirilen bir modelle yorgunluğun protez üzerindeki etkisi azaltılmıştır. Bu konu ile ilgili yapılan deneyler ve sonuçlar açıklanmıştır.

EMG işaretlerinin anestezi alanındaki uygulamasında kas yorgunluğundan yararlanılmıştır. Anestezi uygulanan sinir sisteminin durumu ve daha sonra anesteziden kurtuluşunun biyolojisi verilmiştir.

Anestezi, ameliyat sırasında hastanın kas ve sinir sistemini duyarsız hale getirmek için verilmektedir. Fakat bugün yapılan ameliyatlarda hastayı uyuşturmak için verilen ilaç miktarı doktorların tecrübesine dayalı olarak yapılmaktadır. Bazen istenmeyen sonuçlar doğmaktadır. Burada yapılan çalışma ile hastanın anestezi derinliğinin tecrübeden daha ziyade, bilgisayar ile belirlenmesi sağlanmıştır. Böylece ameliyat süresi boyunca hastanın üzerinde kullanılan ilacın etkisini belirlemek çok kolaylaşmıştır.

SUMMARY

MONITORING OF THE MUSCLE FATIGUE COMPANZATION AND NEUROMUSCULAR BLOCADE BY USING COMPUTER

EMG ; Muscles are the motor organs of body. All body functions like the circulation of blood , standing aganist the gravity and carrying a weigth are performed by muscular activities.

The muscle fibers are controlled continuously by the peripheral nervous system. In the intact animal or human, healty skeletal muscle does not contract except in response to stimulation of its motor nerve supply. The axon of a spinal neuron supplying a muscle is divided into several branches in the vicinity of the muscle. Each single motor neuron and the muscle fibers innervated by it constitute motor unit.

The action potantial recording using microelectrodes submerged into the cell has a unipolar waveform. However with the external electrodes, this action potantial produces a bipolar waveform. In human tissue , the amplitude of the action potantial depends upon the diameter of the muscle fiber, the distance between the active muscle fiber and detection site and filtering properties of electrodes.

The EMG signal can be detected using a surface electrode or with needle electrodes. The amplitude of the EMG signal is depend on which type of electrode is used. Typical EMG peak to peak values are 10 mV when measured with needle electrodes and 1mV when mesured with surface electrodes. However, the amplitude of the EMG is depend on the activities of musle, where the location of electrode, types of muscle and the thickness of fat tissue between skin and muscle. The spectrum of the EMG lies mainly within the 20 – 1000 Hz band. Electromyogram signals can be considered to be a zero–mean Gaussian process. The EMG, today , has two main application.

- Used as a diodnastic and clinical tool

- Used as a control signal source for the externally powered prosthetic system.

During a sustained muscle contraction, the spectrum of the myoelectric signal is undergo compression as a function of time. The frequency compression may be tracked by obtaining a continuous estimate of a characteristic frequency of the spectrum, such as the mean and median ,or the ratio of low-frequency components to high-frequency components of spectrum. The ratio parameter was found to be most sensitive to conduction velocity , but was the least reliable of the three. The median frequency was the least sensitive to noise. Therefore , from a theoretical point of view, the median frequency is the preferred parameter.

During a sustained muscle contraction , the amplitude of electromyographic (EMG) signals increases and the spectrum of the EMG signal shifts toward lower frequencies. These effects are due to muscular fatigue and can cause problems in the control of myoelectric prostheses and in the estimation of contraction level from the EMG signal. It has been well known that the fatigue effects can be explained by the conduction velocity changes during the fatigue process and by the idea that the conduction velocity is linearly proportional to the median frequency of EMG signals. Hence the fatigue process can be monitored by measuring the median frequency.

Muscular fatigue may be defined as the reduction in the force-generating capacity of the neuromuscular system that occurs during sustained activity. Much of the force loss results from biochemical changes within the muscle. The fatigue of sustained maximal voluntary contraction is accompanied by a decline in the surface electromyogram (EMG). In voluntary contractions, loss of force may also result from inadequate muscle activation in addition to failure of its contractile mechanism. This reduced activation could result from either a reduced motor drive by the central nervous system , a process sometimes referred to as " central fatigue " or from failure of peripheral electrical transmission.

By this study a fatigue compansation processor has been developed. It uses the widely accepted power spectrum density model of EMG signals that contains the conduction velocity as a measure of fatigue. The processor eliminates the increase in amplitude and the shift in frequency

and enables consistent EMG signals to be used to control prostheses. The effects of muscle fatigue can not be removed by the current filtering techniques and provide additional difficulties in EMG signal processing. The fatigue compensation method which removes the muscular fatigue effects .

Median frequency is related to the conduction velocity by the following equation.

$$v = (f_{med} / f_{mo}) v_0$$

f_{mo} is the initial median frequency when the conduction velocity is at its initial value " v_0 " which is normalized to a value of 1. According to above equation , the conduction velocity linearly proportional to the median frequency. Hence by monitoring median frequency change as a function of time , the change of the EMG PSD and the progression of fatigue can be traced.

The idea of fatigue compensation is quite simple. The fatigue compensating processor scales down the amplitude of the EMG signals and decompresses the fatigued EMG PSD to the unfatigued EMG PSD by monitoring conduction velocity or median frequency. Below equations represents the structure of the preprocessor.

$$S_0(f) = |H(f)|^2 S(f)$$

$$H(f) = [SQR(v_0) / SQR(v)] [(f+f_v)(f+f_{hv})^2 / (f+f_{lv_0})(f+f_{hv_0})^2]$$

where $S_0(f)$, $S(f)$ and $H(f)$ represent the unfatigued EMG PSD , the fatigued EMG PSD , and the processor, respectively.

The one subject was healthy male , aged 26 and weights 78 kg. Tests were run in İstanbul in June. In the subject , surface myoelectric signals measurements were made during seated rest and surface electrodes were attached on arm. All hemodynamic data were acquired by a human instrumentation system developed in the Medical Electronics Laboratory of the Istanbul Technical University. The system consists of an EMG amplifier , a monitor oscilloscope , which are the units of an eight channel poligraph, a data acquisition system and a personal computer.

Analog/Digital converter unit of the data acquisition system was used for the experiments. This system is used with a personal computer which contains a software package for data acquisition. The system is run by an application software including signal processing algorithms, developed under the aid of the package for the tests.

After the subject was attached to the system by means of the surface electrodes, the data acquisition system was configured by the operator, using the program developed. The subject was then asked to hold two kg weight in hand. Then bring his hand up and down continuously. When the subject was doing that the acquisition was started by the operator. Sampling was done at 1000 Hz. 2500 points of data were sampled and digital values continually were stored in a binary array opened in the buffer of the computer. This process was done in every one minute. After the scaling of the binary data to voltage, the real values were represented on the monitor of the personal computer.

After the acceptance of values by the operator, the signal processing algorithms were run and, power spectrum of myoelectric signals were found. Median frequencies were calculated by using power spectrum of myoelectric signals. The values of the median frequencies went down. Muscle fatigue could be tracked by monitoring the changes in the median frequencies of the EMG spectrum. The amplitude of electromyographic (EMG) signals are increased and the spectrum of the EMG signal is shifted toward lower frequencies. The fatigue compensation method was applied to the fatigued EMG PSD. According to value of median frequencies the fatigued EMG PSD was converted to the unfatigued EMG PSD.

In the second application of myoelectric signals, a device has been developed for monitoring the effects of neuromuscular blocking drugs. Neuromuscular blocking drugs, or muscle relaxants, are widely used by anesthetists for producing surgical muscle relaxation. The magnitude of neuromuscular block may be estimated by stimulating a peripheral motor nerve at the wrist and observing magnitude of electromyogram signals on the adductor pollicis muscle.

The system consists of an EMG amplifier, a stimulator, a monitor oscilloscope, which are the units of an eight channel polygraph, a data acquisition system and a personal computer. Analog/Digital converter unit of

the data acquisition system was used for the experiments. This system is used with a personal computer which contains a software package for data acquisition. The system is run by an application software including signal processing algorithms, developed under the aid of the package for the test.

Stimulation and Stimulators are used widely in medical. A variety of physical and chemical agents can be used to stimulate excitable tissue. Electrical stimuli are the most controllable. A stimulator may be defined as a device for producing pulses of current or voltage of controlled duration, intensity and waveform.

A typical stimulator consists of a frequency-generating circuit, a waveform generating circuit, and an output circuit. The frequency-generating circuit after allows the genesis of either single, manually initiated or repetitive pulses of controlled frequency. It is the function of the output circuit to supply the current or voltage to the electrodes on the excitable tissue. The output circuit may provide a constant voltage.

A stimulator was manufactured to stimulate nerves. The main advantage of the stimulator is, the frequency of its output can be changed easily, the output amplitude of it can be changed with potentiometer, it is controlled with software program and it is practically used on human with security. A nine volt accumulator drives the stimulator. It has a transformer which is convert nine volt to two hundred fifty volt.

Tests were run in Medical Faculty of Çapa in İstanbul. Surface - stimulating electrodes are placed on the wrist over the ulnar nerve and are attached to a battery-driven pulse generator, which delivers 250 volt and train of four stimulation at 2 Hz. Magnitude of electromyogram signals were observed on the adductor pollicis muscle. Computer calculated the ratio between the first and fourth responses of train-of-four. The ratio is used to estimate the level of block.

The system has clinical potential as a trend monitor of neuromuscular function during anesthesia and surgery. It also has research potential for determining the effects of newer neuromuscular blocking drugs for comparison with presently used drugs or, alternatively, for determining the effects of blocking drugs in altered physiological states.

BÖLÜM 1. GİRİŞ

Kas kasılması süresince elektromiyografik işaretin güç spektrumu bileşenleri yüksek frekans bölgesinden alçak frekans bölgesine doğru sıkışır. Daha önce yapılan çalışmalar frekans sıkışmasının, kas fiberlerinin iletim hızıyla orantılı olduğunu göstermiştir. Frekans sıkışması spektrum üzerinde bazı parametrelerin izlenmesiyle görülebilir. Bu özellikler mean, median ve yüksek frekanslı bileşenlerin alçak frekanslı bileşenlere oranıdır. Bu parametrelerin hepsi iletim hızıyla doğrudan ilgilidir.

Piper tarihi çalışması sonucunda , elektromiyografik işaretin frekansının devamlı kasılma süresince azaldığını göstermiştir [1]. Cobb ve Forbes yorgunlukla frekans bileşimindeki kaymayı belirtmişlerdir [2].

Kas yorulması nöromüsküler sistemin kuvvet üretme kapasitesindeki bir azalma olarak tarif edilir. Genel bir kanı olarak kuvvetdeki bu kayıp kas fiberleri içindeki kimyasal kayıptan dolayı meydana gelmektedir. Aynı zamanda bu kayıp azalan ve üniform dağılmayan kas aktivitelerinden dolayı meydana gelmektedir.

Eğer yorgun bir kastan alınan elektromiyografik işaretler bir protezi kontrol ediyorsa , protezin çalışmasında problemler ortaya çıkacaktır. Miyoelektrik denetimli protezler , kolun arda kalan kısmından yüzey elektrodlarıyla miyoelektrik işaretlerini ölçer, bu işareti işleyip özürünün amaçladığı kol devinimini tanırlar ve protez motorlarına kumanda ederek bu hareketin gerçekleşmesini sağlar.

Yorulmanın etkileri , yorgunluk sırasında iletim hızındaki değişikliklerden dolayı ortaya çıkmaktadır. Aynı zamanda iletim hızı elektromiyografik işaretlerin median frekansı ile ilgilidir. Böylece median frekansının izlenmiş olması , yorgunluğunda izleneceğini göstermektedir.

Kas yorulmasının etkileri şu anki filitreleme teknikleri ile ortadan kaldırılamamaktadır. Bu nedenle burada yapılan çalışma ile bir model geliştirilmiştir. Bu teknik sayesinde yorgun bir kas üzerinden elde edilen

yüzey elektromiyografik işaretlerin yorgunluk etkilerini ortadan kaldırmaktadır.

Elektromiyografik işaretler bir deneğin kol kaslarına yerleştirilen yüzey elektrodları ile elde edilmiştir. Alınan elektromiyografik işaretler Poligraf üzerinde bulunan elektromiyografik işaret kuvvetlendiricisinde kuvvetlendirilerek Lab Windows MIO-16 kartının analog girişine girilmektedir. Burada analog gelen işaretler sayısal işarete çevrilmektedir. Buradan itibaren elektromiyografik işaretlerin güç spektrumları çıkarılmakta , median frekansları kolaylıkla bulunmakta ve median frekansı kullanılarak yorgunluğun etkileri azaltılabilmektedir.

Daha sora elektromiyografik işaretlerin anestezi alanındaki uygulamasından bahsedilmiştir. Yine burada da kas yorulmasından yararlanılarak bir denek üzerinde anestezi derinliğinin bulunması sağlanmıştır.

Günümüzde anestezi tıp alanında çok yoğun bir şekilde kullanılmaktadır. Anestezinin bu kadar yoğun kullanılmasının beraberinde bir çok sorun da ortaya çıkmaktadır. Ameliyat öncesi ve sonrası hastaya uygulanan ilaçların miktarı günümüzde tamamen tecrübeye dayalı olarak yapılmaktadır. Genelde bütün hastalara ortalama değerde bir ilaç verilmektedir. Tecrübeye dayalı olarak verilen bu ilaçlar hasta metabolizmasının durumuna göre zaman zaman ölümcül problemler yaratmaktadır.

Bu nedenle anestezi süresince, hastanın durumunun çok iyi izlenmesi ve daha doğru ve kesin sonuçlar elde etmek için bu izlemenin bir cihaz yardımı ile yapılması gerekmektedir.

Bu çalışmada doğru ve kesin sonuçların elde edilebileceği bir düzenek geliştirilmiştir. Bu geliştirilen düzenek sayesinde daha güvenle hastaya ilaç verilebilecektir. İlaçların etkileri anında ekranda sayısal ve şekilsel olarak izlenebilecektir. Bu sonuçlara göre gerekli tedbirler, hasta risk altına girmeden çok daha önce alınabilecektir.

Bu sonuçların belirlenebilmesi için sinir sisteminde elektriksel işaretlerin ilerleyebilme özelliklerinden yararlanılmıştır. Gerçekleştirilen uyarıcı kısmına bağlanan elektrodlar yardımı ile kol üzerinde bulunan ulnar

sinirine yüksek gerilimli karesel darbeler verilmekte ve el üzerinde oluşan elektromiyografik potansiyelleri yine buraya yerleştirilen yzey elektrodları yardımı ile alınmaktadır. Alınan elektromiyografik potansiyeller EMG kuvvetlendiricisinde kuvvetlendirilerek Lab Windows MIO – 16 kartının analog girişine girilmektedir. Verilen darbeden sonra oluşan bu potansiyeller bilgisayarın ekranında rahatlıkla g3r3lmektedir. Bu potansiyellerin birbirlerine oranı sonucu elde edilen değerler, sinir sistemi 3zerinde ilaçların etkisinin hesaplanmasında kullanılmaktadır.



BÖLÜM 2. SİNİR VE KAS HAKKINDA GENEL BİLGİLER

2.1. Sinir Yapısı ve Çeşitleri

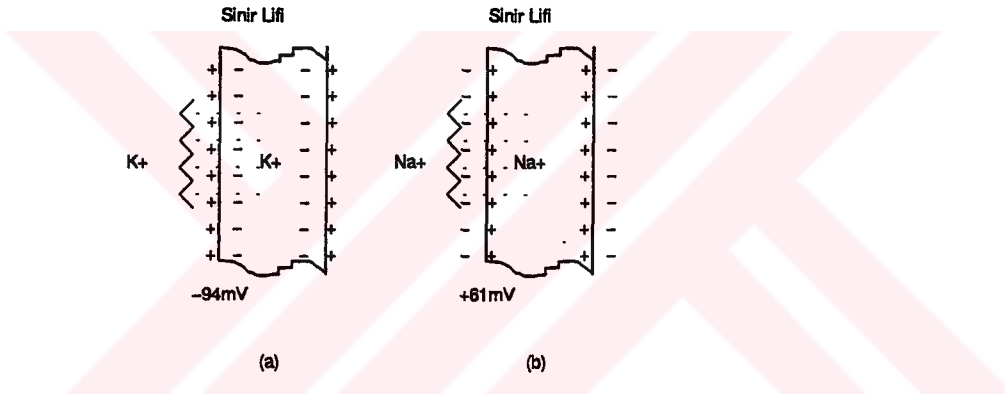
İnsan sinir sisteminde, çapları ve uzunlukları farklı olan 10 milyarın üzerinde sinir hücresi vardır ki çapları 10 mikrona ve uzunlukları ise 10 santimetreye kadar uzanır. Sinir hücreleri şekil ve yapı olarak da birbirlerinden farklılıklar gösterirler. Sinir hücresi, hücre gövdesi (soma), akson ve dendrit diye isimlendirilen uzantılardan kurulmuştur. Dendritler, genel olarak başka nöronlardan veya duyu algılayıcılarından gelen işaretlerin alındığı yerdir. Aksonlar genel olarak bilgi taşıyıcı olarak görev yaparlar. Hücre gövdesinde bulunan sıvıda (nöroplazma), çekirdek, iplikçik şeklindeki nörofibriller Nissl granülleri, mitokondriller ve golgi cisimcikleri bulunur. Sinir hücresinin akson tepciğinden çıkan akson, bazı yan dallara (kollaterlere) ayrılarak ilerler ve sinir işaretlerini diğer sinirlere, kaslara, salgı bezi hücrelerine veya merkeze taşırlar. Akson ve yan dalları, sinaptik düğüm (sinaps) adı verilen noktalarda diğer sinir hücrelerinin somaları, aksonları ve çoğunlukla dendritleri ile bağlantı kurarlar. Aksonların üzeri, norilemma adı verilen sinir zarı ile örtülüdür. Bazı sinir hücrelerinin aksonları, miyelin adı verilen lipoid tabiatında yalıtkan, kalınca bir kılıfla örtülüdür ve onun da üzerinde aksolemma (veya norilemma) vardır. Bu sinirlere miyelinli sinir adı verilir. Miyelin kılıf 1.5 mm'de bir Ranvier boğumları adı verilen iletken düğümlerle kesilir ki bu boğumlar ve bu yapı, miyelinli sinirlerde işaret iletim hızının miyelinsizlerdeki orana daha hızlı olmasını sağlar.

Beyin ve omuriliğin oluşturduğu yapıya merkezi sinir sistemi adı verilir. Beyindeki ilgili merkezlerden kaynaklanarak omurilik boyunca ilerleyen ve her omur arasında bir çift olmak üzere 31 çift olarak omurilikten çıkan sinirler de kraniyal sinirler adıyla anılmaktadır. Spinal ve kraniyal sinirlerin merkezi sinir sistemi dışında kalan parçalarına ise çevre sinirleri adı verilir. Sinirler bir başka sınıflandırmaya göre de motor sinirleri afferent sinirler , getiren sinirler ve duyu sinirleri (efferent sinirler , götüren sinirler) diye ikiye ayrılır. Duyu algılayıcılarından (reseptör) merkeze bilgi götürenlere duyu, merkezden efektör organa emir getirenlere de motor sinirleri denilmektedir [3].

Sinir hücreleri, gidecekleri yere grup halinde giderek, varacakları yere yakın bir yerde grubu terk ederler. Birçok (değişik çapta, miyelinli, miyelinsiz, motor veya duyu) sinir hücresi bir araya gelerek sinir kordonlarını, sinir kordonları da bir araya gelerek sinir kordonu demetini meydana getirir.

2.2. Membran Potansiyellerinin Temel Fiziği :

Membran potansiyellerini yaratan nedenlerden biri, membranın iki tarafında iyonların konsantrasyon farkına bağlı difüzyonunun, yük dengesini bozmasıdır. İkinci neden ise iyonların membrandan aktif transportunun yükler arasında dengesizliğe yol açmasıdır.



Şekil 2.1. a) Yalnız potasyuma geçirgen olan membrandan hücre içinden dışına çıkan potasyum iyonlarının difüzyonu ile oluşan b) Yalnız sodyuma geçirgen olan membrandan sodyum iyonlarının difüzyonu ile oluşan potansiyel.

Şekil 2.1. (a)'da sodyum ve potasyum aktif transportu bulunmayan ve iki membranın da tek iyonla geçirgen olduğu sinir lifi görülmektedir. (a)'da hücre içinden dışına doğru büyük potasyum gradyanı nedeniyle dışarıya doğru bir difüzyon vardır. Difüzyon sonucu hücre dışı daha pozitif olur. Bu pozitiflik içerdeki anyonları çekme eğilimi gösterir. Hemen hemen bir milisaniye içinde gelişen membran potansiyeli, difüzyonu durduracak seviyeye ulaşır. Bu noktadaki potansiyele potasyum iyonları için NERNST POTANSİYELİ denir. (b)'de aynı etki görülmektedir. Yalnız burada sodyum konsantrasyon gradyanı hücre dışından içeriye doğrudur. Bunun sonucu gelişen potansiyel, hücre membranının iç yüzünü pozitif, dış

yüzünü negatif yapacak yönde gelişir. Yine potansiyelin belli bir değere ulaşmasıyla, difüzyon durdurulur. Bu noktadaki potansiyele sodyum iyonları için NERST POTANSİYELİ denir.

Görüldüğü gibi, tek bir iyonun konsantrasyon farkı , membranda difüzyona neden olacak potansiyeli oluşturur. Oluşan potansiyelin büyüklüğü, iyonların bir yönden ötekine doğru difüzyon oranına bağlıdır. Pozitif iyonlar için aşağıdaki formülle bu potansiyeller hesaplanabilir.

$$EMF = -61 \log (kons_{i}/kons_{dış}) \quad (2.2.1)$$

Bu denkleme Nerst Denklemini ve gelişen potansiyele de Nerst Potansiyeli adı verilir.

Nerst potansiyelinin difüzyon sonucu olarak gelişmesi için iki koşul gereklidir.(1) Membran seçici geçirgen olmalı ve yalnız bir çeşit iyonun difüzyonuna elverişli bulunmalı, bütün diğer iyonları geçirmemelidir. (2)Geçebilen iyonun konsantrasyonu bir taraftan ötekine göre daha yüksek olmalıdır.

Sükun durumunda membran potansiyeli $-90mV$ olup Potasyum Nerst Potansiyeline çok yakın bir değerdedir. Bu , membranın sükun durumunda potasyuma çok geçirgen, sodyuma ise az geçirgen olmasından ötürüdür. Öte yandan bir darbe iletilirken, membran sodyuma karşı potasyumdan çok daha geçirgen olur. Bu ileti esnasında membran potansiyeli $+45mV$ 'a yani Sodyum Nerst Potansiyeline yakın bir değere yükselir [3].

Difüzyon Potansiyeli üç faktöre bağlı olur: (1) Her iyonun elektriksel yükünün çeşidine (2) Membranın her iyonla olan geçirgenliğine (P) ve (3) İyonların içindeki (i) ve dışardaki (o) konsantrasyonlarına (C). Aşağıdaki denklem, Goldman Denklemi yada Goldman – Hodgkin – Katz Denklemi , bu durum için potansiyelin hesaplanmasını sağlar. Burada Na , K pozitif iyonlar ve Cl negatif iyon olarak dikkate alınmıştır.

$$EMF(mV) = -61 \log (C_{Na_i} P_{Na} + C_{K_i} P_K + C_{Cl_o} P_{Cl}) / (C_{Na_o} P_{Na} + C_{K_o} P_K + C_{Cl_i} P_{Cl}) \quad (2.2.2)$$

Bu denklemi inceleyelim. İlk olarak bu üç iyon sinir ve kas liflerinde olduğu gibi merkezi sinir sisteminin nöron hücrelerinde de potansiyel gelişmesine katkıda bulunan en önemli iyonlardır.

İkinci olarak, potansiyelin belirlenmesinde her bir iyonun önemi, o iyonun ait membran geçirgenliği ile doğru orantılı olmasıdır.

Üçüncü olarak, pozitif iyonları membran içinden dışına doğru olan bir konsantrasyon gradyanı varsa bu durum membran içini negatif yapar. Negatif iyonlar için aynı yöndeki konsantrasyon gradyanı, membran içini pozitif yapar.

Dördüncüsü, sodyum ve potasyum kanallarının geçirgenliği, sinir impulsu'nun iletilişinde hızlı bir değişim gösterir. Ama Cl kanallarında önemli bir değişim olmaz. Bu nedenle sinir impulslarının iletilişinde en önemli rolü Na ve K iyonları oynar.

2.3. Aktif Transportun Yarattığı Membran Potansiyelleri

Na – K pompası ile iki potasyum içeriye, üç sodyum iyonu dışarıya pompalanır. Böylece pompanın her basımında, sinir lifi bir pozitif yük kaybeder. Membran, hücrenin içindeki negatif yüklü iyonların çoğuna geçirgen olmadığı için, bu olayın devamı içeride negatif, dışarda pozitif yükleri çoğaltır. Na – K pompası , hücre membranının iki tarafı arasındaki Na ve K gradyanlarından sorumludur. Sodyumun dışarıya doğru sürekli pompalanması içeride sodyum konsantrasyonunun düşük, potasyumun içeriye pompalanması da içeride potasyum konsantrasyonunun yüksek olmasını sağlayarak sükun değerlerini korur. Bir darbe iletilişinde sodyum ve potasyum konsantrasyon gradyanları azalır, Na – K pompası ile denge sağlanır.

2.4. Sinir Aksiyon Potansiyeli

Sinir sinyalleri, membran potansiyelindeki hızlı değişimlerden ibaret olan aksiyon potansiyelleri ile iletilir. Her aksiyon potansiyeli, normal sükun potansiyelinin negatif değerden ani olarak pozitif bir değere yükselmesi ile başlar. Yaklaşık aynı hızla eski değerine dönmesi ile sona erer. Bu değişim sinir lifi boyunca yayılarak ilerler.

Sükun dönemi değişim başlamadan önceki sükun potansiyelini belirtir. Bu aşamada büyük bir membran potansiyeli (negatif) bulunması nedeniyle membran polarize durumdadır. Bu sırada membran sodyuma karışır. Büyük bir geçirgenlik kazanarak, çok miktarda sodyum iyonunun içeri akmasına yol açar. Polarize durum kaybolur ve potansiyel hızla pozitif yönde yükselir. Buna Depolarizasyon denir. Kalın sinir liflerinde membran potansiyeli sıfır düzeyini aşarak hafifce pozitif olur. Fakat bazı küçük lifler ve merkezi sinir sisteminin çoğu nöronlarında potansiyel sıfıra yaklaşır ve pozitif duruma geçmez.

Membranın sodyuma geçirgenliği çok arttıktan sonra, saniyenin onbinde biri kadar bir sürede sodyum kanalları hemen hemen açıldıkları hızla kapanırlar. Daha sonra potasyum iyonlarının dışarıya doğru hızlı difüzyonu ile membran normal sükun potansiyeline döner. Buna Repolarizasyon denir.

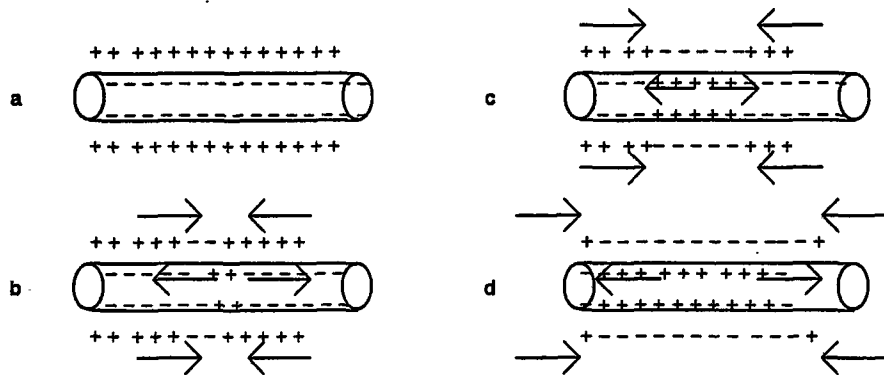
İlk olarak, sinir lifinin membranına bir etki olmadıkça normal sinirde aksiyon potansiyeli gelişmez. Membran potansiyelini -90mV 'luk düzeyinden sıfıra doğru değiştirecek olayların hepsinde gerilimin yükselmesi, gerilim kontrollü sodyum kanallarını etkileyerek aktive olmalarını sağlar. Bu, sodyum iyonlarının hızla içeriye akışlarına yol açacak membran potansiyelinin daha da yükselmesine, böylece daha çok gerilim kontrollü sodyum kanalının açılmasına ve lifin içine sodyum akışına neden olur. Pozitif geri beslemeli bir kısır döngü ile gerilim kontrollü sodyum kanallarının tümü aktive oluncaya kadar bu olay devam eder. Fakat daha sonra milisaniyenin birkaç bölümü içinde, yükselen membran potansiyeli sodyum kanallarında inaktivasyon yaratır ve Aksiyon Potansiyeli sona erer.

Aksiyon Potansiyelinin başlaması için genellikle, membran potansiyelinde $15 - 30 \text{ mV}$ 'luk ani bir yükselme gerekir. Kalın bir sinir lifinde membran potansiyelinin -90mV 'dan ani olarak -65mV 'a yükselmesi, birden aksiyon potansiyelinin gelişmesini sağlar. Bu -65mV 'luk yüzeye Uyarının Eşik Değeri denir.

Eğer membran potansiyeli milisaniyenin bir bölümü içinde değilse, birkaç milisaniye boyunca, çok yavaş yükseltirise, aktive edici sodyum kanallarının aktive edici kapıları açılırken, inaktive edici kapılarına da kapanmak için gerekli zaman kalır. Sonunda inaktive edici kapıların çoğu kapanmış olacağından, aktive edici kapılar normaldeki Na iyon akımını

sağlayamazlar. Böylece, sinir lifinin iç potansiyelinin yavaş artışı nedeniyle normal deşarjın başlayabilmesi için bazen daha yüksek bir eşik gerilimi gerekir, bazen de gerilim sıfıra hatta pozitif bir değere bile yükselse, deşarj tamamen engellenmiş olur. Bu olaya membranın uyarana uyumu (akomodasyonu) denir.

Geçen paragraflarda aksiyon potansiyelinin bir noktada doğuşu ele alındı ancak uyarılabilen bir membranın herhangi bir noktasında doğan aksiyon potansiyeli, membrana komşu bölgelerini de uyardığından aksiyon potansiyeli yayılır. Şekil 2.2(a)'da normal sükun halinde bir sinir lifi görülmektedir. Şekil 2.2(b)'de sinir lifinin orta bölgesi uyarılmış yani orta bölgede Na geçirgenliği birden artmıştır. Oklar membranın depolarize alanları ile sükun halindeki komşu membran alanları arasında gelişen " Yerel Devreleri " işaret etmektedir. Pozitif elektrik yükleri depolarize membranda içeriye doğru akarak aksonunun içinde birkaç milimetre boyunca ilerler. Bu pozitif yükler kalın liflerin içinde bir – üç milimetre kadar uzaktaki gerilimi eşik değerine yükselterek aksiyon potansiyelini başlatırlar. Böylece Şekil 2.2(c)'de ve (d)'de gösterildiği gibi bu yeni alanlarda sodyum kanalları derhal aktive olur ve birden başlayan aksiyon potansiyeli yayılır. Bu yeni depolarize alanlar, membranın daha uzak bölgeleri arasında yerel devreler yaratarak membran boyunca gittikçe daha çok depolarize alanlar yaratıp lif boyunca her iki yönde depolarizasyonun yayılmasını sağlar. Depolarizasyon işleminin sinir yada kas liflerinde yayılmasına Sinir yada Kas İmpulsu denir.

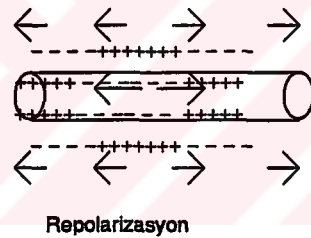


Şekil 2.2. Aksiyon Potansiyelinin iletken bir lifte her iki yönde yayılması

Görülüyor ki uyarılabilen membranda tek bir yayılma yönü yoktur. Aksiyon potansiyeli uyarılan bölgeden başlayarak her iki yönde hatta sinir

lifinin bütün dalları boyunca , membran tümüyle depolarize oluncaya kadar yayılır. Açıkça görülüyorki, normal bir lif membranının her hangi bir noktasından bir kere aksiyon potansiyeli başladıktan sonra depolarizasyon olayı bütün membrana yayılır. Bazen sinirin anormal bir durumu nedeniyle aksiyon potansiyeli bir noktaya ulaştığı zaman, membranda komşu bölgeleri uyarmaya yeterli gerilimi yaratmaz. Bu durumda depolarizasyon yayılması duraklar. Bu nedenle impulsun normal yayılması için, aksiyon potansiyelinin uyarma eşik değerine oranını belirten güvenlik faktörü daima birden büyük olmalıdır.

Normalde aksiyon potansiyelinin sinirin her noktasından geçiş zamanı aynı sürede olur. Bu nedenle depolarizasyon normalde ilk olarak orjinal uyarı bölgesinden başlayarak, daha önce depolarizasyonun yayıldığı yönlerde membran boyunca yayılır. Sinir lifinde repolarizasyonun, depolarizasyon yönünde fakat saniyenin ondabirleri kadar bir zaman sonra yayılışı görülmektedir.



Şekil 2.3. Repolarizasyonun iletken bir lifte her iki yönde yayılması

2.5. Kas Yapısı ve Özellikleri

İskelet kasları uzunlukları 1–50 mm ,çapları 10–100 μ arasındadır. Dış yüzeyleri sakrolenma denilen bir kılıf ile örtülmüştür. Kasın kasılması liflerin kasılıp şişmesi ile olur. Kaslara besin, kas damarları ile , uyarı ise sinirlerle götürülür. Kas lifi uyarıldığında kasılır. Gerekli uyarı motor siniri ile gelir, kas elektrik akımı gibi bir uyarıya da cevap verir. Kasa uyarı geldiğinde önce bir zaman gecikmesi daha sonra kasılma ve dinlenme fazı oluşur [3].

Kas fonksiyonunun biyolojik ünitesi motor ünitesidir. Bir motor ünitesi merkezi sinir sisteminden gelip motor uç plakalarına dağılan bir motor sinirine sahiptir. Bu motor uç plakalarının her biri bir kas lifine bağlanmıştır

ve onların uyarılması ile bağılı bulundukları kas lifleri de uyarılırlar. Motor sinirleri de yapı itibarı ile hücrelerden meydana gelmiştir. Böylece her bir motor siniri sadece polarize ve depolarize durumunda bulunabilirler ve motor uç plakalarına iki seviyeli bir bilgi gönderirler. Böylece her bir kas lifi de ya – dinlenme durumunda – gevşek veya uyarılmış – aktif durumda – gergindir. Normal kas hareketinin özelliği , onun hareketinin yumuşaklığı , devamlılığı ve hassasiyetidir. Kas hareketinin artması ile birçok motor ünitesi faaliyete geçer ve hepsinin faal olduğu zaman kas hareketi en üst düzeydedir.

İskelet kası normal dinlenme durumunda iken çok düşük düzeyde kimyasal bir aktiviteye sahiptir. Çok düşük bir hareket isteminde az sayıda motor birimi harekete geçer. Fakat yüksek bir hareket isteminde çok daha fazla sayıda motor birimi harekete geçer. Kas cevabındaki değişme çok sayıda motor biriminin hareketi sonucudur. Ayrıca boşalmanın frekansında bireysel sinir fiberleri de rol oynar. Devamlı oluşan bir kasılmadaki gerilim , teker teker yapılan kasmalarda oluşan gerilimden daha büyüktür [4].

Genel olarak bir motor ünitesi gibi az sayıdaki hücrelerin net potansiyel değişimin ölçümü iğne elektrodlarla, veya birçok motor ünitelerinin oluşturduğu toplam potansiyelin ölçümü yüzey elektrodlarla yapılır.

Yüzey elektrodlarıyla ölçüm yapılması halinde elde edilen işaret , o bölgedeki aktif liflerin ürettiği aksiyon potansiyellerinin toplamının oluşturduğu işarettir. Bu durumda toplama bir çok lif , daha doğrusu bir çok motor birime ait aksiyon potansiyelleri katılacaktır. Çok miktarda motor birim aksiyon potansiyellerinin karışmasından dolayı bu olay " girişim olayı " olarak bilinir. Kasılma şiddeti ile aktif motor birim sayısı artar. Aynı anda bir çok kas lifinin etkinleşmesiyle , her birinin ürettiği işaretler birbirini yok edebilir veya toplanabilir. Sonuç olarak EMG nin zaman düzlemindeki görüntüsü rastgele değişen bir gürültüye benzerdir. EMG sıfır ortalamalı Gaussian bir süreç olarak incelenebilir. Frekans bandı 20 – 1000 Hz arasındadır.

Eğer bir mikro elektrod hücrenin içine batırılarak ölçme yapılırsa hücrenin tüm faaliyetinin 1ms'den daha az olduğu görülür [5]. Bir mikroeletrod yardımıyla hücrenin içine girilmesi halinde ölçülen aksiyon potansiyellerinin dalga şekli unipolardır. İnsan dokularındaki aksiyon

potansiyelinin genliği kas fiberinin çapına , deteksiyon noktasıyla kas fiberi arasındaki mesafeye ve elektrodların filitreleme özelliğine bağlıdır.

Normal iskelet kasının istirahat potansiyeli sinir liflerinkinin aynı yani aşağı yukarı 80–90 mV'dur. İskelet kasları elektriksel uyarılara karşı büyük miyelinli sinirlerden daha az duyarlıdır. Uyaran nöromüsküler bloğa uygulanacak olursa iskelet kası daha kolaylıkla uyarılabilir. Belli bir kas üzerindeki deriye uygulanan elektrod ileri geri hareket ettirilir ve bazı noktalarda kasın daha kuvvetle uyarıldığı gözlenir. Buradan bu noktanın nöromüsküler bağlantının yeri olduğu anlamı ortaya çıkmaktadır [6].

Eğer araştırıcı elektrodun ucu, motor son plak bölgesinde ise iki tip normal spontan aktiviteye rastlanır. Bunlardan biri "motor son plak gürültüsü" dr. İstirahat halindeki hastada, motor son plak dışında bulunan elektrod'dan düz isoelektrik çizgi alınırken , iğne ucunun motor son plak bölgesine girişi ile birlikte isoelektrik çizgi hali kaybolur. Düşük genlikli (5–40mV) bir isoelektrik düzensizlik ve karışıklık ortaya çıkar. Bunlar devamlı negatif, yukarı doğru monofazik dalgalanmalar şeklindeyir. Frekansları 150. ila 500 Hz arasında değişir. İğnenin yeri sabit kaldığı müddetçe, bu düzensiz dalgalanmalar devam eder. Bu sırada EMG mikrofonundan hışırtıya benzetilen bir ses alınır. İğnenin biraz kımıldatılmasıyla bu aktivite birdenbire kaybolur.

İkinci tip aktivite, çoğu kez birinci (motor son plak gürültüsü) ile birlikte ortaya çıkar. Bunlar şekil bakımından daha farklıdırlar. Diken şeklinde difazik potansiyellerdir. İlk komponenti yukarı negatiftir ve bunu isoelektrik çizginin aşağısına inen küçük bir pozitif komponent izler. Toplam süresi 2–5 msn ve amplitüdü 100 – 200 μ V civarındadır [7].

Minimal kas kasılması ; Tek bir motor ünit aksiyon potansiyeli , hastadan araştırılan kası kasmaşını isteyerek ve sonra iğne elektrodu dikkatle motor son plak'a mümkün olduğunca yaklaştırarak elde edilir. Amplitüdü tepeden tepeye , süreyi başlangıçtan isoelektrik çizgiye dönünceye kadar ölçmek ve motor ünit'lerin şekli (genellikle trifazik) ise ilk alınmış motor nitlerin şekli olarak gözlemlenmek önemlidir. Motor nit özellikleri elktrod tipiyle , incelenmekte olan kasla , kasılmanın kuvveti ile ve hastanın yaşı ile değişir.

Maksimal kas kasılması ; Maksimal kasılmayı göstermek için , hastadan , muayene edenin maksimal direncine karşı kası kasmaı istenir. İğne elektrodu yüzeysel olarak yerleştirildiğinde ağrı azalacaktır. Maksimal interferans paterninin amplitüdü 200 ila 2000 mikrovolt arasındadır [8].

EMG güç spektrum analizi ; 1960'dan sonra , miyoelektrik işaretleri daha kaliteli elde etme ve belirli kaslardan elde edilen işaretlerin temiz bir katagorizasyonuna ihtiyaç duymuştur [9]. Birçok işaret işleme tekniği methodu miyoelektrik işaretleri işlemek için kullanılmıştır. Güç çizgisinde çok yoğun halde bulunan ayırık EMG'lerin belirlenebilmesi için Güç Spektrum Analizleri çok yoğun şekilde yapılmaktadır.

EMG potansiyellerinin integrasyonu ; İlk olarak EMG potansiyellerinin integrasyonu sonucu olarak kullanılan yararlı bilgiler Bigland ve Lippold (1954) 'de elde etmişlerdir. İntegrasyonu alınmış potansiyeller kasta meydana gelen kasılmanın büyüklüğü ile direkt olarak değişmektedir [10].

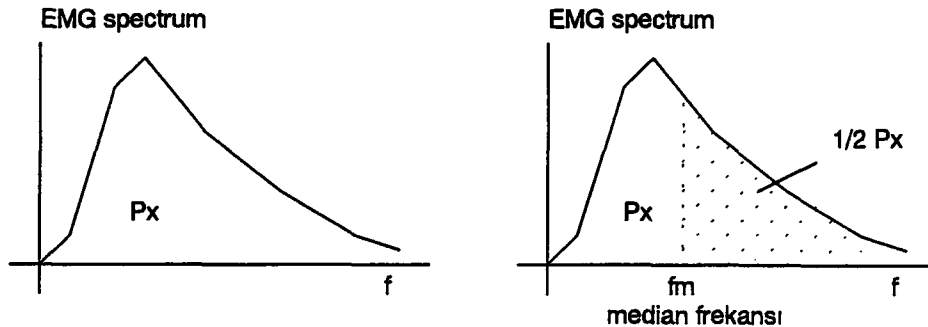
BÖLÜM 3. MEDIAN FREKANSI VE KAS YORGUNLUĞUNUN KOMPANZASYONU

3.1. Median Frekansı Hakkında Genel Bilgiler

Devamlı bir kas kasılması sonucunda spektrumda, EMG işaretlerinin genliğinde bir artma spektrumda ise alçak frekanslara doğru bir kayma vardır. Frekans kayması kas fiberlerinin iletim hızıyla lineer olarak orantılıdır. Alçak frekanslara doğru olan bu kayma spektrum üzerinde bazı parametrelerin izlenmesiyle görülebilir. Bu parametreler mean , median ve yüksek frekanslı bileşenlerin alçak frekanslı bileşenlere oranıdır. Bu parametrelerin hepsi iletim hızıyla doğrudan ilgilidir. Median frekansı gürültüye en az duyarlı olanıdır. Bu nedenle genelde median frekansı tercih edilir.

Yüzeyden alınan elektromiyogram işaretlerinin güç spektrumunda devamlı kas kasılması sonucunda bir sıkışma olur. Bu frekans sıkışması kas fiberlerinin iletim hızındaki azalmayla orantılıdır. Median frekansı , güç spektrumunu eşit büyüklükte iki bölgeye ayıran frekanstır. Bu ifadeyi matematiksel olarak ve şekil olarak gösterirsek ;

$$\int_0^{f_{med}} S(f)df = \int_{f_{med}}^{\infty} S(f)df = 1/2 \int_0^{\infty} S(f)df \quad (3.1.1)$$



Şekil 3.1. Median frekansı

Piper tarihi çalışması sonucunda EMG 'nin frekansının devamlı kasılma süresince azaldığını göstermiştir. Kindström kas fiberleri boyunca

aksiyon potansiyellerinin iletim hızına bağlı olarak EMG 'nin güç yoğunluk spektrumunun matematiksel modelini geliştirmişlerdir .

Bir çok araştırmacı genlikteki değişimi kas yorulmasının matematiksel bir ölçümü olarak göstermişlerdir. Genlik iletim hızına bağlı olmasına rağmen, ikinci dereceden bir etkidir. Genlikteki değişim kullanılan elektrodların yerleştirilmesi ve tipi ile de ilgilidir.

3.2. Yorgun Bir Kasta Alınan EMG'nin Kompanzasyonu

Kas kasılması sonucunda EMG'nin spektrumunda alçak frekanslara doğru bir kayma vardır. Bu olay kasın yorulması sonucu ortaya çıkmaktadır. Eğer bu EMG bir protezi kontrol ediyorsa, protezin çalışmasında problemler ortaya çıkacaktır.

Kas yorulması nöromüsküler sistemin kuvvet üretme kapasitesindeki bir azalma olarak tarif edilir. Genel bir kanı olarak kuvvetdeki bu kayıp kas fiberleri içindeki kimyasal kayıptan dolayı meydana gelmektedir. Aynı zamanda azalan kas aktiviteleri de bir etkidir. Azalan kas aktivitelerinin nedeninde merkezi sinir sistemi tarafından sürülen motor sinir fiberlerinin sayısındaki azalmalar ve elektriksel transmisyonundaki bozukluklardır Merton [11].

Yorulmanın etkileri , yorgunluk sırasında iletim hızındaki değişikliklerden dolayı ortaya çıkmaktadır. Yorgunlukla beraber kas fiberlerin iletim hızında bir düşme olmaktadır. İletim hızındaki düşme metabolizma tarafından üretilen laktik asit'teki artmadan dolayıdır. Aynı zamanda iletim hızı EMG'nin median frekansı ile orantılıdır. Böylece median frekansının izlenmiş olması , yorgunluğunda izleneceğini göstermektedir. EMG güç spektrumu kullanılarak median frekansı rahatlıkla izlenebilmektedir.

Lindstrom EMG'nin güç spektrum yoğunluğunun matematiksel bir modelini geliştirmiştir [12]. EMG'nin genliğindeki yükselme ve frekans kaymasını, kas kasılması boyunca iletim hızındaki değişim ile açıklamıştır. Stulen ve Deluca EMG'nin karakteristik frekanslarından mean ve median frekansları iletim hızıyla lineer olarak orantılı olduğunu belirtmişlerdir [13]. Böylece kas yorgunluğu EMG spektrumundaki karakteristik frekansların değişimi izlenerek belirlenebilir.

Kas yorulmasının etkileri şu anki filitreleme teknikleri ile ortadan kaldırılamamaktadır. Bu nedenle yeni bir metot geliştirilmiştir. Yorgunluk kompanzasyon metodu , yorgunluğun etkilerinin ortadan kalkmasını sağlamaktadır.

Spektrum parametrelerinin inceleme sırasında , EMG işareti için bir model gerekmektedir. Bu model kas fiberlerinin iletim hızına bağlı olmalıdır. Yüzey EMG işaretleri Gaussian Random Proses olarak kabul edilir. Gaussian Random Proses kabulü önemli ölçüde miyoelektrik işaretin güç spektrumundaki şeklini tarif eder.

Hogan ve Shweeyk , kol kaslarından elde edilen yüzey EMG işaretlerinin güç spektrumunu frekansın bir fonksiyonu olarak doğru bir şekilde belirlemişlerdir [14] , [15]. Her ikisi birden spektrumun üst kısmında düz bir asimtotik davranış olduğunu gözlemlemişlerdir.

Shweeyk , miyoelektrik işaretin güç spektrumunun şekli için bir fonksiyon ileri sürmüştür.

$$G(f) = [(k^2)(f - f_h)^2(f_l^2)] / [(f_l^2 + f^2) (f_l^2 + f - f_h)^2] \quad (3.2.1)$$

$G(f)$ Frekansa bağlı olarak spektrumun şeklini gösterir.

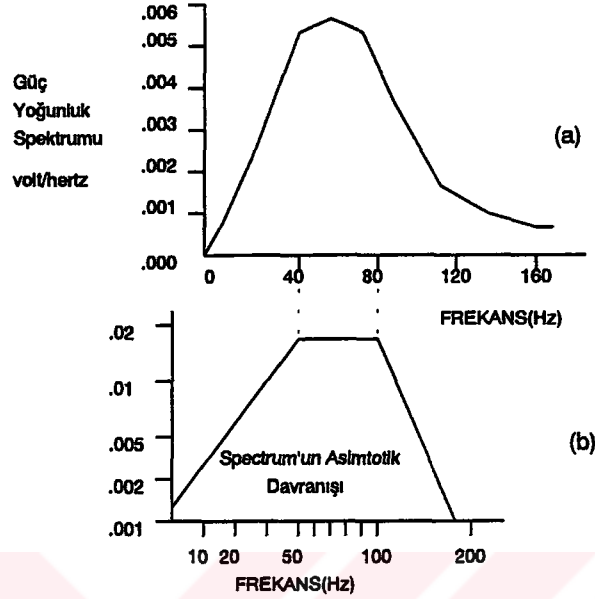
f_l Alçak Kesim Frekansı

f_h Yüksek Kesim Frekansı

k Skala Faktörü

Şekil 3.2(a) 'da frekansa bağlı olarak çizilen spektrumu göstermektedir.

Şekil 3.2(b) ' de ise spektrumun asimtotik davranışını göstermektedir.



Şekil 3.2.Miyoelektrik işaretin güç spektrum yoğunluğu için bir model

Lindström miyoelektrik işaretin Fourier Transformunu kullanarak aşağıdaki ifadeyi çıkarmıştır.

$$S(f) = (1/v^2)G(fd/v) \quad (3.2.2)$$

Bu ifadede " v " iletim hızını göstermekte , d bipolar kayıt elektrodları arasındaki uzaklığı gösteren bir skala faktörüdür. Burada " d " değeri 1 kabul edilmiştir. İletim hızı görüldüğü gibi G 'nin frekans bileşenleri ile ters orantılıdır. İletim hızında meydana gelecek düşme genlikte bir artma frekans spektrumunda bir daralmaya neden olacaktır.

(3.2.1) eşitliği (3.2.2) eşitliğinde yerine konulursa aşağıdaki denkiem elde edilir.

$$S(f) = [(1/v^2)(k^2)((f/h)^2)(f/v)^2] / [(f/v)^2 + \rho^2 f h^2][(f/v)^2 + f h^2] \quad (3.2.3)$$

$$f_l = \rho f_h \quad 0 < \rho < 1.$$

ρ üst kesim frekansı ile alt kesim frekansı arasındaki bağıntıdır.

(3.2.3) eşitliğindeki matematik ifade miyoelektrik işaretin spektrumunu en iyi yaklaşıkla ifade etmesine rağmen , iletim hızına

bağılıdır ve yüzey elektrodlarla elde edilen tipik miyoelektrik işareti temsil eder.

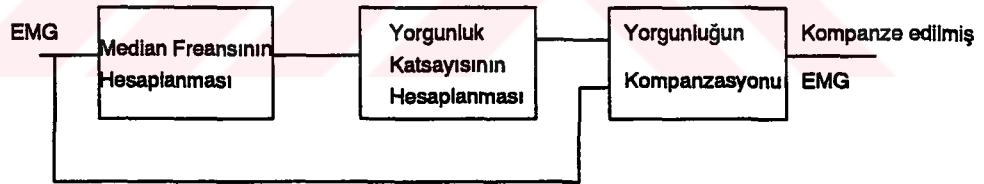
Yorgun olmayan koşullarda deneysel olarak ölçülen güç spektrumu ve onun asimptotik davranışlarını incelerken iletim hızı bir kabul edilerek f_1 ve f_h hesaplanır. İletim hızı " 1 " den aşağıya düşerse bu defa yorgun güç spektrum yoğunlu elde edilir.

(3.2.3) eşitliği kullanılarak median frekansının iletim hızıyla orantılı olduğunu belirten (3.2.4) eşitliğine ulaşılır.

$$v = (f_{med} / f_{mo}) v_o \quad (3.2.4)$$

" f_{mo} " iletim hızı " v_o " ın bire eşit olduğu andaki yorulmamış kastan alınan median frekansı ifade eder. Bu ifadeden görüldüğü gibi zamana bağlı olarak median frekansındaki değişimin izlenmesi , yorulma ve EMG nin güç spektrum yoğunluğundaki değişiklikler görülür.

Yorgunluğun etkisini ortadan kaldırmak için yapılan işlem blok halinde Şekil 3.3.de gösterilmiştir.



Şekil 3.3.Yorgunluğun Kompanzasyonu İşlemi

Farksal elektrodlerden elde edilen EMG işareti median frekansı hesaplanması işleminden geçer. (3.2.4) eşitliği kullanılarak median frekansı yorgunluk katsayısına dönüştürülür. Yorgunluk Kompanzörü EMG yi ve median frekansını kullanarak kompanze edilmiş EMG yi verir.

(3.2.3) denklemine göre median frekansın veya iletim hızının izlenmesiyle yorgun bir EMG spektrum yoğunluğunu yorgun olmayan bir EMG spektrum yoğunluğu haline getirilir.

Yorgun olmayan güç spektrumu ile yorgun olan güç spektrumu arasında bir transfer fonksiyonu olduğunu kabul edersek

$$S_o(f) = |H(f)|^2 S(f) \quad (3.2.5)$$

$$H(f) = [\sqrt{v_o} / \sqrt{v}] [(f+f_v)(f+f_h v)^2 / (f+f_v v_o)(f+f_h v_o)^2] \quad (3.2.6)$$

$S_o(f)$ = Yorgun olmayan EMG güç spektrumu

$S(f)$ = Yorgun EMG güç spektrumu

$H(f)$ = Transfer fonksiyonu

Uygulama sırasında " v_o " normalize edilerek 1'e eşitlenmektedir.

Normalize işleminden sonra " v " iletim hızını temsil etmez . Artık " v " yorgunluk katsayısını ifade eder.

3.3.Deneyin Yapılışı

Bu çalışmada , kol kasları devamlı çalıştırılarak belirli aralıklarla yüzey elektromiyogram işaretleri alınmıştır. Bu işlem kol yoruluncaya kadar devam etmiştir. Kol kaslarından alınan elektromiyogram işaretlerin güç spektrumları bilgisayar yardımı ile çıkarılmıştır. Daha sonra bilgisayar yardımı ile her bir güç spektrumuna ait olan median frekansları hesaplatılmıştır. Median frekansının zamanla değişiminin grafiyi çizdirilerek kas yorulması ile arasındaki ilişki görülmüştür.

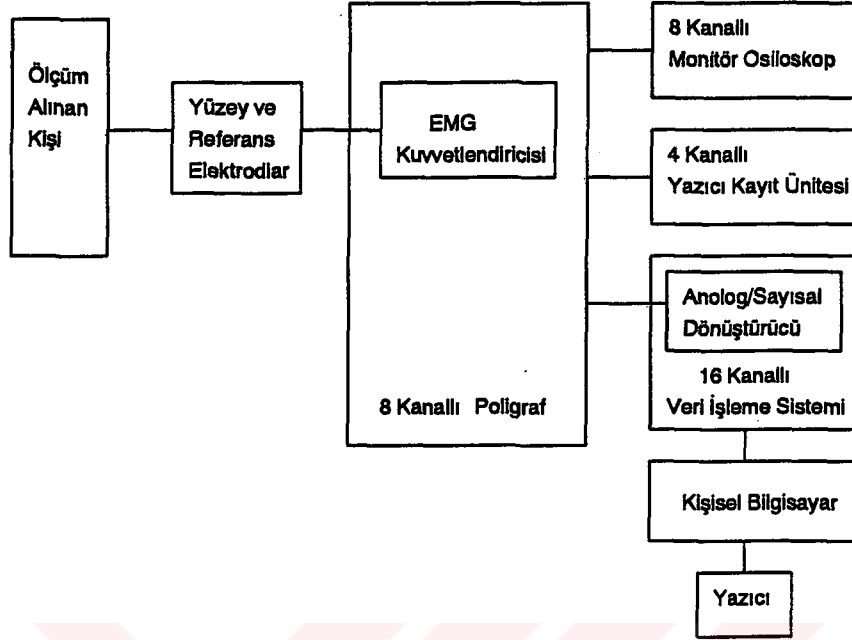
Son olarak, yorgun olan kasın güç spektrumu Bölüm 3.2'de anlatılan yorgunluk kompanzasyon tekniği kullanılarak yorgunluğun etkisi ortadan kaldırılmaya çalışılmıştır.

3.4.Deneyin Yapıldığı Yer

Deneyler 1994 yılı Haziran ayında İstanbul Teknik Üniversitesi , Elektrik–Elektronik Fakültesi Tıp Elektronik Laboratuvarı'nda gerçekleştirilmiştir.

3.5.Ölçüm Düzeni

Median frekansının belirlenmesi ve kas yorgunluğunun kompanzasyon işlemini yapmak amacıyla , İstanbul Teknik Üniversitesi , Elektrik – Elektronik Fakültesi , Tıp Elektronik Laboratuvarı'nda gerçekleştirilen düzenin blok diyagramı Şekil 3.4'de görülmektedir.



Şekil 3.4.EMG işareti elde etmek için kurulan düzenek

Ölçümler sağlıklı bir kişi üzerinde gerçekleştirilmiştir. Ölçüm öncesinde hastalar dinlenme durumunda oturmaları sağlanmış ve deri ile elektrod arasındaki direncin değerini azaltmak için hastaların elektrodla temas edecek olan deri yüzeyleri alkollü pamukla silinmiştir.

Kol kasında oluşacak farksal işareti alabilmek için iki tane yüzey elektrod ve bir adet referans elektrod kullanılmıştır. Farksal işaretin elektrodlarla algılanmasından sonra kuvvetlendirmek, şebeke ve diğer gürültülerden ayırmak için Şekil 3.4'de görülen ve EMG kuvvetlendiricisini içine alan 8 kanallı bir poligraf (Nihon Kohden, Model RMP 6008) kullanılmıştır.

Bu ünitenin çıkışındaki kuvvetlendirilmiş ve filitrenilmiş işaretler poligraf üzerinden 8 kanallı bir monitör osiloskop (Nihon Kohden , Model VC680G) yardımıyla gözlenebilmekte ve 4 kanallı bir yazıcı kayıt ünitesinde (Nihon Kohden , Model WT645G) kaydedilmektedir.

Şekil 3.4'deki 16 kanallı veri işleme sistemi (National Instruments , Model AT-MIO-16F-5) , poligraf çıkışındaki analog işaretlerin değerlendirilmesi için kullanılmaktadır. 12 bitlik Analog/Sayısal , Sayısal/Analog dönüştürücü ve sayıcı ünitelerini içine alan bu sistem, hazır

bir entegre devre (board) halinde ve giriş/çıkış bağlantı tablosu ile birlikte Şekil 3. 4'deki kişisel bir bilgisayarda (80386SX Mikroişlemci , 2MB RAM , 25 MHz hız , 40 MB HD) monte edilmiş durumdadır.

EMG işaretlerinin bilgisayara yüklenebilmesi için Şekil 3. 4'deki veri işleme sisteminin Analog/Sayısal dönüştürücüsü girişine poligraf yardımıyla EMG Kuvvetlendirici ünitesinin çıkışındaki kuvvetlendirilmiş EMG işaretleri gelmektedir.

Şekil 3. 4'deki kişisel bilgisayar, 16 kanallı veri işleme sistemini koşullayan ve kontrol eden çok amaçlı bir yazılım paketi (National Instruments, LabWindows 2.2) içermektedir. Bu yazılım paketinin desteği altında " C " programlama diliyle bir veri işleme programı gerçekleştirilmiştir.

3.6. Veri İşleme Programı Algoritmaları

İlk olarak 16 kanallı veri işleme sisteminin ve içerdği analog/sayısal dönüştürücünün analog giriş konfigürasyonu yapılmaktadır. Bu amaçla gerçekleştirilen adımlar şu şekildedir :

1. Adım: Veri işleme sistemi entegre kartının bilgisayara bağlandığı yuvanın belirlenmesi.

2. Adım: Kartın Koşullanması,

3. Adım: Kartın içerdği analog/sayısal dönüştürücünün ve veri alınacak kanalın koşullanması. Bu amaçla yapılan adımda 1.kanal, $\pm 5V$ gerilim seviyesinde koşullanmıştır.

Daha sonra , birinci kanaldan alınacak analog işaretlerin sayısal verilere dönüştürülmesi işlemi yapılmaktadır. Bu amaçla gerçekleştirilen adımlar şu şekildedir.

1. Adım: Analog işaretlerin sayısal işaretlere dönüştürülmesi. Bu amaçla yapılan adımda , kazanç 1, örnekleme frekansı 1000 Hz , alınacak toplam örnek sayısı 2500 olarak belirlenmekte ve bu koşullama ile alınan sayısal işaretler geçici bir bellekte ayrılan diziye kaydedilmektedir.

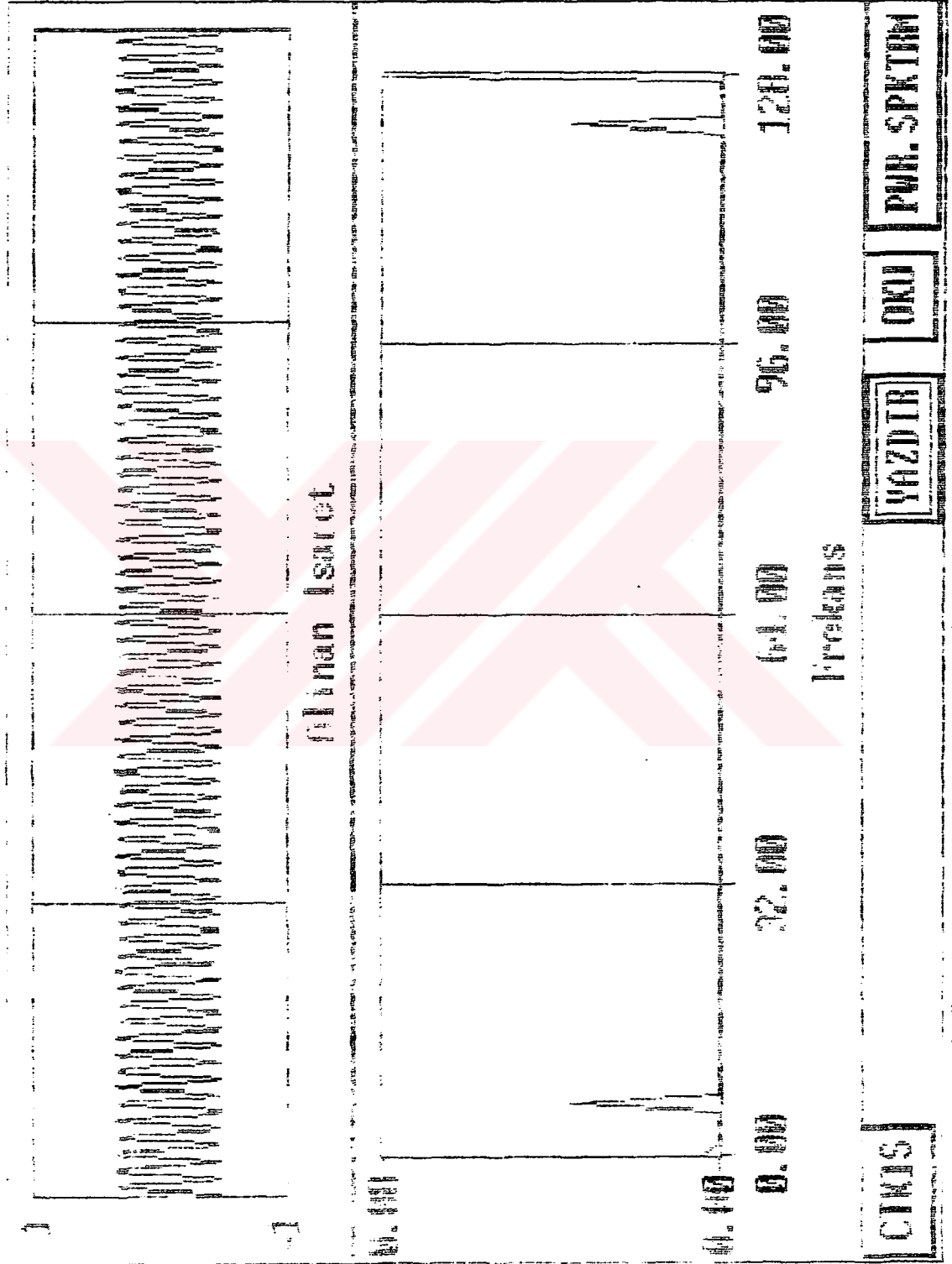
2. Adım: Geçici bellekteki dizide saklı bulunan işaretlerin ölçeklenmesi. Bu adımda ± 5 V kademesi için alınmış olan 12 bitlik işaretler işlenecek olan gerilim değerlerine ölçeklenmektedir. Bu amaçla her bir sayısal (binary) değer , $2^{(12 - 1)} = 2048$ 'e bölünmüştür. Daha sonra ölçeklenen değerler geçici bellekteki bir diziye aktarılmaktadır.

Buradan itibaren yazılım ile oluşturulan panel ekrana gelmektedir. Panel üzerinde oluşturulan birçok tuş yardımı ile yapılmak istenen işlemler otomatik olarak yapılmaktadır. Bu tuşlar Şekil 3.8. 'deki panelde görülmektedir.

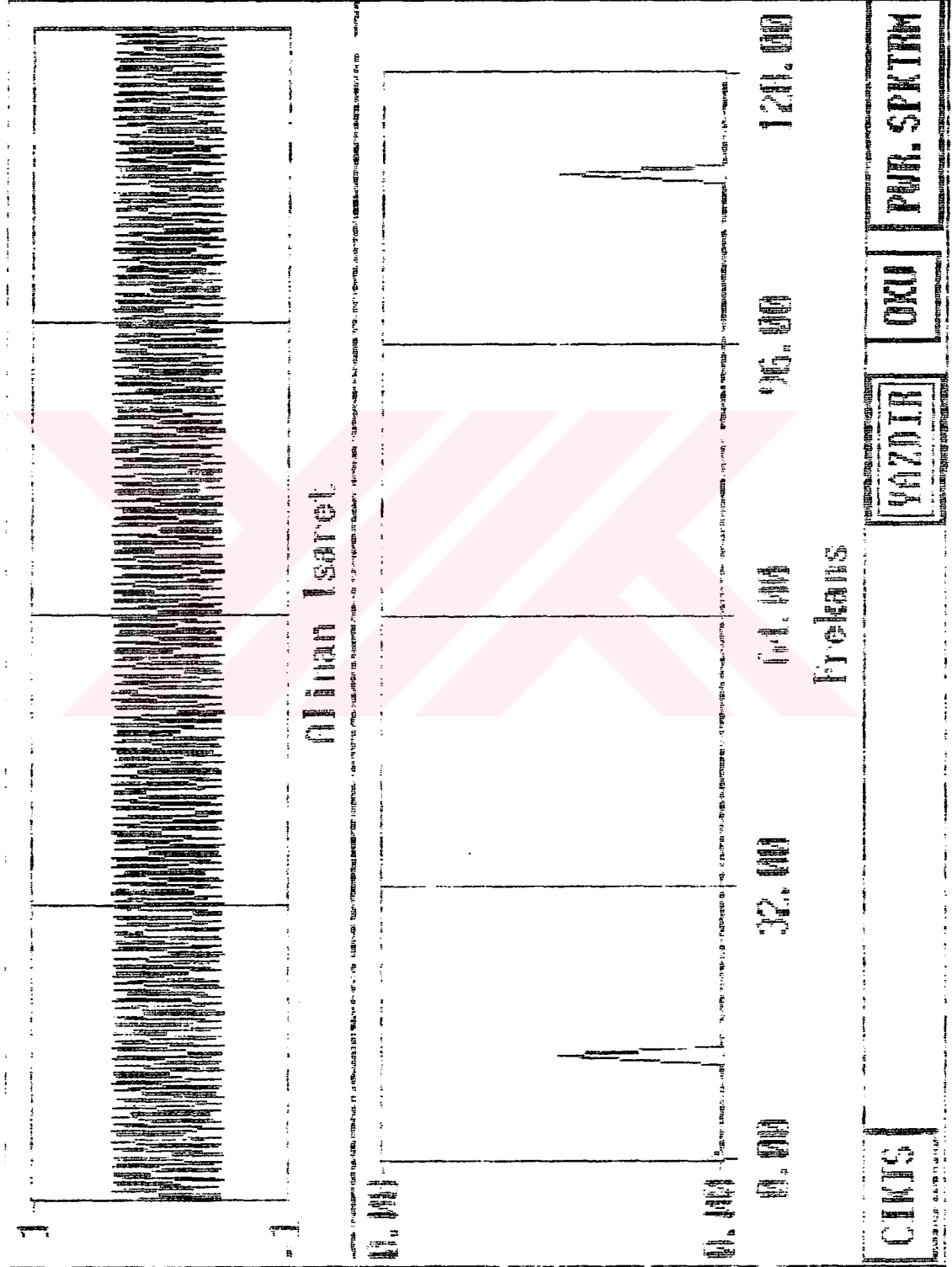
EMG işareti alınacak olan kişinin kol kaslarına elektrodlar bağlanmıştır. Aynı zamanda aynı koluyla 2Kg ağırlığında bir cismi tutmuştur. Kolunu açıp kapayarak kol kaslarının çalışmasını sağlamıştır. Burada ağırlığın konmasının sebebi kolun bir an önce yorulmasına yardımcı olmak içindir. 1 dakika arayla panel üzerinde bulunan "İşaret Al" tuşuna basılarak kol kaslarından alınan EMG işaretlerinin Bilgisayar ekranında görülmesi sağlanmıştır. Sonra "Kaydet" tuşuna basılarak alınan EMG işaretleri daha sonra kullanılmak üzere kaydedilmektedir. PWR.SPKTRM tuşuna basılarak her 1 dakikada alınan EMG işaretlerin güç spektrumları ekranda oluşmakta ve aynı zamanda median frekansları sayısal olarak ekranda görülmektedir.

Bilgisayara yerleştirilen 16 kanallı (National Instruments, Model AT-MIO-16F-5) veri işleme sistemi ve National Instruments , LabWindows 2.2 yazılım paketinin doğruluğunu görmek için bir frekans üreteç devresinden 500Hz'lik işaretler üretilerek analog girişten karta uygulanmıştır. Alınan 500Hz 'lik işaret 5KHz ve 20KHz 'le örneklenmiştir. Daha sonra bu işaretin güç spektrumu çıkartılmıştır. Güç spektrumlarına bakıldığında 500Hz civarında gücün toplandığı görülmüştür. Yapılan bu deney sonuçları Şekil 3. 5.ve Şekil 3. 6.'da görülmektedir.

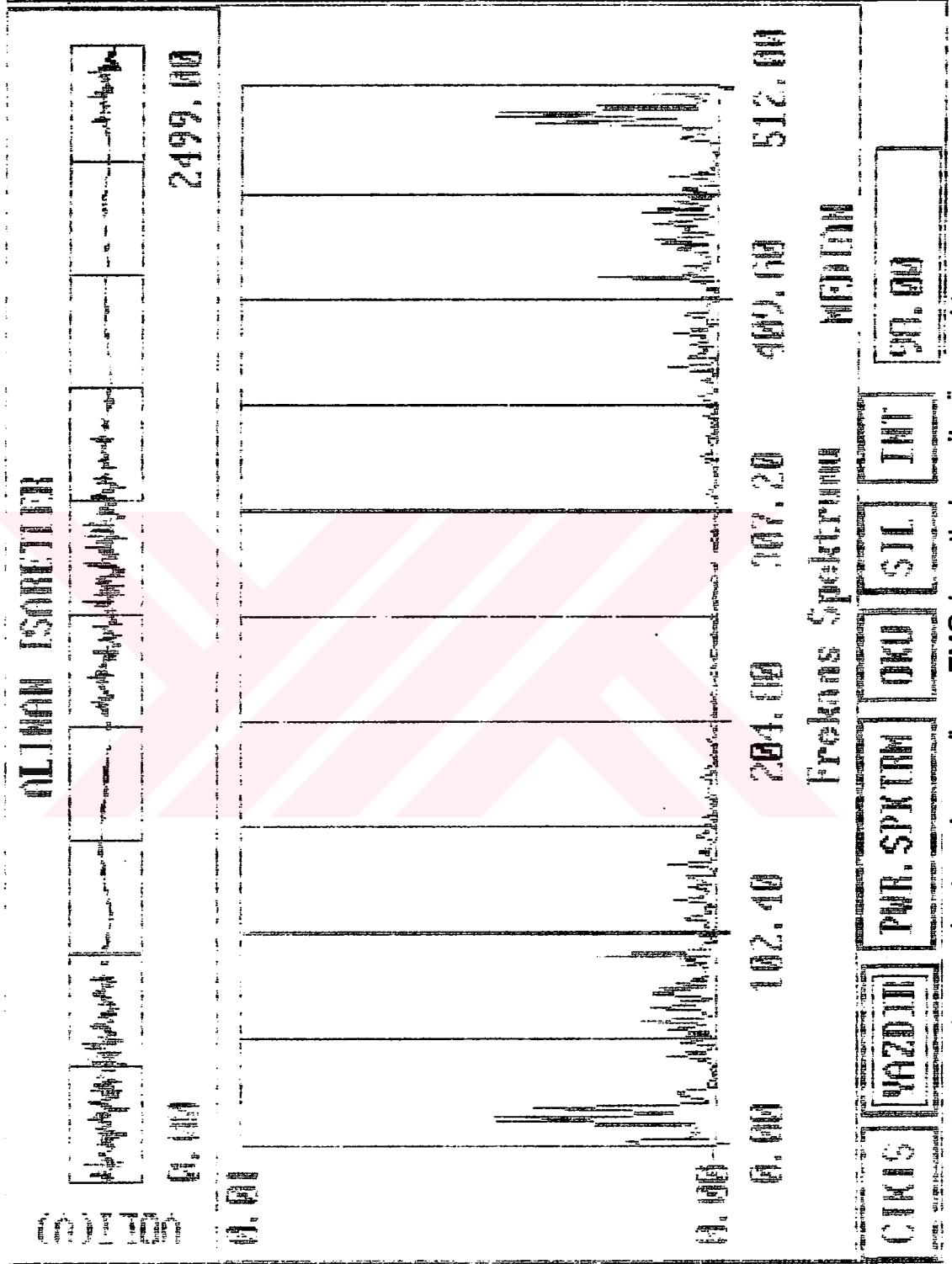
Şekil 3. 7. ve Şekil 3. 8. ' de yorgun olmama ve yorgun durumunda elde edilen elektromiyogram işaretleri ve bunlara ait güç spektrumları görülmektedir. Aynı zamanda bu şekilde oluşturulan panelin şeklide görülmektedir. Panelin alt kısmındaki kutucukta ekranda görülen elektromiyogram işarete ait median frekansı bilgisayar tarafından otomatik olarak hesaplanmakta ve görüntülenmektedir.



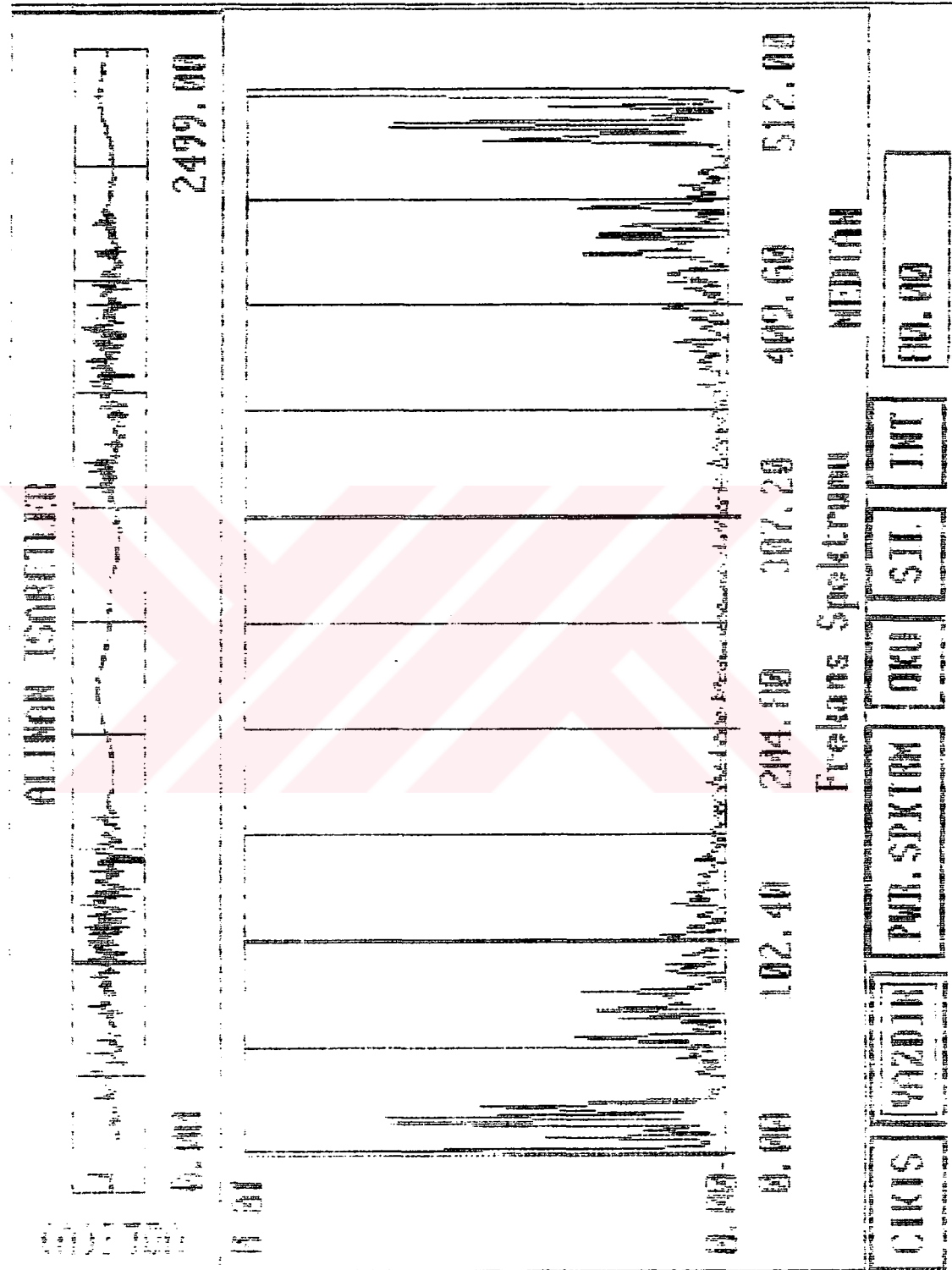
Şekil 3.5.20KHz de örneklenmiş 500 Hz'lik işaretin güç spektrumu.



Şekil 3.6. 5KHz de örneklenmiş 500 Hz'lik işaretin güç spektrumu.



Şekil 3.7. Yorgun olmayan kastan alınan yüzey EMG işaretlerine ait güç spektrumu



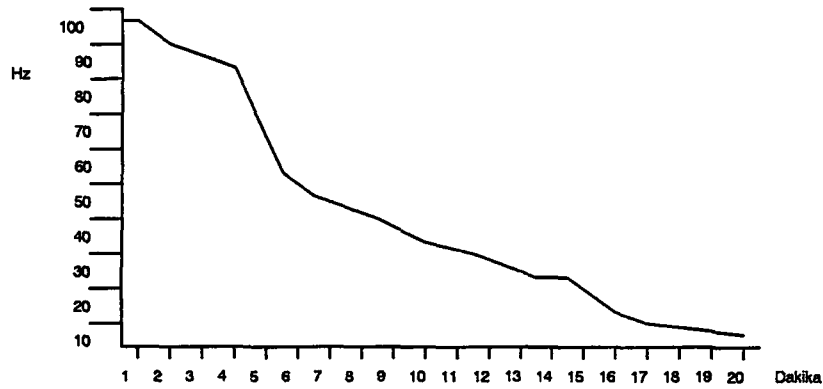
Şekil 3.8. Yorgun bir kastan alınan yüzey EMG işaretlerine ait güç spektrumu

Tablo 3.1.'de bir dakika ara ile elde edilen EMG işaretlerine ait median frekanslarının tablosu görülmektedir.

Tablo 3. 1. Ölçüm sırasında elde edilen median frekansları

Ölçüm Anları	Median Frekansı	Ölçüm Anları	Median Frekansı
1. Dakika	98 Hz	11. Dakika	28 Hz
2. "	96 Hz	12. "	26 Hz
3. "	94 Hz	13. "	24 Hz
4. "	86 Hz	14. "	22 Hz
5. "	80 Hz	15. "	20 Hz
6. "	50 Hz	16. "	12 Hz
7. "	44 Hz	17. "	8 Hz
8. "	42 Hz	18. "	6 Hz
9. "	34 Hz	19. "	4 Hz
10. "	30 Hz	20. "	2 Hz

Yukarıdaki tabloda median frekanslarının değerine bakarak zamanla kas yorulmasının meydana geldiği rahatlıkla görülmektedir. Yorulmanın etkileri , yorgunluk sırasında iletim hızındaki değişikliklerden dolayı ortaya çıkmaktadır. Yorgunlukla beraber kas fiberlerin iletim hızında bir düşme olmaktadır. İletim hızı EMG'nin median frekansı ile orantılıdır. Böylece median frekansının izlenmiş olması , yorgunluğunda izleneceğini göstermektedir. Şekil 3.9.'da yukarıdaki tablo grafik olarak gösterilmektedir.



Şekil 3. 9. Zamanla median frekansın değişimi

Median frekansı ile mean(ortalama) frekansları arasında bir karşılaştırma baş tarafta yapılmış ve median frekansın kas yorgunluğunun belirlenmesinde daha belirgin sonuçlar verdiği belirtilmişti. Median frekansın hesaplanmasında kullanılan dizilerin aynısı mean frekansın hesaplanmasında kullanıldı.

Önce mean frekansın matematiksel ifadesini yazacak olursak

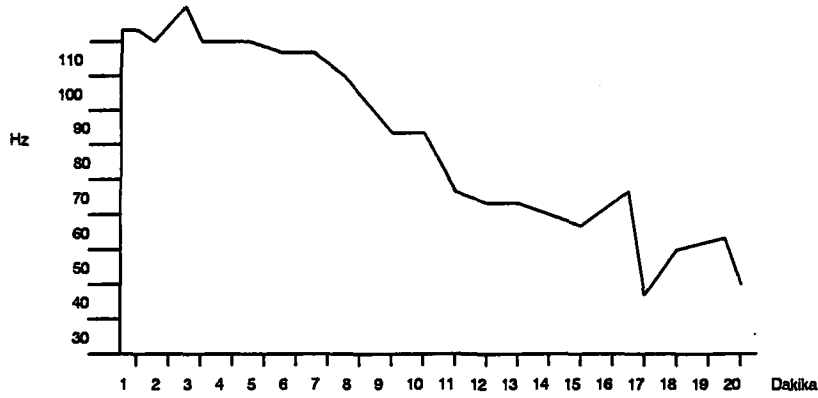
$$f_{\text{mean}} = \left[\int_0^{\infty} f S(f) df \right] / \left[\int_0^{\infty} S(f) df \right] \quad (3.6.1)$$

Bu formül kullanılarak mean frekansı hesaplanmıştır ve aşağıdaki tabloda çıkan sonuçlar verilmiştir.

Tablo 3. 2.Ölçüm sırasında elde edilen mean frekansları

Ölçüm Anları	Mean Frekansı	Ölçüm Anları	Mean Frekansı
1. Dakika	114 Hz	11.Dakika	60 Hz
2. "	110 Hz	12. "	57 Hz
3. "	119 Hz	13. "	55 Hz
4. "	111 Hz	14. "	53 Hz
5. "	109 Hz	15. "	49 Hz
6. "	104 Hz	16. "	67 Hz
7. "	101 Hz	17. "	32 Hz
8. "	95 Hz	18. "	44 Hz
9. "	78 Hz	19. "	47 Hz
10. "	77 Hz	20. "	34 Hz

Yukarıdaki tablo dikkatle incelenirse yorgunlukla beraber elde edilen freanslardaki düşme median frekansındaki kadar keskin ve belirgin değil. Bazı bölgelerde de lineerliğini kaybetmiş durumdadır.



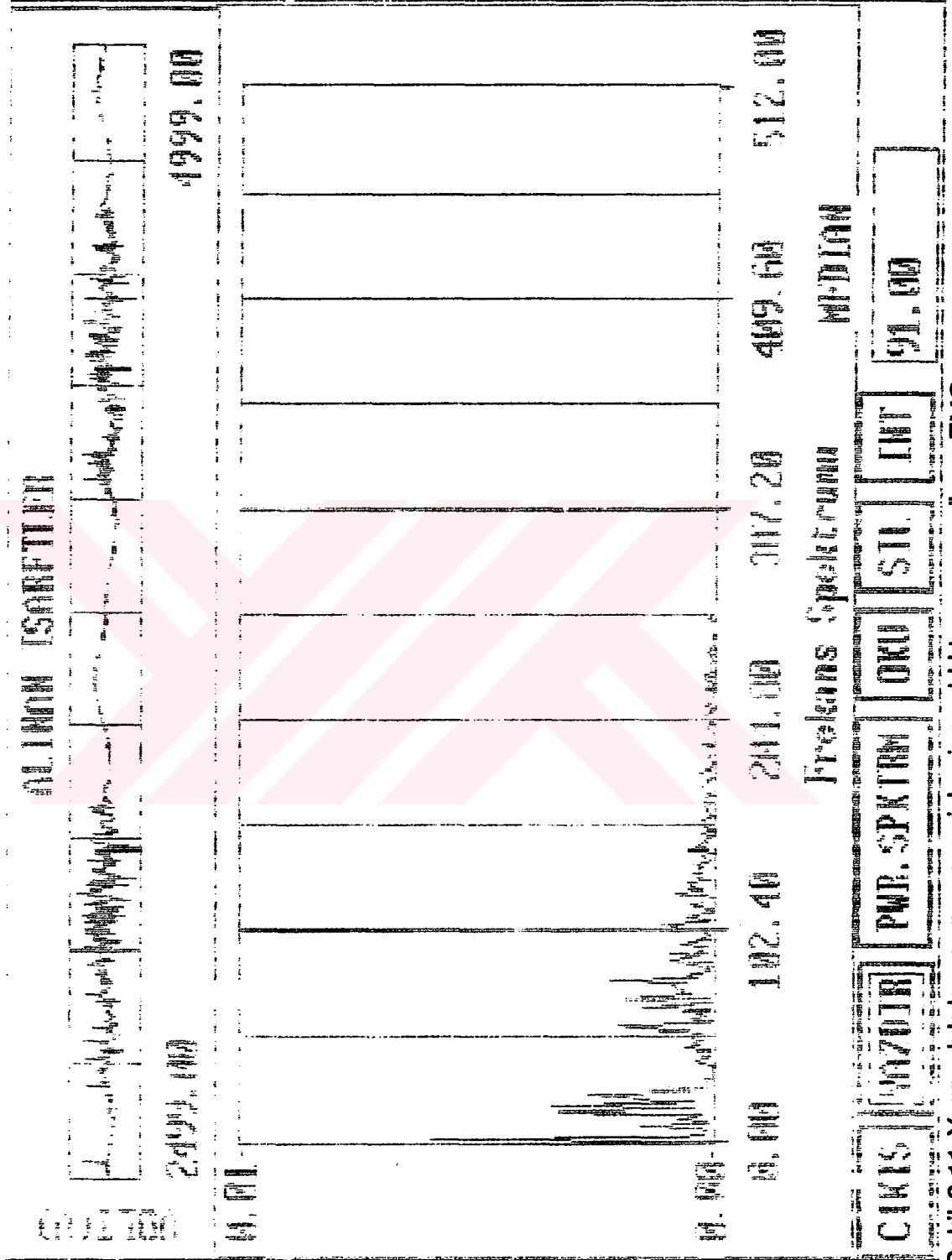
Şekil 3.10. Zamanla mean frekansının değişimi

Median frekansı ile mean frekansı arasındaki bu fark belirtildikten sonra, median frekansı kullanılarak yorgunluk kompanzasyon işlemine geçilmiştir. Şekil 3.7'ye baktığımızda yorulmamış halde elde edilen elektromiyogram işarete ait median frekansının 98Hz olduğunu görmekteyiz. Şekil 3.8'de de median frekansı 80 Hz olan yorulmuş halde alınan elektromiyogram işaret ve güç spektrumu görülmektedir.

Yorgunluk kompanzasyon işlemi median frekansı 80Hz'lik yorgun işarete uygulanarak median frekansının 91Hz'e çıkması sağlanmıştır. Yorgunluk sırasında frekans spektrumunda alçak frekanslara doğru bir sıkışma olmaktadır. Alçak frekanslarda genlikte bir yükselme olmaktadır. Kompanzasyon işleminden sonra Şekil 3.11. 'da görüldüğü gibi alçak frekanslı bileşenlerin genliğinde bir düşme ve yüksek frekanslı bileşenlere doğru bir artma görülmektedir.

Eşitlik 3.2.4. 'de değerler yerine konularak yorgun olan elektromiyogram işaretelere ait iletim hızları bulunmaktadır. Daha sonra 3.2.5.eşitliğinde bulunan değerler yerine konularak $H(f)$ transfer fonksiyonu değeri elde edilmektedir. Son olarak bulunan transfer fonksiyonu 3.2.6. eşitliğinde yerine konarak yorgun halde elde edilen güç spektrumun kompanzasyon işleminden sonraki hali elde edilir.

Yukarıda anlatılan bütün programlara ait akış diyagramları EK-A da verilmiştir.



Şekil 3.11. Yorgunluk kompanzasyon işlemi yapıldıktan sonra yüzey EMG işaretlerine ait güç spektrumu.

BÖLÜM 4. UYARICILAR VE UYARIM

Bir çok fiziksel ve kimyasal olay dokuları uyarmak için kullanılmaktadır. Bununla beraber elektriksel uyarı en iyi kontrol edilebilendir. Bu mantık çerçevesinde bir uyarıcı; dalga şekli , yoğunluğu ve süresi kontrol edilebilen akım veya gerilim darbelerini üretmek için kullanılan bir cihaz olarak tanımlanabilir. Tek bir darbe veya darbeler dizisi tipik bir uyarıcı tarafından sağlanabilir. Şekil 4.1'de uyarıcıyı oluşturan elemanlar görülmektedir.



Şekil 4.1. Uyarıcıyı oluşturan elemanlar.

Tipik bir uyarıcı devresi ; frekans üreteç devresi , bir dalga şekli üreteç devresi ve bir çıkış devresinden oluşmaktadır. Frekans üreteç devresinden daha çok tek bir darbe, manuel olarak müdahale edilebilen veya düzenli akan darbeler elde edilir. Genellikle ön bir darbe osiloskobu tetiklemek için uyarıcı darbelerden önce uygulanır. Frekans üreteç devresinden gelen her bir tetikleyici darbe yardımı ile istenilen darbe şeklindeki pulsar darbe üreteç devresinde üretilir. Darbe üreteç devresi dışarıdan bir frekan üreteç devresi yardımı ile tetiklenebilir. Bazı gelişmiş uyarıcılar, tek bir tetikleyici darbe yardımı ile çift dalga şekilleri veya uyarı darbe dizileri sağlanır.

4.1. Deneysel Olarak Kuvvet Süre Eğrisi

Kuvvet – Süre Eğrisi Yardımı ile dokunun uyarılma faktörleri hesaplanabilir [10].

Lapicque(1909) Kapasite boşalma modelini kullanarak, darbenin "d" süresi azaldıkça, dokuyu uyarabilmek için daha fazla akıma ihtiyaç olduğunu belirtmiştir. Akım için aşağıdaki ifadeyi ortaya çıkarmıştır.

$$i = k/d + b$$

(4.1.1)

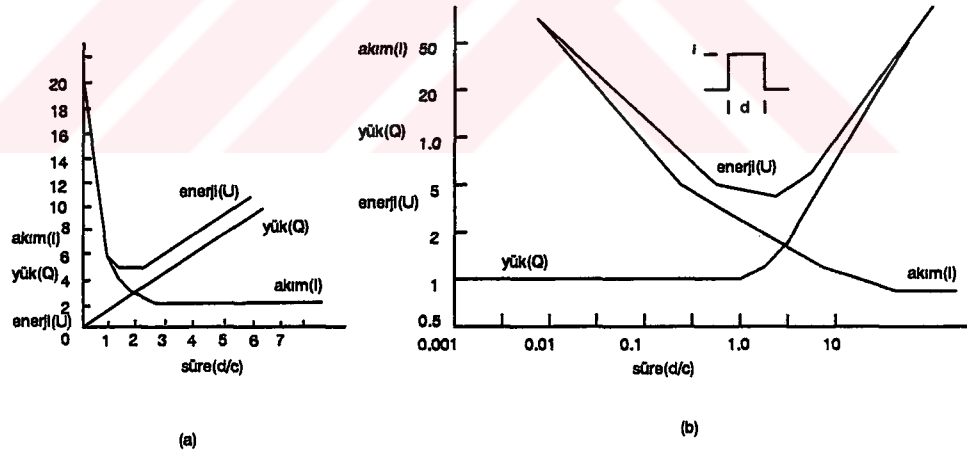
k sabit sayı, "d" darbe süresi, "b" büyüklüğü ise sonsuz uzunlukta periyodlu darbe ile uyarım yapmak için gerekli akım. (Uyarılabilen en küçük akım şiddeti) "b" büyüklüğü elektrodların yeri büyüklüğü ve uyarılacak doku ile ilgilidir.

Lapicque(1926) Süre Kuvvet Eğrisinde bir nokta keşfetmiştir. Bu noktayı kronaksi olarak adlandırmıştır. Kronaksi reobaz yoğunluğunun iki katıdır. Kronaksi'nin dokulara göre değiştiğini keşfetmiştir. Kronaksi noktası hızlı cevap veren deriler için yavaş cevap veren derilere göre daha kısadır. $I=2b$ ve $d=c$ ve $k=bc$ için Lapicque eşitliğini tekrar yazarsak

$$i=b(1+c/d) \quad (4.1.2)$$

elde ederiz. İfadedeki "c" dokuya bağlı bir özellik periyodu düşerken uyarım için gerekli olan akımdaki artışı ifade eder.

Lapicque bu yöntemle uğraşırken Weiss 1901 yılında sabit akımlı kare dalgaları keşfederek boşalma ve darbenin periyodu arasındaki ilişkinin lineer olduğunu belirtmiştir. Weiss bu ilişkiyi şu formülle göstermiştir. $Q = k + bd$ boşalma eğimi ile darbe periyodu arasındaki ilişki "b" dir. Eğer Weiss İfadesini "d" ile bölersek Lapicque eşitliğine ulaşmış oluruz. Şekil 4.2. a) Boşalma-Süre arasındaki lineer ilişki gösterilmiştir.



Şekil 4.2. Enerji, yük, akım için normalize edilmiş süre – kuvvet ilişkisi.
a) Lineer eksen b) Logaritmik eksen

Karesel bir akım için "U" enerjisi akımın karesi, akımın aktığı yön boyunca direnç ve darbe periyodunun çarpımından oluşan değerdir.

$$U=I^2rd = b^2rd (1+c/d)^2 \quad (4.1.3)$$

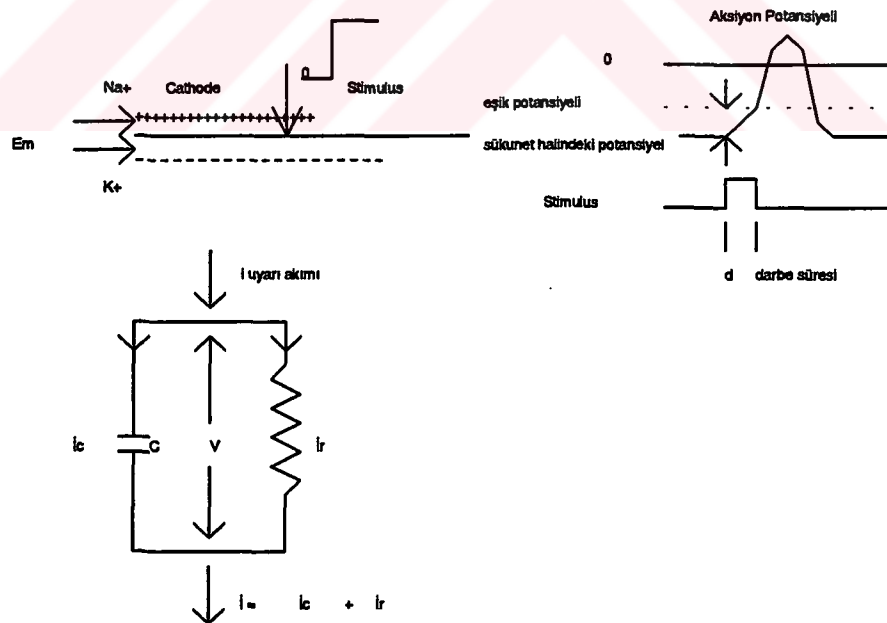
Şekil 4.2'deki grafiklerde enerji belirtilmiştir. Enerjinin minimum olduğu nokta Kronaksi "c" noktasına eşittir. Bu Lapicque tarafından ispatlanmıştır.

4.2. Analitik Olarak Kuvvet – Süre Eğrisi

Hücre membranının temel elemanlarından akım için Kuvvet-Süre Eğrisini çıkarmak mümkündür. Burada hücre membranını direnç ve kapasite ile modellemiş olacağız. (Basit bir model) Buradan çıkan sonuçlar 1932 yılında Blair, 1969 yılında Polansey ve 1982 yılında Pearce tarafından Kuvvet-Süre Eğrisini çıkarmada kullanılmışlardır.

Uyarılabilen dokular dielektrik membran ile çevrili olduklarından uyarının özellikleri için çıkarılan sonuç çok geniş yelpazede uyarılabilen hücreler için geçerlidir.

Şekil 4.3.sinir ve kas gibi uyarılabilen dokulara ait membran yüzeyini göstermektedir. Metabolik aktivite membran boyunca karşıya geçip giden iyonların hareketi ile sağlanmaktadır.



Şekil 4.3.Dokunun uyarılabilme mekanizması

Hücrenin iç kesiminde yüksek yoğunlukta K⁺, orta kesminde yüksek yoğunlukta Na⁺ bulunmaktadır. Birçok hücrede uyarılma membran potansiyeli yaklaşık olarak 100mV dur.

Bir hücreyi uyarmak için Transmembran Potansiyelini eşik noktasına düşürmek gerekir. Transmembran potansiyelini azaltmak için hücre yüzeyinin yanına negatif bir katot yaklaştırılarak gerçekleştirilir. Diğer uyarıcı elektrod anot ise geniş olarak yapılmıştır ve katot elektrodundan daha uzağa koymak gerekir. Bu geniş yüzeyli elektroda referans elektrod denir. Aktif elektroda verilen akım , akım yoğunluğuna bağlı olan bir büyüklükle transmembran potansiyelini azaltır. Yeterli bir yoğunlukla membran potansiyeli ΔV kadar azaltılır. Ve bir eşik potansiyeline ulaşır. Şekil 4.3.bunu göstermektedir.

Eşik seviyesine ulaşıldığında devamlı tekrarlanan bir işlem olmaya başlar. Na iyonları hücreye girer , potasyum iyonları hücreden çıkar . Transmembran potansiyeli sıfıra düşer depolarize olur daha sonra yavaşça eski halini alır repolarize olur. Bir hücreyi uyarmak için transmembran potansiyelini yaklaşık olarak 1/3 oranında düşürmek gerekir. Hücre membranı bir direnç yardımı ile modellenenir.

$$i = i_c + i_r = c(dV/dt) + V/R \quad (4.2.1)$$

eşitliğin integrali alınarak

$$V = iR(1 - e^{-(t/\tau)}) = iR(1 - e^{-(t/\eta)}) \quad (4.2.2)$$

$$\eta = RC \text{ membran zaman sabiti}$$

ΔV sükunetteki hücreyi uyarmak için gerekli gerilim değişikliği.

$$\Delta V = iR (1 - e^{-(t/\eta)}) \quad (4.2.3)$$

$$t = d = \text{sonsuz}, i = \Delta V/R = b = \text{reobaz}$$

$$i = b/(1 - e^{-(d/\eta)}) \quad (4.2.4)$$

$$i = V/(R(1 - e^{-(t/\eta)})) \text{ R membran direnci}$$

Gerekli olan eşik akım yoğunluğu (i) hücreyi uyarmak için membran potansiyelini ΔV kadar aşağıya çeker.

$$i = \Delta V/R(1 - e^{-(t/\eta)}) \quad (4.2.5)$$

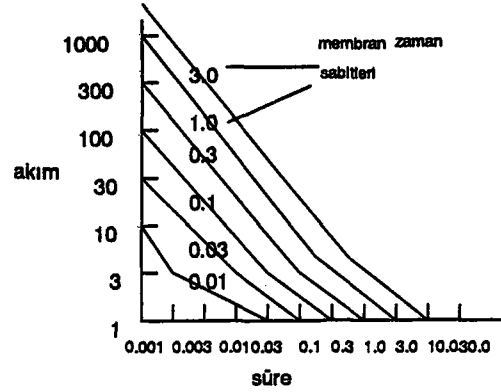
Uyarma süresini sonsuz kabul edersek uyarma için gerekli olan akım

$$\Delta V/R \text{ olacaktır. Bu akım değeri reobaz'dir.}$$

Genellikle "b" sembolü ile gösterilir. "b" ve "d" değerlerini formülde kullanırsak

$$i = b/(1 - (e^{-(d/\eta)})) \quad (4.2.6)$$

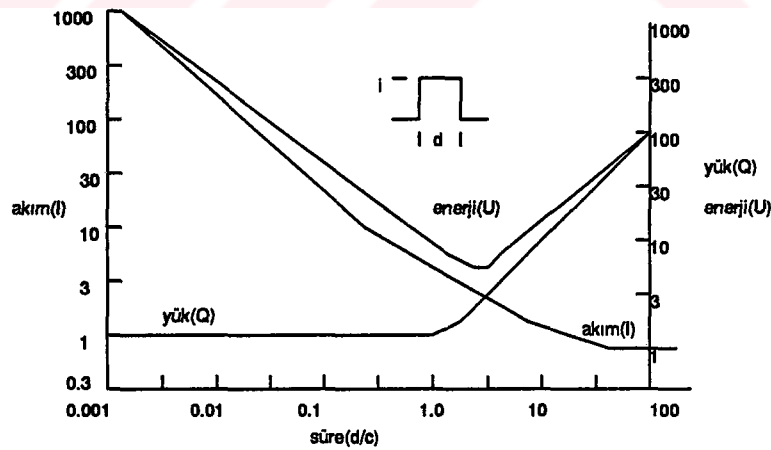
elde ederiz. Şekil 4.4'de çeşitli membran zaman sabitleri için akım, süre grafikleri çizilmiştir.



Şekil 4.4. Akım - Süre Grafiği

Bütün membran zaman sabitleri için "d" küçülürse, uyarı için gerekli akım yoğunluğu artar. Bu kuvvet - süre arasındaki eksponansiyel eğri membran zaman sabiti ile, akımın nerede artmaya başladığı ve sürenin ne konumda olduğu belirlenir. "Q" yükü ve "U" enerjisi, bir uyarıyı tarif etmek için kullanılan iki diğer elektrik miktarıdır. Bir dikdörtgen akım pulsu için Q yükü, "i" ve "d" 'nin ürünüdür.

$$Q = i \cdot d = bd / (1 - e^{-(d/\tau)}) \quad (4.2.7)$$



Şekil 4.5. Akım, yük, enerji için kuvvet süre ilişkisi

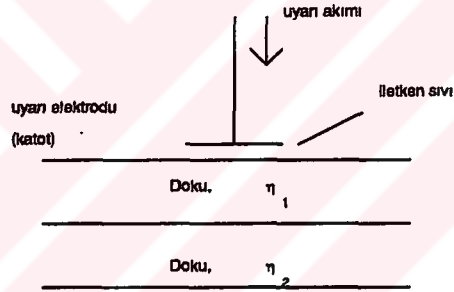
Bir dikdörtgen akım pulsu için, U enerji formülü "i" akımının karesi, akımın aktığı "r" direnci ve "d" 'nin çarpımıdır.

$$U = (i^2)rd = rd (b/(1 - e^{-(d/\tau)}))^2 \quad (4.2.8)$$

Şekil 4.5'de incelendiğinde üç elektrik büyüklük; akım, yük ve enerji birbirinden farklıdır. Üçünün de minimum olduğu tek bir büyüklük yoktur. Minimum akım sonsuz uzunluktaki periyot için gereklidir.

4.3. Derindeki Dokuların Uyarılması

Bazen derindeki bir dokunun yüzey elektrodlar kullanılarak (yüzeydeki dokuların uyarılmaları en az iken) uyarılmaları gerekebilir. Yüzey elektrodu ile dipte bulunan doku arasında sinirler olabilir. Yapılan uyarı sinirlerin üzerinden akma durumunda olabilir. Çift doku modelinin analizi yapılarak elektrodun yerleşeceği yer ve uyarılma periyodu seçilmiş olur. Şekil-4.6'da en alt tabaka " η_2 " membran zaman sabitli bir doku (uyarılacak olan doku) onun üzerinde " η_1 " membran zaman sabitli ikinci bir doku ve en üstte aktif elektrod (katot) bulunmaktadır. Diğer elektrod (anot) daha geniş ve daha uzakta olmaktadır.



Şekil 4.6. Derindeki dokuların uyarımı

Yüzeye yakın olan dokuyu uyarmak için gerekli olan akım

$$i_1 = b_1 / (1 - e^{-d/\eta_1}) \quad (4.3.1)$$

Altındaki dokuyu uyarmak için gerekli olan akım

$$i_2 = b_2 / (1 - e^{-d/\eta_2}) \quad (4.3.2)$$

Daha sonra bu iki ifadeyi oranlarsak

$$i_2 / i_1 = (b_2 / (1 - e^{-d/\eta_2})) / (b_1 / (1 - e^{-d/\eta_1})) \quad (4.3.3)$$

Eğer sonsuz uzunlukta bir darbe ile uyarı yaptığımızı düşünüyorsak

$$i_2 / i_1 = b_2 / b_1 \quad (4.3.4)$$

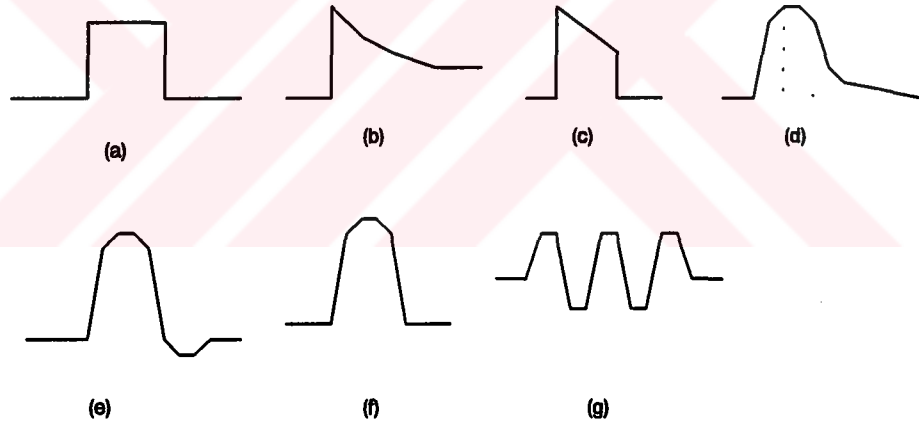
elde ederiz. Buradan çıkan sonuç olarak b_2 / b_1 minimum yapmak için aktif bir elektrod yerleştirmek gerekir. Böylece daha derindeki dokular en düşük düzeydeki reobaz akım " b_2 " ile uyarılabilirler. i_2 / i_1 oranı uyarı periyodu olan " d " ye bağlıdır. Aynı zamanda membran zaman sabiti olan η_2 ve η_1 'e

bağılıdır. En iyi periyodun seçimi bu iki zaman sabitlerinin oranına bağlıdır. Bu oranlar η_2 'nin η_1 'den daha büyük ve daha küçük olması durumudur.

İki doku modelinin analizinden bir çok sonuç çıkmaktadır. Yüzey elektrodları yerleştirildiğinde daha derindeki dokuları uyarmak için minimum akım gerekmektedir. Daha derindeki hedef dokuların membran zaman sabiti daha üstteki dokudan daha uzun ise uzun süreli uyarı en uygundur. Eğer alttaki dokunun membran zaman sabiti üsttekinden daha kısa ise , kısa darbe periyodu en uygundur.

4.4. Uyarı İçin Kullanılan Akım Dalga Şekilleri

Şekil 4.7a 'da tek karesel akım darbesi, Şekil 4.7b 'de kapasite boşalma akımı ve Şekil 4.7c'de truncated (kesikli) Exponansiyel dalgayı tarif etmek için kullanıldı. Burada görülen eğim darbe boyunca akımdaki çok küçük bir azalmayı ifade eder.



Şekil 4.7. Uyarı için kullanılan akım dalga şekilleri

Şekil 4.7d'de aşırışönüm veya Şekil 4.7e 'de kısasönüm sinüs dalgaları ventricullardefibrilation ve doku uyarısı için kullanılır. Şekil 4.7f'de görülen sinüs dalgası uyarım için kullanılıyor. Benzer bir sinüzoidal dalga Şekil 4.7g'de görülüyor.

Akım darbesi altında kalan alan yüküdür. Yük aynı zamanda süre ile ortalama akımın çarpılmasıdır. Karesel bir dalga için ortalama akım pik akımıdır. Çünkü akım darbe boyunca aynıdır.

Truncated (kesikli) exponansiyel dalga için avaraj akım $I(av)$

$$I(av) = T I_i / \ln(1/(1-T)) \quad (4.4.1)$$

T eğimdir. (darbe süresince akımındaki kesirsel azalma) ve I_i başlangıç akımıdır. Sönümlü sinüs dalgası için ortalama akım sönüm derecesine bağlıdır.

Kuvvet süre eğrisi ortalama akımı en iyi temsil eder.

$$I_{av} = b(1 + c/d) \quad (4.4.2)$$

$$I_{av} = b/(1 - e(-d/\eta)) \quad (4.4.3)$$

I_{av} = d'nin darbe süresince ortalama akımıdır.

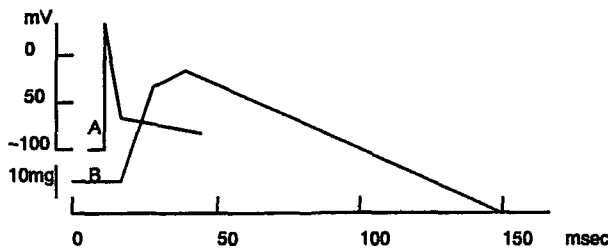
b = en küçük uyarma için gerekli olan akım

η = membran zaman sabiti

c = uyarılmış olan dokunun kronaksi'si [6].

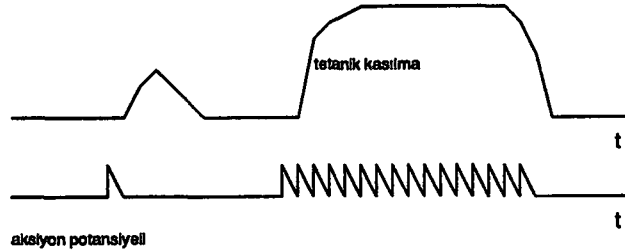
4.5. Kas Uyarımı

Fiziksel terapi ve fonksiyonel elektriksel uyarı da, acıyı minimum yapmak için kasa yada motor sinirlerine uyarı yapılır. Önceleri bu tür uyarının amacı kasa ekzersiz yaptırmaktı. Daha sonra ise amaç , hasta serbest durumda iken çok küçük de olsa kasa bir hareket verebilmektir. Kasılma kuvvetinin ortaya çıkmasını tetikleyen kas fiberlerinin aksiyon potansiyelleridir. Fizyolojik olarak motor sinirinin uyarısı veya direkt elektrik uyarı sonucu oluşan aksiyon potansiyeli aynıdır ve kasılma kuvveti ortaya çıkmadan görülür.



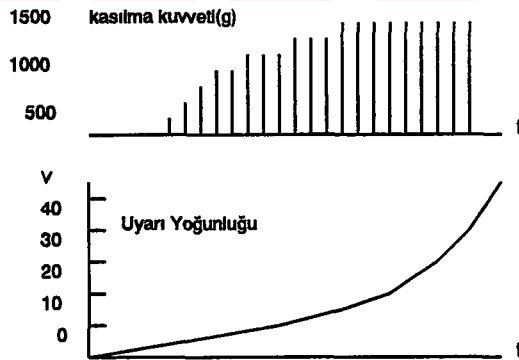
Şekil 4.8. (A) Transmembrane Potansiyeli (B) Bir tek uyarıya karşı iskelet kasının göstermiş olduğu kasılma kuvveti.

Bir uyarı gönderildiğinde arkasından tekrar uyarılar gönderilirse kasılma artacaktır. Şekil 4.9'de bu durum görülmektedir. Uyarının frekansı arttıkça daha kuvvetli bir kasılma kuvveti oluşmaktadır.



Şekil 4.9.Kas üzerinde tek bir uyarıyı ve birbirini takip eden uyarılar sonucu oluşan aksiyon potansiyeli.

Elektrik uyarımı ile kas kasılması arasındaki ilişkiyi incelediğimizde; kas yüzeyine yada içine yerleştirilen uyarı elektrodları ile uyarım yapıldığında, oluşan kuvvet, uyarılan kas fiberlerinin sayısına bağlıdır. Uyarı akımının sayısı arttıkça, o bölgedeki tüm kas fiberleri veya aksonlar uyarılınca kadar devam eder. Belli bir yoğunluktan sonra oluşan kuvvet sabit kalacaktır. Şekil 4.10'da görüldüğü gibi 30V'dan sonra oluşan kasılma kuvveti sabit kalmaktadır.



Şekil 4.10.Uyarı yoğunluğuna kasılma kuvvetinin cevabı

4.6.Motor Noktalarından Uyarım

Vücut yüzeyinin üzerindeki bölgelerde uyarılan kas gruplarının eşiği en düşük olanı motor noktalarıdır. Motor noktalarının uyarılmalarındaki amaç minimum zamanda maksimum uyarıyı yapmaktır. Motor siniri,

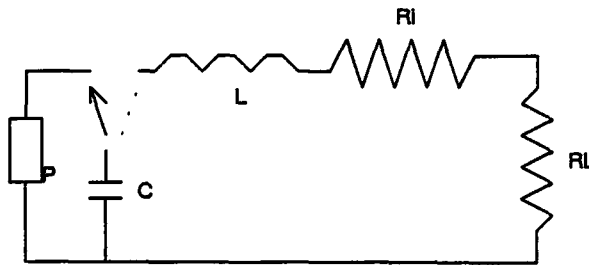
sensör ve pain receptörler arasında membran zaman sabitlerinin farklarının nedeninden dolayı kısa darbe uyarımı kullanılmalı ve uyarım hızı yeteri kadar yüksek olmalıdır. İnsan iskelet kası için saniyede 30–50 kez tekrar eden bir uyarım yapmak gerekir. Daha düşük frekansta kullanımı düzelmeyecek yaralar açmaktadır. Yüksek frekansta kullanımı ise sinir ve kaslarda gereksiz yorgunluğa neden olur.

Motor noktaları üzerine yerleştirilen yüzey elektrodları ile uyarım yapıldığında kaslara ait bir çok elektriksel parametrenin bulunması kolaylaşır. Bütün bunların amacı en az zararla en iyi uyarımın yapılabilmesidir. Vodovrik(1965) sinüs ve kare dalga ile parmakları hareket ettirerek 500Hz'den daha fazla frekansların uygun olduğunu bulmuştur.. Karesel ve Trapezoidal dalgaların (100 – 300 μ sec) saniyede 20 – 40 salınımlı hastalar için kabul edilir düzeyde olduğunu belirlemiştir. Milner(1970) bazı sinir sorunu olan hastalar üzerinde araştırma yapmış ve 200 μ s ve frekansı 50Hz olan uyarımın hastalar için kabul edilebilir olduğunu bulmuştur.

4.7. Defibrilatör Devreleri

Defibriletörler de bir çeşit uyarıcı olduklarından bunların çalışması hakkında bilgi verilmesi gereği duyulmuştur. Her bir defibrilatör yüksek gerilimli enerji kapasitelerdir. Bu kapasiteler istenen akım şeklini elde etmek için kullanılırlar. İki tip defibriletörden bahsedilecektir. Sinüs dalgalı ve Trapezoidal (kesikli).

Sinüs dalgalı defibriletörler; Şekil 4.11'de Sinüs dalgalı defibriletörün devresi görülmektedir. P güç kaynağından V gerilimi ile C kapasitesi yüklenmektedir.



Şekil 4.11. Defibrilatör devresi

Bu kapasite üzerindeki yük L bobininden geçtikten sonra R_L üzerinden boşalmaktadır. R_i bobin iç direncini göstermektedir. Tipik bir sinüs dalgalı defibriletörde $c=16$ veya $32 \mu F$, gerilim 7000 veya 5000V, L bobini ise 10–50 mH iç direnci düşük.

Sönüm "D" $D = R/2 (\text{SQR}(C/L))$ (4.7.1)

buradaki $R = R_L + R_i$

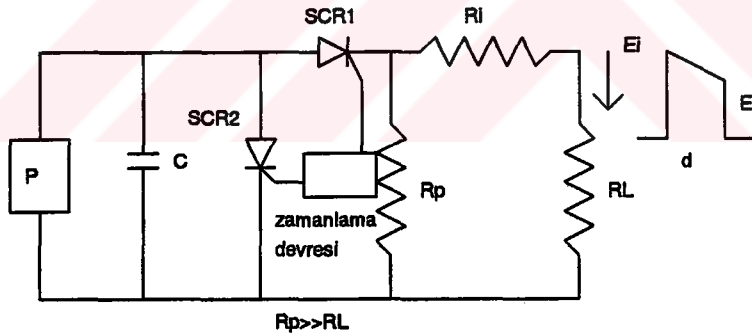
Uygulanan enerji $U_d = (U_s R_L)/(R_i + R_L)$ (4.7.2)

$D < 1$ ise kısa sönüm

$D = 1$ kritik sönüm

$D > 1$ aşırı sönüm

Trapezoidal (kesikli) dalga defibrilatörü ; Trapezoidal dalga defibrilatör için devre Şekil 4.12'de görülmektedir. Güç Kaynağı P'den yüklenen "C" kapasitesi SCR1'in tetiklenmesiyle " R_i " (defibrilatör iç direnci) üzerinden boşalır. SCR2'ninde tetiklenmesiyle boşalma son bulur. Sonuçta elde edilen gerilim ve akım şekli trapezoidaldir. SCR1 ve SCR2 'nin tetiklenmesi süresince dalga şekli mevcut olur. Bu defibrilatör , iç direnç olarak bir seri R_i ve bir paralel R_p 'ye sahiptir.



Şekil 4.12.Trapezoidal dalga defibrilatörü

Dalga şeklinde akım ve gerilim'daki azalma , eğim olarak şu şekilde formüle edilmektedir.

$$T = (E_i - E_f)/E_i = (I_i - I_f)/I_i \quad (4.2.1.3)$$

Buradaki "i" ve "f" değerleri ilk ve son değerlerdir.

4.8. Elektriksel Sinir Uyarımı (TENS)

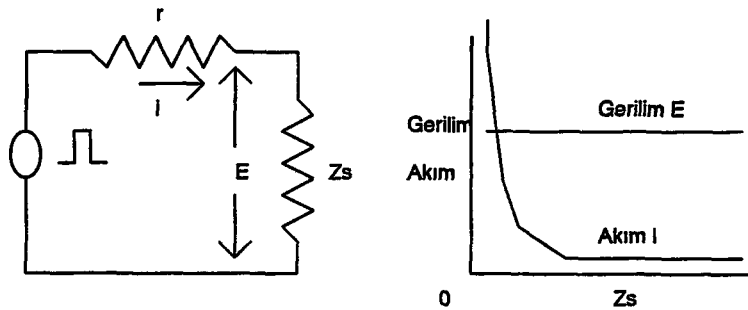
Yüzey elektrodu ile uygulanan uyarılar yardımı ile acı minimuma düşürülmek istenmektedir. Uygulanacak bölgeye elektrodlar yerleştirilir ve kısa periyotlu darbeler uygulanır. Wall ve Sweet (1967) daha geniş çaplı sinir fiberlerine uygulanan elektrikle acının azaldığı gerçeğini

belirtmişlerdir. Dokuz tane hasta üzerinde direk sinir ve transcutaneous elektriksel uyarım kullanmışlardır. 0.1msec 100Hz'lik karesel darbeler kullanmışlardır. Bakır ve iğne elektrodlar kullanılarak yüzeye yakın olan sinirler uyarılmışlardır. Uyarı yoğunluğu , hasta tarafından hissedilinceye kadar arttırılmıştır. 2 dakikalık bir uyarma hastada yarım saatlik bir rahatlama sebep olur. TENS'in kullanımı daha sonra genişlemiş ve sportif yaralanmalarda , travmada, cerrahi operasyonlarda, doğumlarda acının azaltılması için kullanılmıştır.

4.9. Uyarıcı Çıkış Devreleri

Çıkış devreleri, işaretin uyarıcıdan elektroda ulaşmasını sağlar. İki tipi vardır. Birisi sabit gerilimli devre diğeri ise sabit akımlı devredir.

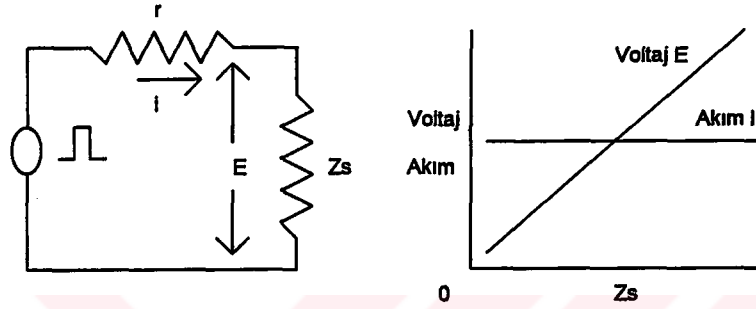
Sabit gerilimli devrede ; sabit gerilimli uyarıcı, verilen bir gerilim değerine set edilir ve uygulanan bölgelerin direnciyle orantılı olarak akım çekilir. Uyarıcının çok düşük bir çıkış direnci vardır. Şekil 4.13'de sabit gerilimli uyarıcı gösterilmiş "r" iç direnç , "Zs" uygulanan yüküdür. "r" 'nin değeri "Zs" 'ye göre oldukça düşüktür. Aynı şekilde uyarıcının elektrodlarının çıkış empedansı Zs ile değişen çıkış karakteristiği görülmektedir. "Zs" nin bütün değerleri için çıkış gerilimi sabittir. Ama çıkış akımı Zs'nin artmasıyla azalmaktadır. Eğer "Zs" nin değeri sabit ise akımın dalga şekli geriliminki ile aynı olacaktır. Fakat elektrodun vücuda dokunduğu noktada kapasite ve direnç etkileri oluşacaktır. Bu nedenle çıkış geriliminde bir değişiklik olacaktır.



Şekil 4.13. Sabit gerilimli devre;

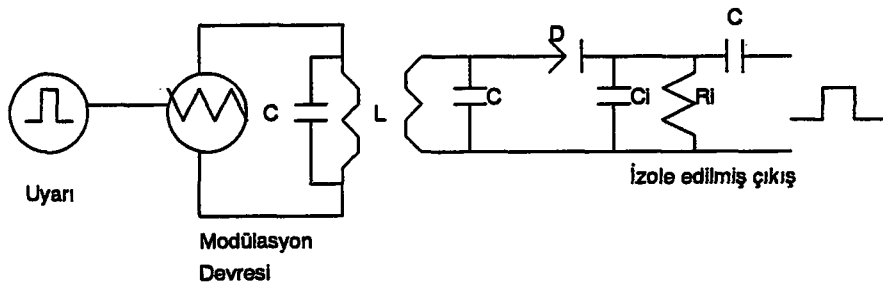
Sabit akımlı devre ; Sabit akımlı devre "Zs" empedansı üzerinden sabit akım akıtmaktadır. Bu uyarıcının iç empedansının çok yüksek olduğu anlamına gelmektedir. Şekil 4.14'de sabit akımlı devre görülmektedir. "R" uyarıcının iç direncini , "Zs" elektrodla vücut arasındaki

empedansı göstermektedir. "R" nin değeri "Zs" ye göre oldukça yüksektir. Aynı şekilde devrenin çıkışındaki dalga şekillerinin "Zs" ile değişimi görülmektedir. "Zs" nin artmasıyla gerilimde lineer olarak artmaktadır. Eğer "Zs" empedansı içinde sadece direnç var ise akım ve gerilim dalga şekilleri aynı olacaktır. Vücutla elektrod arasında kapasite ve dirençsel etki olduğundan gerilim dalga şekli ile akımın dalga şekli aynı olmayacaktır.



Şekil 4.14.Sabit akımlı devre :

Bir çok uyarıcı çıkışında toprağa göre negatif darbeler üretirler. Bu darbeler uyarılan aksiyon potansiyellerini kaydetmede büyük zorluklar yaratmaktadır. Çünkü uyarı genliği oluşan potansiyelden kat kat yüksektir. Ortak toprakta bir gerilim oluşturur. Bu gibi sorunlardan kurtulmak için aşağıdaki devre kullanılmıştır.



Şekil 4.15.Çıkışı izole edilmiş devre

Uyarı bir radyo frekans osilatör ile modüle edilir ve aradaki hava boşluğundan taşıyıcı işaret transmit edilir. Bu havada yayılan işaret bir LC devresi ile detekte edilir. Bu LC devresine "C" kapasitesi ve "D" diyodu , entegre kapasitesi Ci ve Ri ile bağlıdır. Bu devre yardımı ile uyarı işareti tekrar geri elde edilir. "C" kapasitesi dc bileşenleri önlemek için kullanılmıştır.

BÖLÜM 5. NÖROMÜSKÜLER İLETİ

Anestezi bu gün hastahanelerde çok yoğun kullanılmaktadır. Amerika Birleşik Devletleri'nde yılda 20 milyon kişi üzerine anestezi uygulanmaktadır. Bunların 5000 kişinin beyninde hasar oluşmaktadır. Bir çok anesteziyolojist anestezi derinliğinin belirlenmesinde yeni cihazların geliştirilmiş olması bu zarar gören kişi sayısının %85 daha aşağıya çekilebileceğini belirtmektedirler.

Anestezi merkezi sinir sisteminin dışarıdan yapılan uyarılara cevap vermemesi halidir. Çok az cerrahi müdahale anestezi verilmeden yapılır. Bir çok sıvı ve gaz madde yardımıyla anestezi sağlanabilir. Ama bunların miktarı çok kritik bir konsantrasyonda olmasına dikkat edilmelidir.

Kullanıma girmesi ile hem genel anestezi hem de cerrahi uygulamalarda önemli değişikliklere ve gelişmelere yol açan ilk kürarizan madde olan tübokükarin, ilk kez 1942'de Griffith ve Johnson tarafından kullanılmıştır. Bunu izleyen yıllarda kas gevşemesi amacıyla birçok nöromüsküler bloker ilaç bulunmuş, bu süre içinde nöromüsküler kavşak mikroanatomisi ve fizyolojisi hakkındaki bilgilerde de önemli ölçüde gelişmeler olmuştur [16].

Yeni anestezik ajanların kullanıma sunulduğu, çeşitli kategorilerdeki yüksek riskli hastalara cerrahi ve anestezik yaklaşımlarda da büyük gelişmelere yol açmıştır. Yüksek risk grubundaki hastaların ameliyatlarında anestik ajanların (anesteziye sebep olan ilaçlar) ve bu arada nöromüsküler blokerlerin kullanımında yüksek standartlar elde etmek gerekmektedir.

Bu da nöromüsküler blokerlerin yan etkileri konusundaki yorumların ve günümüzün daha kritik gereksinimlerine uygun ve ideale en yakın ilaçlar için araştırmaların yoğunluğunun artmasına neden olmuştur.

İdeal olarak , yeni ajanların tümünün bir başlangıç süresi olması ve nöromüsküler blok etki süresinin en kısıdan ortaya ve uzuna dek değişikliği olması gerekir. Aynı zamanda ideal bir kas gevşetici hızla

elimine edilebilmeli , renal(böbrek ile ilgili) ve hepatik(karaciğer ile ilgili) fonksiyonlara bağımlı olmamalı ve vücutta inaktif(hareketsiz) ürünlerine metabolize olabilmelidir. Maksimum paralizan dozlarda , uzun süreli cerrahi girişimlerinde , özellikle kardiyak (kalp) açısından sorunlu hastalara güvenle kullanılmalıdır.

Fakat şimdiye dek tüm bu özellikleri birden kapsayan ideal bir nöromüsküler bloğun keşfedilmemiş olduğu kabul edilmektedir. Bu sayılan nedenlere dayanarak Sevrer ve Kitz (1975) 3 farklı sınıf nöromüsküler blokere ihtiyaç olduğunu savunmuşlardır.

1–Çok kısa etkili : Etki süresi açısından süksinilkoline benzeyen

2–Kısa etkili : Etki süresi süksinilkolin ve pankuronyum arasında yer alan

3–Uzun etkili

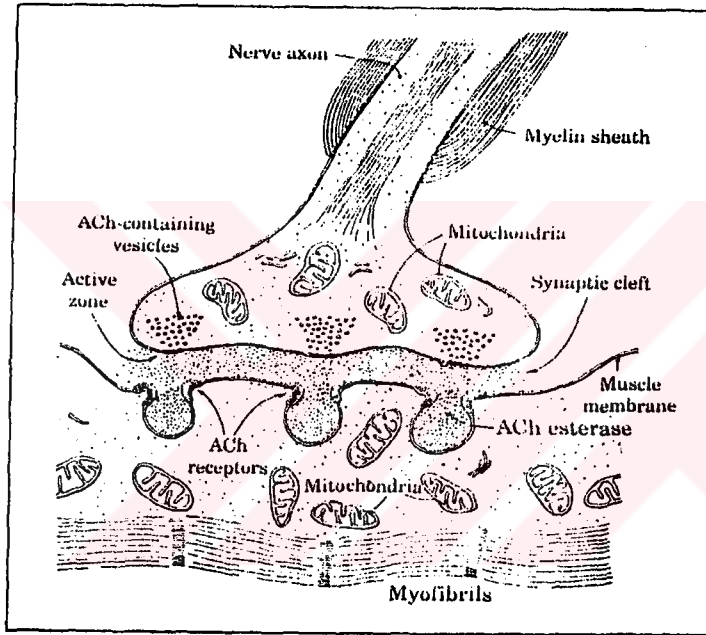
Her motor sinir aksonu, iskelet kası fibrinleri içine penetre (yerleştikten) olduktan sonra birçok dala ayrılır. Her dal ise kas lifi ile arasında bir nöromüsküler kavşak meydana getirir. Bu kavşak ,mitokondri ,endoplazmik retikulum ve sinaptik vezikülleri içeren miyelinsiz motor sinir terminali iskelet kası motor son plağı ve gözenekli hücre dışı sıvısı ile dolu 200–300 Angström genişliğindeki sinaptik aralıktan meydana gelmektedir. Kolinerjik reseptörler hem perisinaptik hem de postsinaptik membranda bulunurlar.

Sinir uçlarının aksoplazmaları içinde yer alan yaklaşık yarım milyon vezikülün %80'i asetilkolin içermektedir. Veziküller ,spinal kord ve beyin sapındaki alt motor nöronlarda sentezlenir ve mikrotübüller yoluyla sinir sonuna ulaşırlar. Asetilkolin ise terminal aksoplazmada sentezlenerek , özel bir taşıyıcı yardımı ile veziküle yüklenir [17].

Bazı asetilkolin molekülleri spontan (kendiliğinden) olarak salınırlar ve minyatür ve son plak potansiyelini meydana getirirler. Bu potansiyel yaklaşık 0,5 mV'luk geçici bir depolarizasyon oluşturur ki, bu bir kontraksiyon oluşturmak için çok yetersizdir, ancak bazal bir kas tonusu sağlayabilmektedir. Asetilkolin, son plaktaki kolinoreseptöre bağlanırken, 2 asetilkolin molekülü reseptörün tanıyıcı yüzleri ile birleşir ve katyon kanallarının açılması ile sonu Asetilkolin, iyon kanallarının açılmasını sağlar. Bu kanallar, K⁺, Na⁺ ve Ca²⁺ için selektiftirler; bu iyonlar ,

konsantrasyonları ve elektriksel gradyentleri ile orantılı olarak sonuçlanan bir değişikliğe yol açarak Na^+ ve K^+ 'un diffüzyonuna neden olur. İlk asetilkolin molekülünün kombinasyonu, ikincisinininkini kolaylaştırır. Salınan asetilkolin, hızla asetilkolinesterazlar yoluyla inaktif kolin ve asetata yıkılır.

Nöromüsküler kavşaktaki asetil kolinesteraz 2 kimyasal biçimde bulunur. İlki aksoplazma içindedir ve daha çözülür haldedir; bu formül aksoplazma içindeki asetilkolin miktarını kontrol eder. Diğeri ise bazal memrandaki asimetrik molekül formudur ki , bu da salınan transmitteri hızla tahrip etmek için stratejik bir yerde lokalize olmuştur.



Şekil 5.1.Nöromüsküler Kavşak

5.1. Nöromüsküler Blok Tipleri

1-Nondepolarizan Blok :

Tüboküarinamin, alcuronium, vekuronium, pankuronium, pipekuronium, atrakurium gibi nondepolarizan kas gevşeticiler ile oluşturulur. Bu ilaçlar, kolinerjik reseptörlere herhangi bir aksiyon potansiyeli meydana getirmeksizin bağlanırlar. Veziküllerden salınan asetilkolin ,tutulmuş resöptörlere rastlar ve etki göstermez. Bu nedenle bu blok "kompetitif blok"olarak da adlandırılır.

İlaçların ,asetilkolin bağlanma noktalarını iyonofor düzeyinde tuttuğu sanılmaktadır. Böylece kanallar ve borucuklar iyon geçişine izin vermezler,son plak potansiyeli azalır.

Bu blok , asetilkolin konsantrasyonunun yükseltilmesi ile kaldırılabilir ve kas fonksiyonları geri döner. Bu da kilinikte kolinesteraz inhibitörlerinin kullanımı ile sağlanır.

2–Depolarizasyon Bloğu:

Süksinilkolin ve dekamentonyum gibi depolarizan kas gevşeticileri ile meydana gelir. İlaçlar , subsinaptik memrandan kolinerjik reseptörlerle iki şekilde reaksiyona girerler. Önce, kas hücre membranında kasılmaya neden olan bir jepolarizasyon oluşur ki bu etki asetilkolin etkisiyle karşılaştırabilir.

Klinikte bu etki nonkoordine kas kontraksiyonları "fasikülasyonlar" şeklinde kendini gösterir. Yayıldıktan sonrada yıkımı asetilkolin kadar çabuk olmadığından bir süre daha resöpteri tutmaya devam eder. Bu olaya depolarizasyon bloğu ya da Faz I Blok adı verilir. Farmokolojik olarak antogonize edilemez.

Depolarizan blokta TOF cevapları

3–Dual Blok:

Depolarizan bir kas blokeri, operasyon sırasında tekrarlanır ya da infizyon şeklinde uygulanırsa, bu maddenin blok özellikleri değişir. Daha uzun ve kuvvetli blok oluşabilmesi için postsinaptik membran gittikçe daha az depolarize olmalıdır. Sonuçta depolarizasyon olmadan da blok oluşmaya başlar. Buna, dual blok ya da Faz II Blok adı verilir. Kısmen antikolinesterazlarla geri döndürülebilir.

İlaçlar, öncelikle reseptör iyonoforlarıyla reaksiyona girerek kanalları açarlar ve böylece iyonlar yer değiştirerek depolarizasyon oluşturabilirler. Bu reaksiyonla depolarizasyon bloğu oluşur. Dual bloğun tam mekanizması henüz bilinmemektedir. Röleksan maddenin ,kas hücresinin stoplazması içine sızmakta olduğu varsayılmaktadır.

5.2.İletinin İzlenmesi

Nöromüsküler blokerlerin etkilerini ölçebilme çabaları başladığında bir dinometre aracılığı ile sadece el tutma gücü belirlenebiliyordu. Daha sonra M.rektus abdominis'in maksimal istemli eforunu saptamak için daha güvenilir bir aygıt kullanılmaya başlanmıştır.

Diğer yöntemler , respiratuar (solunum) aktiviteyi ölçmeye yarayan spirometrik yöntemler yada floresan bir ekranda hareketlerinin kaydedilmesidir. Bendixen ve arkadaşları, oklüde edilmiş hava yoluna karşı hastaların geliştirdiği negatif insprasyon (akciğerleri hava ile doldurmak) gücünü ölçerek artık sinir-kas bloğunu göstermişlerdir. Bir diğer grup klinisyen ise nöromüsküler blokerlerden , solunum kaslarından önce etkilenen boyun kaslarının fonksiyonunu gösteren baş kaldırma gibi testlere göre paralizinin derecesi hakkında karar vermişlerdir.

Fakat tüm bu ölçüm ve değerlendirmeler istemli hareketlere dayanmaktadır. Bu nedenle anestezi altındaki hastada hiç bir değer taşımamaktadır. Nöromüsküler iletiyi ölçmenin en objektif yöntemi kolay erişilebilir periferik sinirlerden birini uyarak , bu sinirin innerve (harekete geçirdiği) ettiği iskelet kasının yanıtını değerlendirmektir. Bu yöntemi nöromüsküler fonksiyon monitorizasyonu amacıyla ilk kez Harveyve Masland (1941) kullanmışlardır. Ulnar sinir stimülasyonu ile abduktör digiti minimi kasında maksimal uyarı elde etmişlerdir.

Bir motor sinire uygulanan maksimal uyarı normal koşullarda bu sinirin innerve ettiği kasta bir single twitch yanıtını oluşturur. Kaydedilen yanıt ise bu kontraktil birimin mekanik ya da elektriksel manifestasyonudur.

Uyarı süresi , uzun süreli çalışmalar sonucunda 0.2sn.den kısa olarak belirlenmiştir. Eğer bu süre kasın refrakter periyodundan daha uzun olursa yeni bir akımın oluşumunu ateşleyecektir. Bu uyarı, köşeli dalga biçimli olmalıdır. Ölçüm için genellikle el kasları, özellikle de başparmak adduktorları kullanılır [18].

5.3.İleti Cevabın Kaydedilmesi Ve Değerlendirilmesi

Nöromüsküler ileti başlıca iki yöntemle kaydedilebilir. Bunlardan ilki , istemli ya da spontan (kendiliğinden) kasılmaların ve uyarılara karşı

oluşmuş kas kontraksiyonlarının (kasılmalarının) mekanik olarak kaydedilmesidir. Diğer yöntem ise kas aktivitesinin elektriksel olarak ölçülmesidir.

1–Mekanomiyografi(MMG)

Bu yöntem , izotonik kontraksiyonların izometrik bir kayıt sistemi ile saptanması dayanır. İzometrik güç transdüserleri ile supromaksimal uyarı belirlenir [19].

2–Elektromiyografi(EMG)

Uyarılmış EMG ölçümleri , ulnar sinirin blok hizasında supromaksimal bir uyarı ile uyarılması ve tüm kas aktivitesinin yüzey elektrotları yada iğne elektrotlar yardımıyla kaydedilmesi esasına dayanır. Elektrotların ciltle temasının iyi olabilmesi için , cilt önceden alkolle temizlenmelidir. Buna rağmen bu aygıtla çalışırken %10'luk bir hata payı mutlaka hesaplanmalıdır.

5.4.Uyarı Modelleri

Uyarılmış kas yanıtı, motor sinire verilen uyarı dizisine bağlı olarak ortaya çıkar. Bu bakımdan 4 tip uyarıdan söz edebiliriz:

1–Tek Darbe Uyarısı: Klinik uygunluktaki 0.05–0.1Hz'lik uygulanan tek twitch uyarılar ve bunlara alınan yanıtlardır. Tek darbe uyarısı, kas gevşetici ilaçların karşılaştırmalı araştırmalarında zorunlu bazı standart parametrelerin belirlenmesinde kullanılmaktadır [20]. Bu parametreler:

Dolaşım zamanı : İlaç enjeksiyonundan depresyon (vücudun normal çalışma temposunun azalması) başlamasına dek geçen süre.

Başlangıç zamanı : İlacın verilmesinden maksimal depresyon ortaya çıkmasına dek geçen süre.

Etki süresi : Maksimal depresyondan %25 iyileşme olmasına dek geçen süre.

İyileşme indeksi : %25 iyileşme ile %75 iyileşme arasında geçen süre.

2-Periyodik Olarak Yapılan Uyarım: Rezidüel nondepolarizan bloğun bir göstergesi olan tetanik sönme , presinaptik bir olay gibi görünmektedir. Bu olgu kürar benzeri ilaçların yüksek frekanslı uyarılar sırasında asetilkolin mobilizasyonu etkilerine bağlıdır. 0.2msn süreli ve 50Hz 'lik köşeli dalga biçimli uyarılar kullanılır ve bloğun derecesi incelenir.

3-Periyodik Uyarıyı Mütakip Yapılan Uyarım: Nondepolarizan kas gevşeticiler için karakteristiktir. 5sn süre ile uygulanan 50Hz'lik bir periyodik uyarı sonrasında 3sn bekleyerek sinirin bir tek darbe ile ya da dörtlü darbe dizisi ile uyarılması prensibine dayanır. Sonraki cevabın amplitüdü , tetanik cevabınkine oranla daha yüksektir.

4-Dörtlü uyarı:8-10sn ara ile tekrarlanan 0.2msn süreli , 2Hz frekanslı dört uyarıdan oluşur. Bu uygulama ağırlı değildir. Genlikte sönme oluşabilmesi için reseptörlerin %70'inin tutulmuş olması gerekmektedir.

5-Double burst stimulasyon:750 ms aralıklı , 50Hz frekanslı iki grup uyarıdan oluşur. Her grup 0.2msn süreli ve 20msn aralıkla uygulanan 3 uyarıdan oluşur. Uyarana cevaplar kendi aralarında incelenerek kürarizasyon derecesi hakkında karar verilmektedir. Postoperatif artık kürarizasyon belirlenmesinde değerli bir yöntem olduğu bildirilmektedir.

5.5.Nöromüsküler Bloğun Antagonize (Yok) Edilmesi

Nondepolarizan bloğu geri döndürebilmek için sinaptik aralıktaki asetilkolin konsantrasyonunun artırılması gerekir. Artmış olan asetilkolin molekülleri, kas gevşetici ilaçlarla yarışmaya girerler ; ileti yeniden sağlanır.

Asetilkolin konsantrasyonu iki yolla artırılabilir:

- 1-Antikolinesteraz ilaçlar yoluyla asetilkolin yıkımı önlenir.
- 2-Aminopridin gibi ilaçlarla sinir ucundan olan salınımı uyarılır.

Nondepolarizan blokta , ilaçların reseptöre dinamik bağlarla bağlanması nedeniyle bu kompetisyon mümkün olur. Buna ek olarak

antikolinesterazlarla inhibisyon sonrasında asetilkolinin ortamda kalış süresi uzar ve bu da birden fazla serbest resöpter ile bağlanmasına olanak tanır. Diğer yanda aminopiridin , asetilkolinin yaşam süresini uzatmaz; sadece asetilkolin miktarını artırır. Antikolinesterazlar , kuarternal amonyum bileşikleridir. Anestezi pratiğinde kullanılan neostigmin , piridostigmin ve edrofonyumun nöromüsküler iletide fasilitasyon yapığı söylenmektedir. Bu ilaçlar , karaciyerde metbolize olurlar ; renal yolla atılırlar. Neostigminin en önemli yan etkisi , kardiyak muskarinik etkiye bağılı biradikardidir. Mukozalarda sekresyon artışına ve bronkospazma yol açabilir. Bu etkilerinin antropin ile antogonize edilmesi gereklidir. Çok yüksek dozlarda nöromüsküler kavşakta aşırı miktarda asetilkolin birikeceğı için direkt blok olasılığı vardır [21].



BÖLÜM 6 NÖROMÜSKÜLER BLOĞUN İZLENMESİ

6.1. Giriş

Buradan itibaren EMG işaretinin anestezi altındaki bir hastada kullanımı anlatılmıştır. Hastanın kolunda bulunan ulnar sinirine belirli aralıklarla gerilimler uygulanmıştır. Daha sonra hastanın avuç içinde oluşan elektromiyogram işareti detekte edilmiştir. Hastaya belirli miktarda ilaç verilerek hastanın kas sisteminin felç olması sağlanmıştır. Bu durumdada belirli aralıklarla gerilim gönderilmiştir. İlk gerilime karşı oluşan potansiyel daha sonra oluşanlara göre daha yüksektir. Genlikteki düşmenin sebebi kas sisteminin ilacın etkisi ile normal duruma göre çok çabuk yorulmasından dolayıdır. İlk darbeye tepki gösterebilmekte fakat daha sonrakilere yorulduğu için daha az tepki göstermektedir.

Uyarının yapılabilmesi için bir uyarıcı devre gerçekleştirilmiştir. Bu uyarıcı devre hakkında aşağıda bilgiler bulunmaktadır. Daha sonra nöromüsküler bloğun izlenmesi için gerçekleştirilen yazılım anlatılmaktadır. Kurulan düzenek ve yazılım verildikten sonra yapılan uygulama sonuçları tartışılmıştır.

6.2. Gerçeklenen Uyarma Devresi

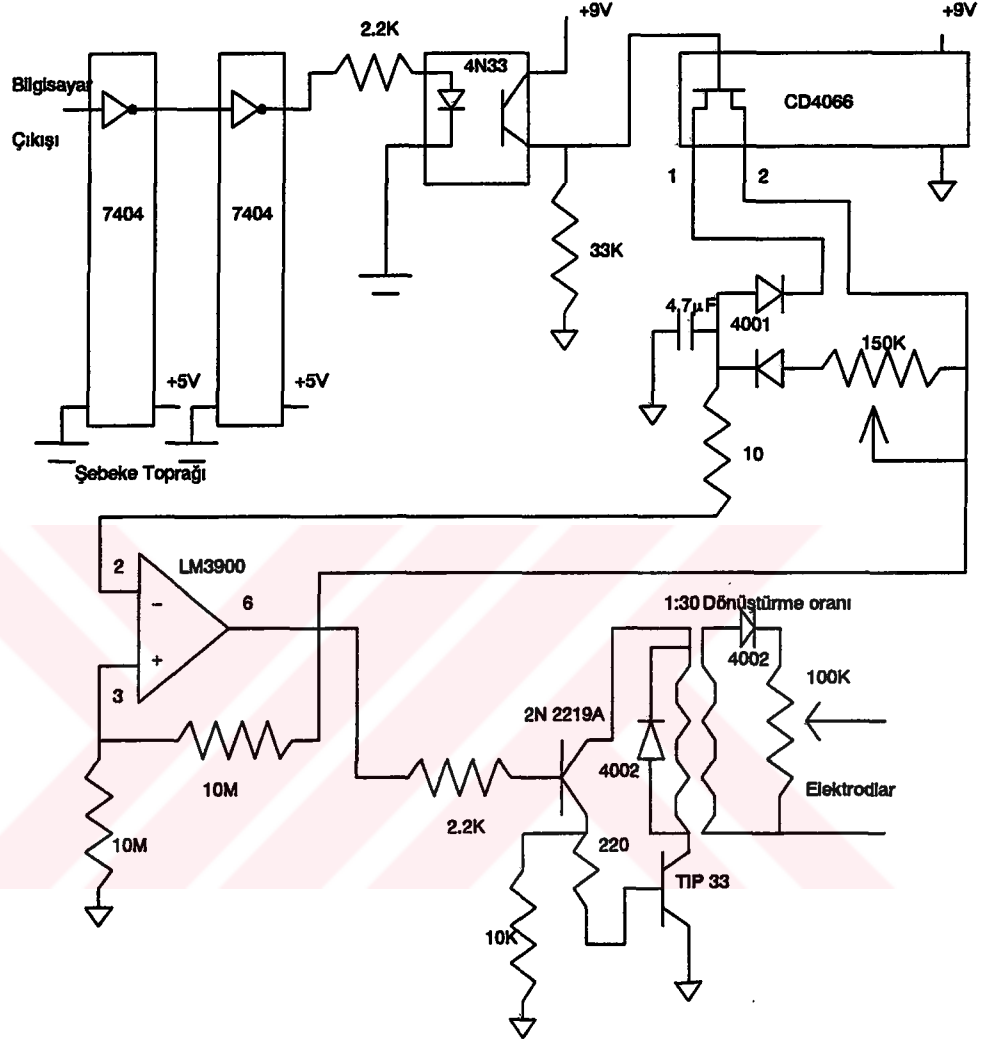
Gerçekleştirilmiş olunan devrenin önemli özellikleri şunlardır.

Kare dalga darbe üretebilmekte ve bu üretilen darbeler bir transformatör yardımı ile 260V'lara kadar yükselebilmektedir.

Bu üretilen kare dalganın genliği ve süresi kolaylıkla değiştirilebilmektedir. Genliğin değiştirilebilmesi için çıkışa bir potansiyometre koyulmuştur. Darbenin süresi yaklaşık olarak 200 μs civarındadır. Darbeler arası süre ise kare dalga üreteç kısmına bağlanan bir potansiyometre ile değiştirilebilir.

Bu uyarılar hastaya elektrodlar yardımı ile verilmektedir. Ve elektrodların altına iletken bir sıvı sürölerek hastanın koluna sıkı bir şekilde band yardımı ile sarılmıştır. Bu durumda hasta için diğer bir tehlike kendiliğinden oluşmaktadır. Şebekeden gelebilecek herhangi bir kaçak (220V) hastanın ölümüne neden olacaktır. Bu yüzden uyarıcı +9V'luk bir pil ile beslenmektedir. Ayrıca bilgisayar çıkışı ile kare dalga üretici arasına opto – kuplör yerleştirilmiştir. Böylece hasta hem bilgisayardan hem de şebekeden yalıtılmış olmaktadır.

Uyarıcının girişi bilgisayara bağlanabilecek şekilde yapılmıştır. Çünkü uyarı gönderildikten hemen sonra vücuttan alınan işaretlerin bilgisayar yardımı ile işlenmesi gerekmektedir. Böylece uyarıya cevap olarak oluşan EMG potansiyelleri daha doğru bir şekilde alınmaktadır. Bu özelliklere sahip uyarıcı devresi Şekil 6.1 'de görülmektedir.



Şekil 6.1.Uyarıcı Devre Şeması

Uyarıcıyı üç parça olarak da ele alabiliriz. Darbe üretici, yüksek gerilim bölümü ve bilgisayarla bağlantının sağlandığı tampon ve ızalasyon bölümü.

Girişe konan 7404 entegre devre uyarıcı ile bilgisayar çıkışı arasında tampon oluşturulmuştur. Bu da girişten çekilebilecek aşırı akımları önleyerek bilgisayara gelebilecek zararlar önlenmiş olur. 4N33 opto – kuplör yardımı ile devre şebekeden yalıtılmıştır.

Bilgisayardan gelen uyarı komutu opto – kuplörden geçtikten sonra CD4066 analog anahtarı iletime sokar. Analog anahtar oldukça yüksek

frekanslara duyarlıdır. İletime geçen anahtar, bağlı olduğu LM3900 fark kuvvetlendiricisi, direnç ve kapasiteleri harekete geçirerek kare darbelerin üretilmesini sağlar.

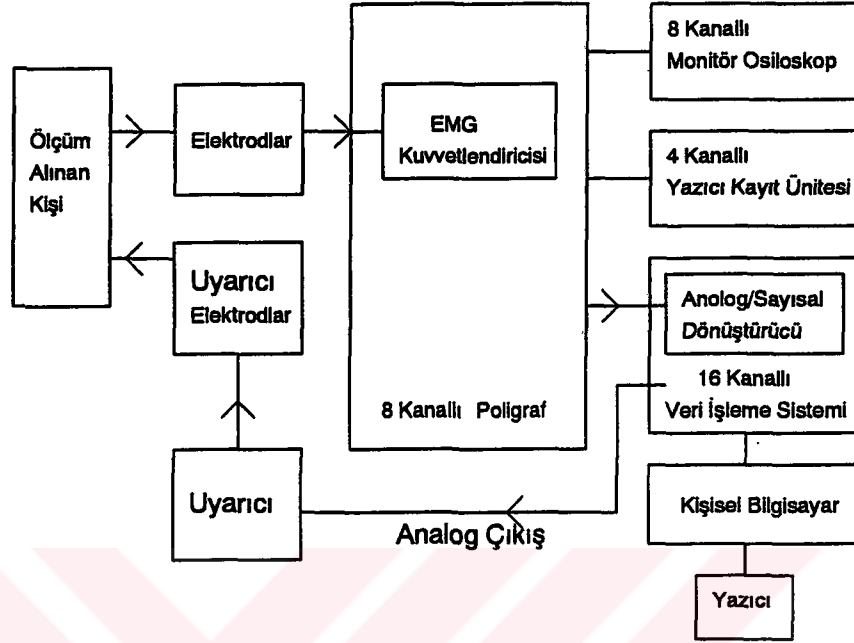
Yüksek gerilim bölümünde sürücü olarak hızlı bir transistör 2N 2219A ve TIP 33 güç transistörü kullanılmıştır. Bu güç transistörü 1:30 çevirme oranı olan transformatörü sürmektedir. Bu transformatör yardımı ile 260V 'lara kadar çıkılabilmektedir. Yüzey elektrotlarının altında yüksek dirençli deri boyunca bulunan siniri uyarabilmek için yüksek gerilime ihtiyaç vardır. Çıkışdaki gerilimin şiddetinin ayarlanabilmesi için 100K Ω 'luk potansiyometre kullanılmıştır.

6.3. Kurulan Düzenek

Buraya kadar olan kısımda uyarıcı devresi anlatılmıştır. Buradan itibaren kurulan düzeneyin şeması verilmiş ve düzenek tanıtılmıştır.

Düzeneyin parçası olarak bir Bilgisayar (80386DX, 4Mb RAM, 40MHz hız, 40 MB HD) kullanılmıştır. 12bitlik Analog – Sayısal, Sayısal – Analog dönüştürücü ve sayıcı ünitelerini içeren ve bilgisayara monte edilmiş hazır bir entegre devre (board) vardır. Nöromüsküler bloğun derinliğinin hesaplandığı ve işaret işleme tekniklerinin uygulandığı ,16 kanallı veri işleme sisteminin koşullayan ve kontrol eden çok amaçlı bir yazılım paketi (National Instruments , Lab Windows 2.2) içermektedir. Uyarı ve kayıt yapmak için yüzey elektrotları kullanılmıştır. Uyarıyı gerçekleştiren uyarıcı devresi bulunmaktadır.

Bilgisayardan (National Instruments, Model FT – MIO–16F – 5) kartının analog çıkışı kullanılarak uyarıcı ile kol üzerinde bulunan ulnar sinirine yapılan uyarılara karşılık cevaplar yüzey elektrotları ile el üzerinden kayıt yapılmaktadır. Buradan elde edilen işaretler diferansiyel kuvvetlendirici devresine girmektedir. Kuvvetlendirici çıkışından alınan kuvvetlendirilmiş işaretler, (Model FT – MIO–16F – 5) kartının analog girişine girilir. Şekil 6.2'de bu anlatılan düzeneğin şeması görülmektedir.



Şekil 6.2.Düzenek Şeması

6.4. MIO 16F – 5 Kartının Koşullanması

Anestezi derinliğinin izlenmesi için yapılan program algoritması aşağıda adım adım anlatılmıştır. Yazılan program "C" altında gerçekleştirilmiştir.

1.Adım ; 12 bitlik Analog – Sayısal , Sayısal – Analog dönüştürücü ve sayıcı ünitelerini içeren kart (National Instruments , Model FT – MIO – 16F – 5) bilgisayarın hangi slotuna yerleştirildiğinin belirlenmesi.

2.Adım ; Kartın koşullanması

3.Adım ; Kartın üzerinde bulunan analog – sayısal dönüştürücünün koşullanması ve çıkış olarak ilgili kanalın seçilmesi. Çıkışta istenen gerilim değerinin belirlenmesi

4.Adım ; Kartın tekrar koşullanması

5.Adım ; Kart üzerinde bulunan sayısal – analog dönüştürücünün koşullanması ve bu kez giriş olarak seçilmesi . Okuma yapılacak kanalın belirlenmesi

6.Adım ; Kart yardımı ile alınan analog işaretler sayısal verilere dönüştürme işlemi yapılmaktadır. Kazanç 1 , örnekleme frekansı 1000 Hz, alınarak toplam örnek sayısı 2500 olarak belirlenmiştir. Oluşturulan sayısal işaretler geçici bir belleğe kaydedilmiştir.

7.Adım ; Geçici bellek dizininde bulunan 12 bitlik işaretler işlenecek olan gerilim değerine ölçeklenmektedir. Ölçeklenen işaretler daha sonra başka bir dizinde saklanmaktadır.

6.5. Anestezi Derinliğinin Belirlenmesi İçin yapılan Uygulama

Yapılan Deney 16-6-1994 günü Çapa Tıp Fakültesi Anesteziyoloji Bilim Dalına bağlı Uyandırma Odası'nda gerçekleştirilmiştir. Açık kalp ameliyatı geçiren 65 yaşında bir hasta üzerinde kurulmuş olan sistem denenmiştir. Uyarıcı ve Kuvvetlendirici için Tıp Fakültesinde bulunan bir sistem kullanılmıştır. (Daha önce yapılan uyarıcının kullanılmamasının sebebi hastaya herhangi bir nedenle zarar verilmesi istenmediğinden dolayıdır.)

Yukarıda da düzenek içinde bahsedilen bilgisayar, yazılım paketi (National Instruments , Lab Windows 2.2) ve kart (Natinal Instruments , Model FT – MIO –16F – 5) kullanılmıştır. Bu sistem Şekil-6.2 'deki gibi kurulduktan sonra hastaya uygulanmıştır.

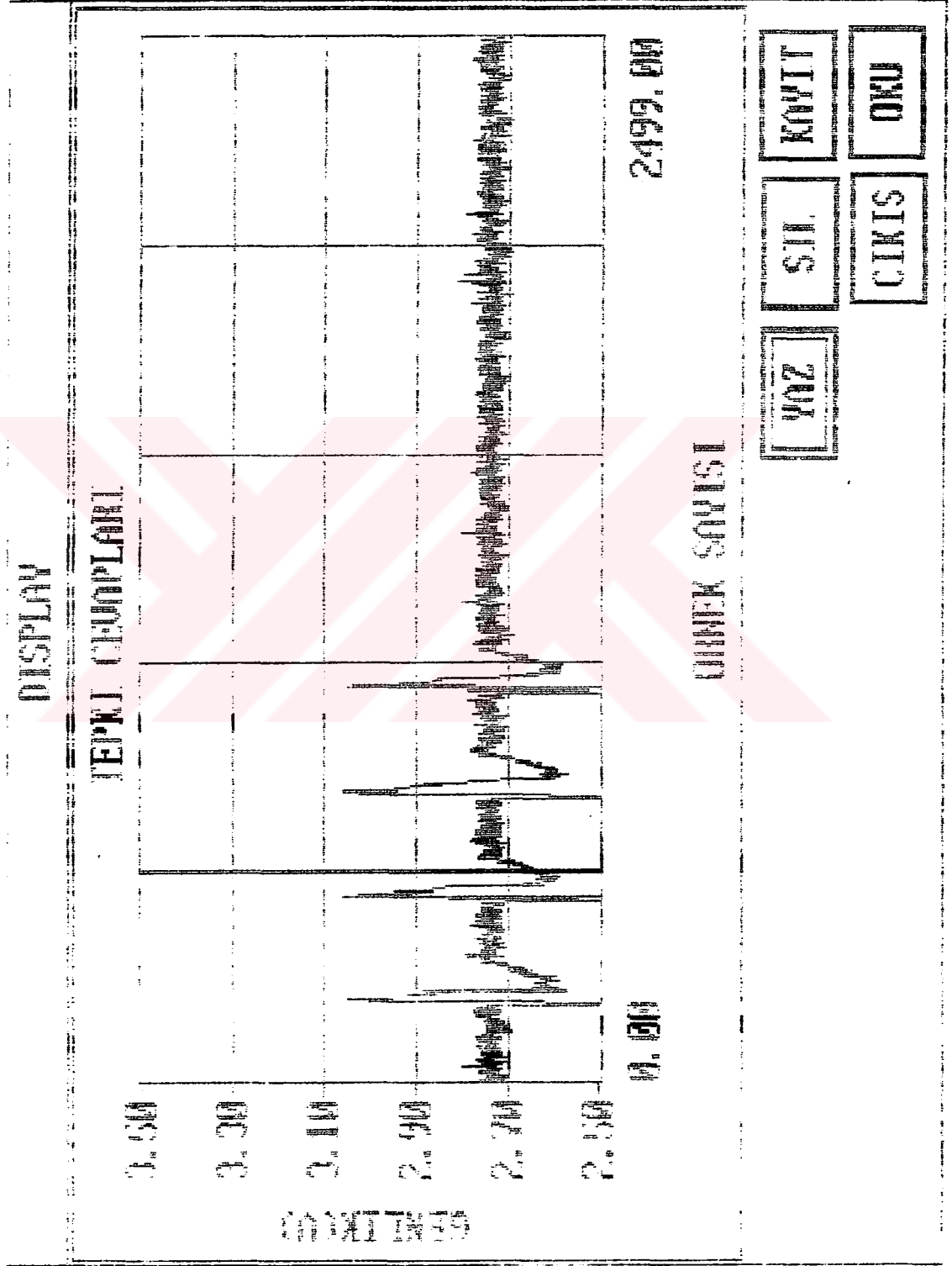
0.2 msn süreli 2Hz frekanslı 4 uyarı 260V'a çıkarılarak hastanın bileğinden Ulnar sinirine uygulanmıştır. Burada katot uyarımı yapıldığı için bu değer negatif bir değerdir. Aynı zamanda avuç içine yerleştirilen yüzey elektrodları yardımı ile oluşan EMG potansiyelleri alınmıştır.

Normal durumda hastaya verilen dört uyarıya karşı hastadan dört uyarı elde edilmiştir. Elde edilen son uyarı ile ilk uyarı arasında oran bize belirli bir değer vermektedir. Bu değer TOF diye isimlendirilmektedir. Belirli aralıklarla bu işlem gerçekleştirilmiştir. Ekranda görülen potansiyellerin farklılıkları anestezi uygulanan hastanın kas ve sinir sistemi hakkında bilgi vermiştir.

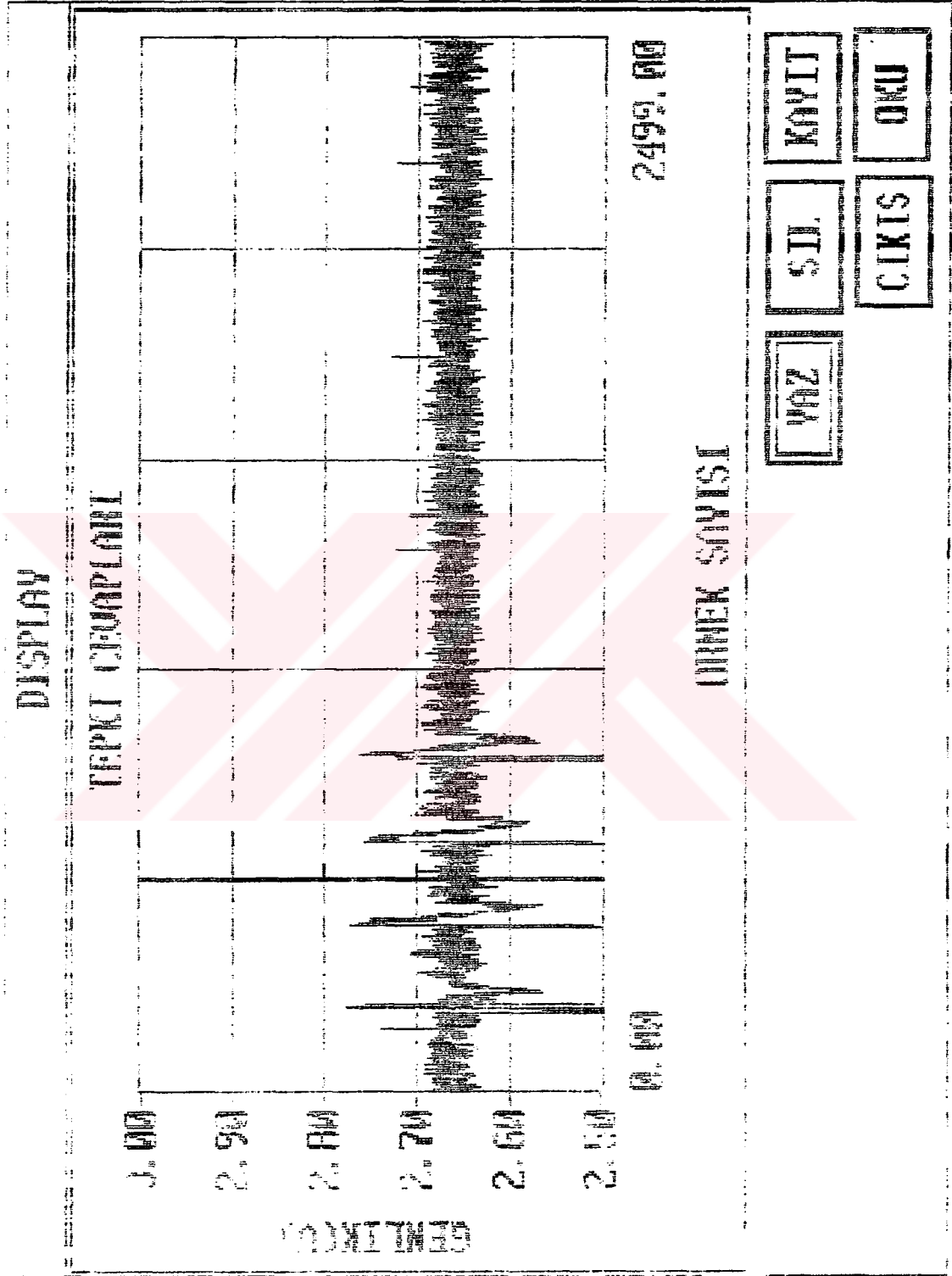
Hastaya Nöromüsküler yapıyı etkileyici herhangi bir ilaç verilmeden uyarılar belirli aralıklarla uygulanmıştır. Uyarılar ve elde edilen gerilim deyerleri Şekil 6.3.'de görölmektedir. Bu durumda hastadan elde edilen gerilim seviyelerinin hepsi birbirine eşittir. Hastanın avuç içinde ilk uyarıya karşı oluşan elektromiyogram işaretin genliğı , daha sonraki uyarılara karşı oluşan işaretlerin genliğı ile aynı seviyededir. Çünkü hastanın sinir kas sisteminin çalışmasını bozacak hiç bir ilaç verilmediğinden dolayı uygulanan uyarılara doğru şekilde tepki verebilmektedir. Bu hastanın baş parmağına bakıldığında da farkedilebilmektedir. Çünkü bileğın üzerinde darbelerin uygulandığı sinirler başparmağı hareket ettirmektedir. Başparmak her darbeye karşı aynı miktarda hareket etmektedir.

Daha sonra hastaya Doktor tarafından (Vecuronyum) adlı nöromüsküler bloğı sağılayan ilaç damardan verilmiştir. Bu durumda yine hastaya darbeler gönderilerek uyarı yapılmaya çalışılmıştır. Ve aradan geçen küçük bir süre sonra ekranda görölen EMG potansiyellerinde bir düşme olmuştur. Özellikle hastaya verilen son darbelere karşılık gelen EMG potansiyellerindeki düşmenin daha fazla olduğı görölmüştür. Bunun nedeni de hastanın başparmağının ilacın etkisi ile çok çabuk yorulmasıdır. İlaç etkisi altında felç olma yolunda olan kas sistemi normal duruma göre çok kısa sürede hareketten dolayı yorulmaktadır. Hastanın başparmağı ilk uyarıya karşı belirli bir hareket yapmakta fakat daha sonraki uyarılara karşı daha küçük hareketler yapmaktadır. Şekil 6.4.'de uyarılar ve hastadan elde edilen EMG potansiyelleri görölmektedir.

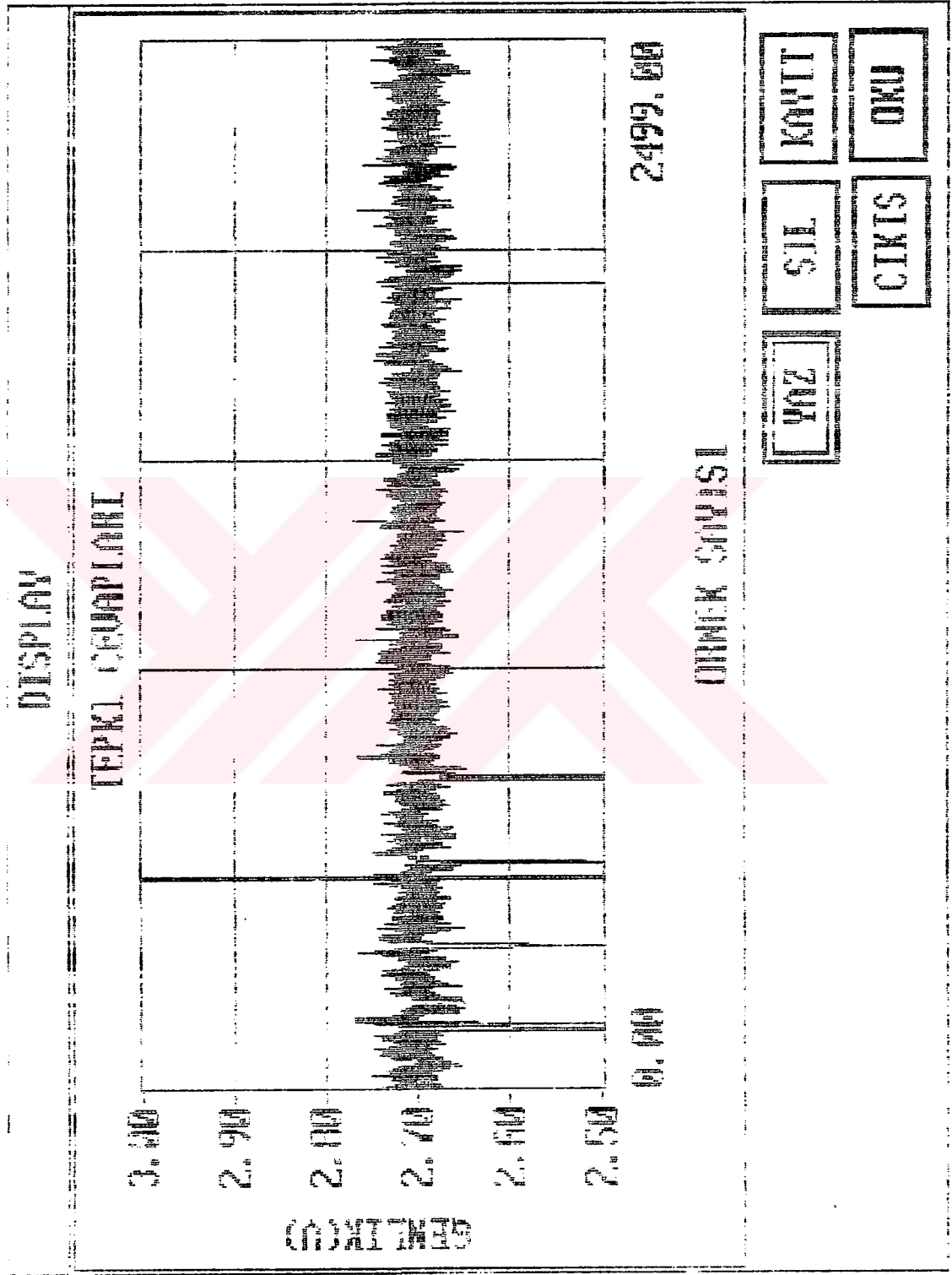
Bir süre beklenilmiş ve hastaya tekrar uyarılar gönderilmiştir. Bu durumda hasta felç halindedir. Hastanın yaşam fonksiyonları devam etmekte fakat kas ve sinir sistemi ile ilgili bütün fonksiyonları durmuş durumdadır. İlaç bütün etkisini göstermiştir. Hasta yapılan uyarılara hiç cevap vermemektedir. Ekranda uyarılar görölmektedir. Fakat uyarılara olan cevaplar ortadan kalkmıştır. Bu durum aynı zamanda hastanın başparmağına bakılarak da görölmektedir. Başlangıçta hastanın başparmağında meydana gelen hareketler hiç görölmemektedir. Bu durumda hasta cerrahi operasyon için uygun durumdadır. Hastanın durumu Şekil 6.5.'de görölmektedir.



Şekil 6.3. Anestezi uygulanmamış bir hastaya yapılan uyarılara karşı elde edilen EMG potansiyelleri.



Şekil 6.4. Anestezi uygulandıktan hemen sonra elde edilen EMG potansiyelleri.

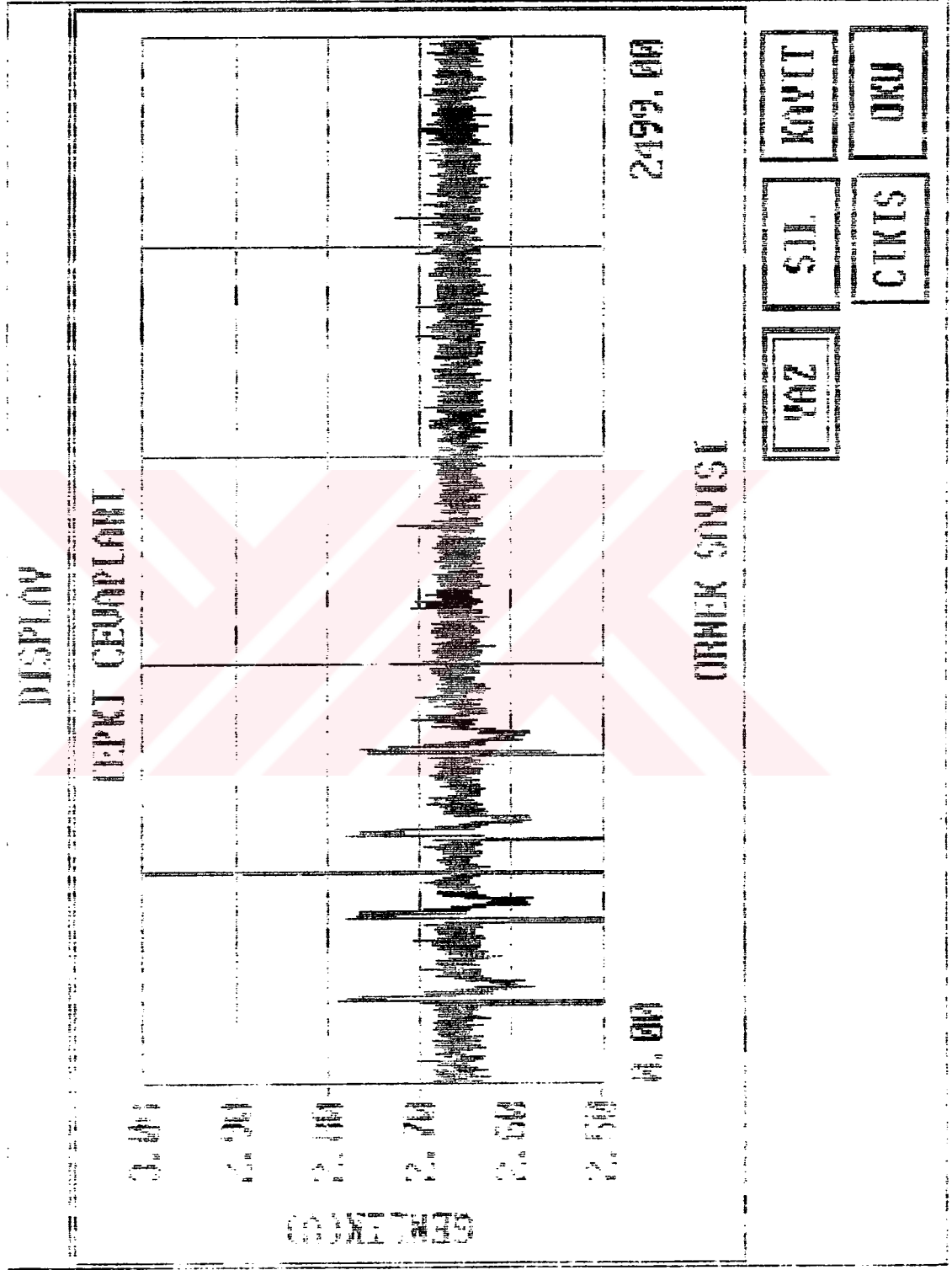


Şekil 6.5 Anestezi etkisini tam olarak gösterdikten sonra elde edilen EMG potansiyelleri.

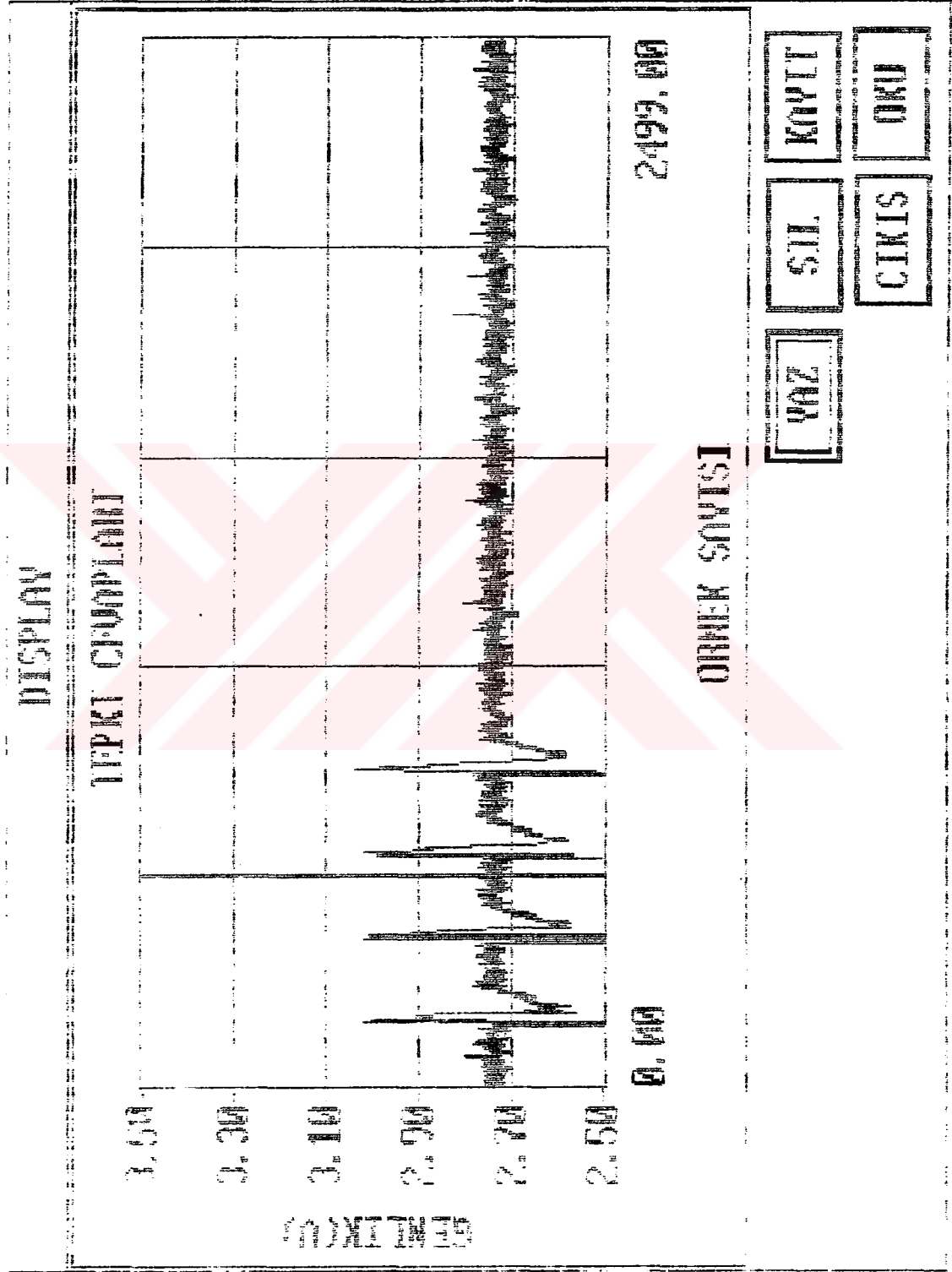
Aradan yaklaşık " 1 " saat geçmiştir. Bu arada hastaya belli aralıklarla uyarılar gönderilmiş ve hiç cevap alınamamıştır. " 1 " saat sonra ilaç etkisini yavaş yavaş yitirmeye başlamıştır. Çünkü verilen uyarılara karşı hastadan elde edilen EMG potansiyellerinde bir yükselme görülmüştür. Yine ilk verilen uyarı'ya cevabın genliği en yüksektir. Daha sonrakiler birbirlerine göre daha aşağıdadır. Hastadan elde edilen EMG potansiyelleri Şekil 6.6'da görülmektedir.

İlaç tamamen etkisini yitirdikten sonra hastaya yapılan uyarılara hasta net cevaplar vermeye başlamıştır. Hasta ilaç verilmemişkenki haline dönmüştür. Uyarılara karşı elde edilen elektromiyogram işaretlerin genlikleri birbirine eşittir. Hastanın başparmağındaki hareketler kuvvetlenmiştir ve düzenli şekilde uyarılara cevap vermektedir. Bu durum Şekil 6.7'de görülmektedir.





Şekil 6.6. Anestezi hasta üzerinde etkisini kaybederken elde edilen EMG potansiyelleri.



Şekil 6.7. Anestezi etkisini tamamen yitirdikten sonra elde edilen EMG potansiyelleri.

6.6. Programı Yönlendiren Panel

Şekil 6.8'de programı yönlendirmek ve sonuçları görmek için oluşturulan panelin şekli verilmiştir..

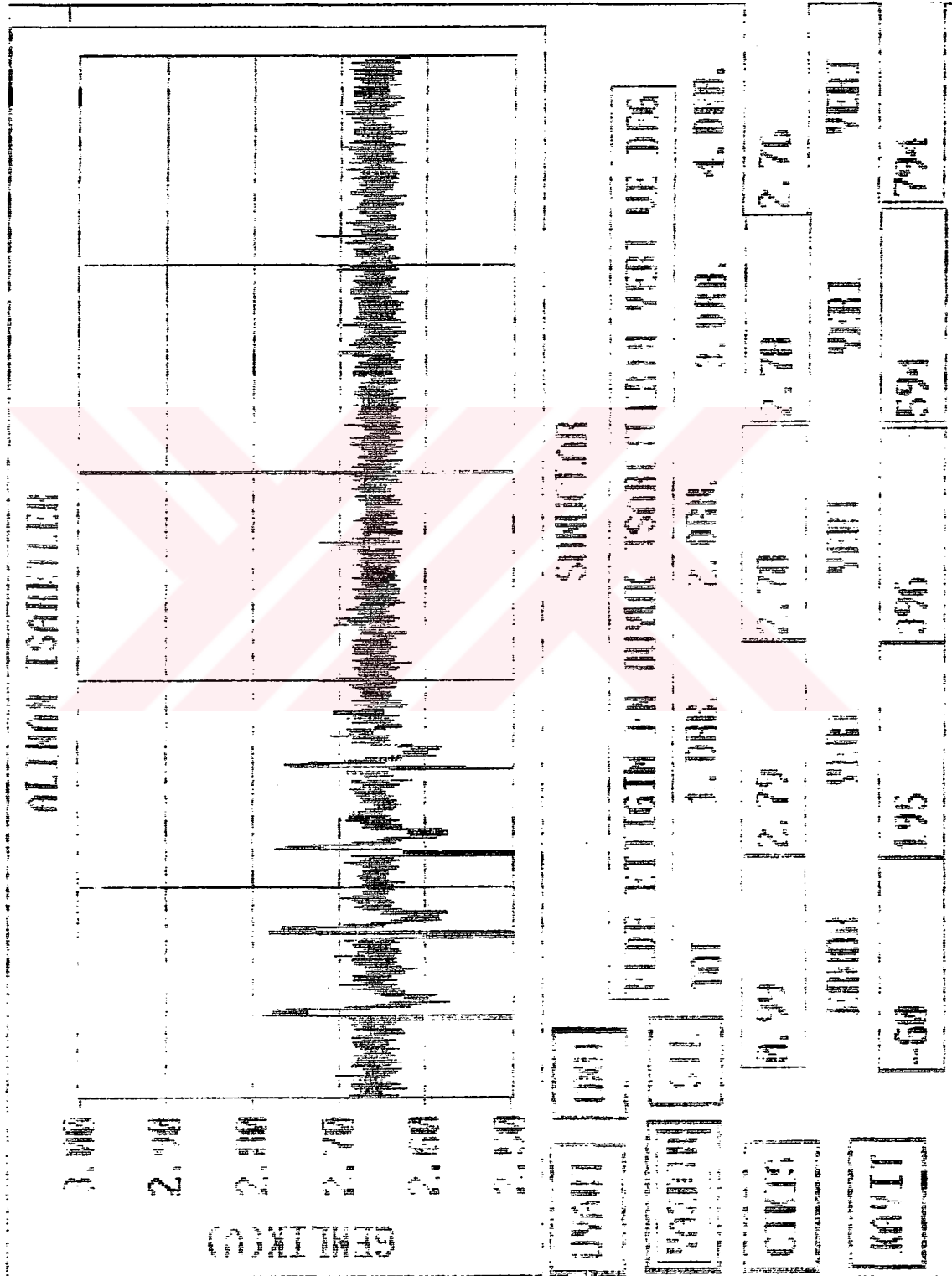
Aşağıda paneldeki kullanılan tuşların önemli olanlarının ne görev yaptıkları açıklanmıştır.

Uyarı ; Uyarı tuşuna basıldığında sayısal-analog dönüştürücü koşullanmakta ve kartın bir numaralı analog çıkışından +5 V elde edilmektedir. Yazılan program içinde bu çıkışın +5 V'da kalma süresi belirlenebilmektedir. Burada elde edilen +5V uyarıcı devresinde bulunan tomponun girişine bağlanmıştır. Yani uyarıcı devresi hastayı uyaracak gerekli darbeyi elde etmiştir. Uyarıcı çıkışında sadece bir tek darbe elde etmek istendiğinde +5V yaklaşık 500 μ s sürelidir. Daha sonra sayısal - analog dönüştürücü şartlanmakta ve poligraf üzerinden kuvvetlendirilmiş EMG potansiyelleri geçici bir dizine 1000 örnek/sn hız ile örneklenerek yüklenmektedir. Burada örnekleme frekansımızı istediğimiz şekilde kolayca değiştirebiliriz. Buradan alınan işaretler belirli bir gerilim değeriyle ölçeklendikten sonra yeni bir dizine atılmakta ve Panelde görülen "alınan işaretler" çerçevesinde zaman ve genlik sıkalasında görüntülenmektedir. Alınan EMG potansiyellerinin genlik değerleri ve yerleri otomatik olarak hesaplatılmaktadır.

Hata ; Hata göstege kısmı ile programın koştugu sürece oluşacak herhangi bir hata (örneğin yerleştirilen kartın doğru slotta olup olmadığı veya doğru kanalın seçilip seçilmediği gibi) burada ilgili hata koduyla sayısal olarak görüntülenecektir.

Kayıt ; Bu tuşa basılarak hastadan elde edilen elektromiyografik işaretler bir dizine kopyalanmaktadır. Daha sonra bu bilgiler kullanılmak üzere saklanabilmektedir.

Oku ; Bu tuşa basılarak Kayıt tuşu ile belirli bir yere kaydedilen işaretler geri çağrılarak "alınan işaretler" çerçevesinde görüntülenebilmektedir.



Şekil 6.8. Programı yönlendirmek ve sonuçları irdelemek için oluşturulan panel.

Yazdır ; Bu tuşa basılarak çerçevelerde görüntülenen işaretler yazıcı yardımı ile kağıt üzerine yazdırılabilmektedir.

Çıkış ; Çıkış tuşuna basılarak programdan çıkılmaktadır.

Sonuçlar ; Bu gösterge yardımıyla programın o an ne görev yaptığı izlenebilmektedir.

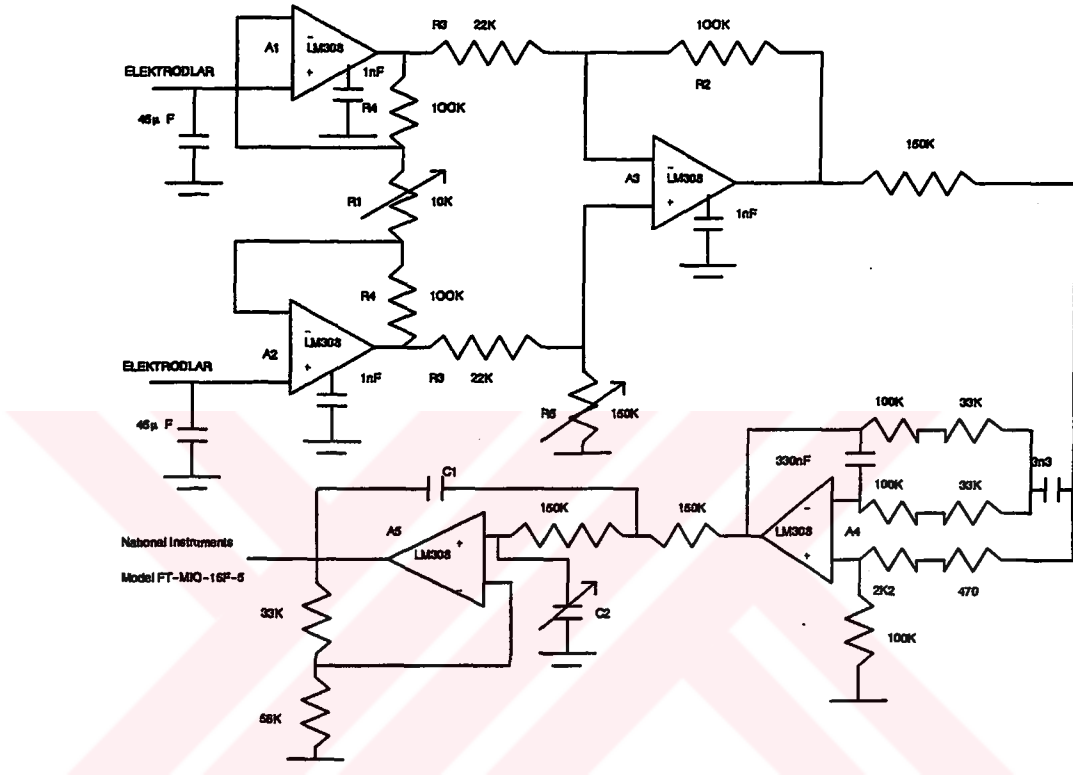
Sil ; Bu tuşa basıldığında, bir önceki bilgilerin alınması sırasında kullanılan değişkenlerin ve dizilerin değerlerini sıfırlar.

TOF ; Bu gösterge sayesinde hastadan alınan elektromiyogram işaretlerin dördüncü ve ilk genlikleri arasındaki oran görülmektedir. Bu oran hastanın anestezi derinliği hakkında çok önemli sayısal bir değer vermektedir.

1.DRB. ; Bu gösterge hastadan alınan ilk elektromiyogram işaretin genliğini vermektedir.

YERİ , Bu gösterge hastadan alınan ilk elektromiyogram işaretin yerini vermektedir.

Uyarıcı ile sinirler bilekten uyarıldıktan sonra avuç içinde oluşan gerilimleri elde etmek için bir EMG kuvvetlendiricisi kullanmak gerekmektedir. Şekil 6.9' da verilen kuvvetlendirici devresi bu iş için uygundur.



Şekil 6.9.Kuvvetlendirici Devresi

Yukarıda gerçekleştirilmiş olan devre cevap alıcı olarak kullanılabilir. Yüzeyden alınan EMG potansiyellerini, D/A çevirici için uygun gerilim değerine getirmek için kullanılmıştır. R1 potansiyometresinin değerini değiştirerek 100–2000 arasında kazanç sağlanmaktadır.

Enstrümantasyon kuvvetlendiricisinin fark kazanç bağıntısı şöyledir.

$$A_d = (R_2/R_3)(1+2R_4/R_1) \quad (6.6.1)$$

R5 potansiyometresi ile ortak moddaki işaretlerin bastırılması sağlanmıştır. Böylece ortak moddaki işaretlerin bastırılmış, farksal moddaki işaretlerin kuvvetlendirilmeleri sağlanmıştır. Tantal olan C1 ve C2 kapasitesi girişten gelebilecek yüksek frekanslı bileşenlerin sisteme girmesini önler.

A4 50Hz şebeke frekansını bastırmak için kullanılan bir çentik filitre olarak çalışmaktadır.

Kuvvetlendirici çıkışında ikinci dereceden ve üst kesim frekansı 1KHz olan bir alçak geçiren Butterworth filitre kullanılmıştır.

Yukarıda şemaları verilen uyarıcı ve kuvvetlendirici devreleri bir kit haline getirilebilir. Bir pil ile beslenerek rahatlıkla hastahanelerde kullanılabilir.



SONUÇLAR VE ÖNERİLER

İlk kısımda bir deneğin kol kaslarından yüzey elektromiyogram işaretleri alındı. Bu işaretlerin güç spektrumları ve median frekansları bilgisayar yardımı ile bulundu. Bu işlemler yorgun kol kaslarından alınan elektromiyogram işaretleri için de yapıldı.

Yorgunlukla elektromiyogram işaretlerin güç spektrumlarında meydana gelen değişiklikler (Alçak frekanslı bileşenlerin genliğinde artış , yüksek frekanslı bileşenlerin alçak frekans bölgesine doğru kayması) bu çalışmayla açık bir şekilde gösterildi.

Günümüzde protezler yoğun bir biçimde kullanılmaktadır. Bunları kontrol eden elektronik devreler bilgilerini kol kaslarından veya bacak kaslarından almaktadırlar. Bilgilerin alındığı kaslar yorulduğu zaman protezlerin kontrolünde problemler çıkmaktadır.

Yorulmanın etkileri , yorgunluk sırasında iletim hızındaki değişikliklerden dolayı ortaya çıkmaktadır. Aynı zamanda iletim hızı elektromiyografik işaretlerin median frekansı ile ilgilidir. Böylece median frekansının izlenmiş olması , yorgunluğunda izleneceğini göstermektedir.

Burada yapılan çalışma ile bir model denenmiştir. Bu model sayesinde yorgun bir kas üzerinden elde edilen yüzey elektromiyografik işaretlerin yorgunluk etkileri minimum düzeye indirilmeye çalışılmıştır.

Median frekansının gerçek zamanda hesaplatılması için bu çalışma çok büyük bir kaynak sağlayacaktır. Böylece gerçekleştirilen yazılım, kasları ile problemi olan kimselerde hastalığın teşhisinde büyük yararlar sağlayacaktır.

Daha sora elektromiyografik işaretlerin anestezi alanındaki uygulamasından bahsedilmiştir. Yine burada da kas yorulmasından yararlanılarak bir denek üzerinde anestezi derinliğinin bulunması sağlanmıştır.

Günümüzde anestezi tıp alanında çok yoğun bir şekilde kullanılmaktadır. Anestezinin bu kadar yoğun kullanılmasının beraberinde bir çok sorun da ortaya çıkmaktadır. Ameliyat öncesi ve sonrası hastaya uygulanan ilaçların miktarı günümüzde tamamen tecrübeye dayalı olarak yapılmaktadır. Genelde bütün hastalara ortalama değerde bir ilaç verilmektedir. Tecrübeye dayalı olarak verilen bu ilaçlar hasta metabolizmasının durumuna göre zaman zaman ölümcül problemler yaratmaktadır.

Bu nedenle anestezi süresince, hastanın durumunun çok iyi izlenmesi ve daha doğru ve kesin sonuçlar elde etmek için bu izlemenin bir cihaz yardımı ile yapılması gerekmektedir.

Bu çalışmada doğru ve kesin sonuçların elde edilebileceği bir düzenek geliştirilmiştir ve düzenek bilgisayar desteklidir. Bu geliştirilen düzenek sayesinde daha güvenle hastaya ilaç verilebilecektir. İlaçların etkileri anında ekranda sayısal ve şekilsel olarak izlenebilecektir. Bu sonuçlara göre gerekli tetbirler, hasta risk altına girmeden çok daha önce alınabilecektir.

İhtiyaca göre program parametreleri ve işlevleri çok çabuk bir şekilde değiştirilebilir. Bir araştırma düzeneği gibi data analizinde ve nöromüsküler ile ilgili deneylerde kullanılabilir. Düzenek yeni nöromüsküler blok maddelerini denemek ve halen kullanılan ilaçlar için yapılan çalışmalarda güvenle kullanılabilir.

KAYNAKLAR

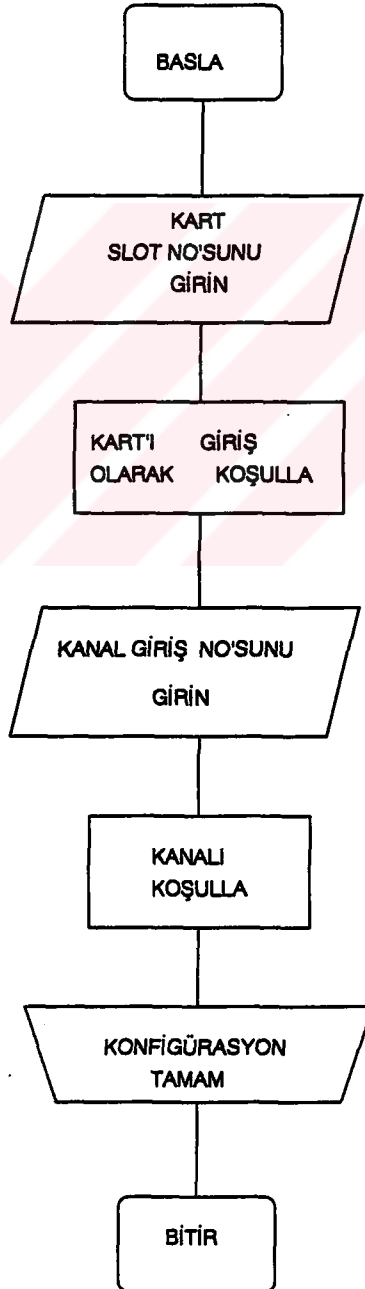
- [1] PİPER , H. , Electrophysiologie Muschliche Muskeln Berlin Germany : Springer, pp 126 , 1972.
- [2] LİNDSTROM , L. , MAGRUSSON , R. , PETERSEN , I. " Muscular fatigue and action potential conduction velocity changes studied with frequency analysis of EMG signals " , Electromyography , vol.10 , pp 341 – 356 , 1970.
- [3] YAZGAN , E. ,Tip Elektroniğine Giriş Ders Notları,1991.
- [4] STRONG , P. ,Biophysical Measurement , pp 171 – 193, 1970.
- [5] GANONG , W.F. The Nervous System , Middle East Edition pp 38 – 45 , 1979.
- [6] GEDDES , L.A. , BAKER , L.E. , Principles of Applied Biomedical Instrumentation , Wiley Interscience pp 453 – 499 ,1989.
- [7] HARİRİ , N.İ. Sinir Fizyolojisi pp 72–73, 1976.
- [8] WEBSTER, J.G. , Medical Instrumentation , Houghton Mifflin Company, pp 143–151, 1978.
- [9] KOTTKE , F.J. , STILLWELL , G.K. , LEHMANN , J.F. Krusen's Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon El Kitabı , pp 42 – 47, 1982.
- [10] WİLEY , J.,Handbook of Elektromedicine , pp 168 – 185, 1975.
- [11] MERTON, P.A. Voluntary strength and fatigue. J. Physiol. London 128 : pp 553–564 , 1954.

- [12] LİNDSTROM , L , MAGNUSSON , R. , PETERSEN , I. , Muscular fatigue and action potential conduction velocity changes studied with frequency analysis of EMG signals. Electromyography , no.4 , pp 341–357,1970.
- [13] STULEN , F.B. , DELUCA , C.J. Frequency parameters of the myoelectric signal as a measure of muscle conduction velocity. IEEE Trans. Biomed. Eng. Vol. BME.28 , pp 515–523, 1981.
- [14] HOGAN , N.J. Myoelectric prosthesis control : Optimal estimation applied to EMG and the cybernetic consideration for its use in a man–machine interface , Ph.D.dissertation , Massachusetts Inst. Technol. , Cambridge , MA , pp 334, 1976.
- [15] SHWEDYK , E. , BALASUBRAMANIAN , R. , SCOTT , R.N. A nonstationary model for the electromyogram, IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. BME–24, pp 417–424, 1977.
- [16] AGOSTON, S. , Clinical Pharmacology of New Competitive Neuromuscular Blocking Agents,pp 31–48, 1986.
- [17] NUNN , J.F. General Anaesthesia , pp 151 , 1989.
- [18] MACLAGAN , J. Competitive neuromuscular blocking drugs, neuromuscular junction. Edited by Zaimis E, Berlin Heidelberg ,New York , Springer Verlag pp 427, 1976.
- [19] NEWTON , DEF. Measurement of Neuromuscular Function. Baillier's Clinical Anaesthesiology , pp 153–159, 1988.
- [20] ALİM , H.H: Monitoring Of Function And Clinical Interaction. Clinics In Anaesthesiology , pp 445–446, 1985.
- [21] YAVRU , A. , Pipekuronyum Bromid'in nöromüsküler ve hemodinamik etkileri , pp 4 – 12, 1993.

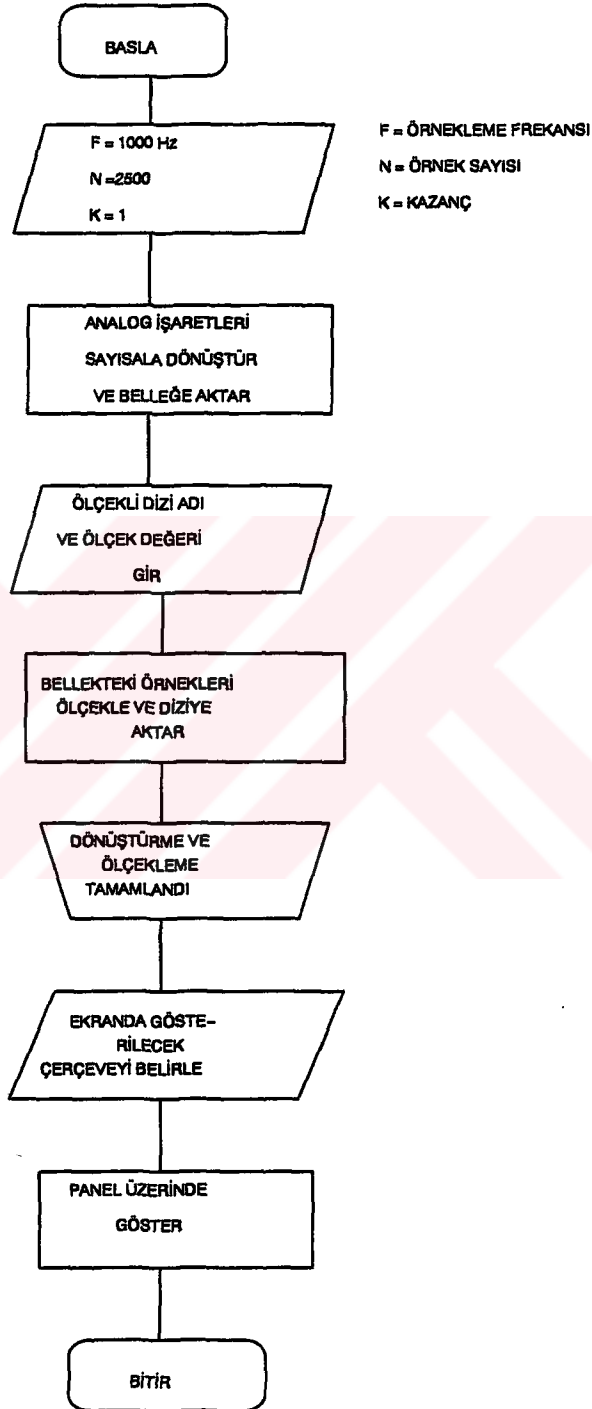
EKLER

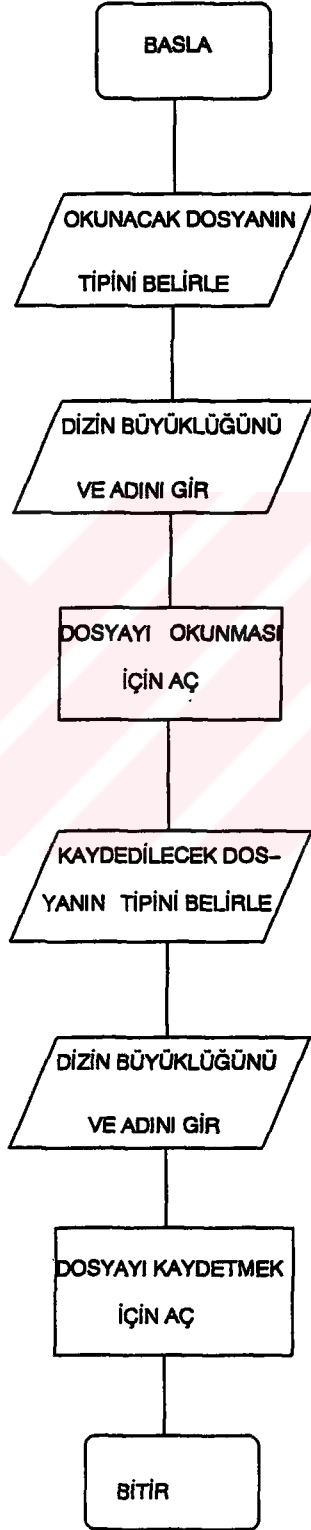
EK A. Median Frekans ve Yorgunluk Kompanzasyonuna Ait Akış Diyagramları

Analog Giriş Konfigürasyonu

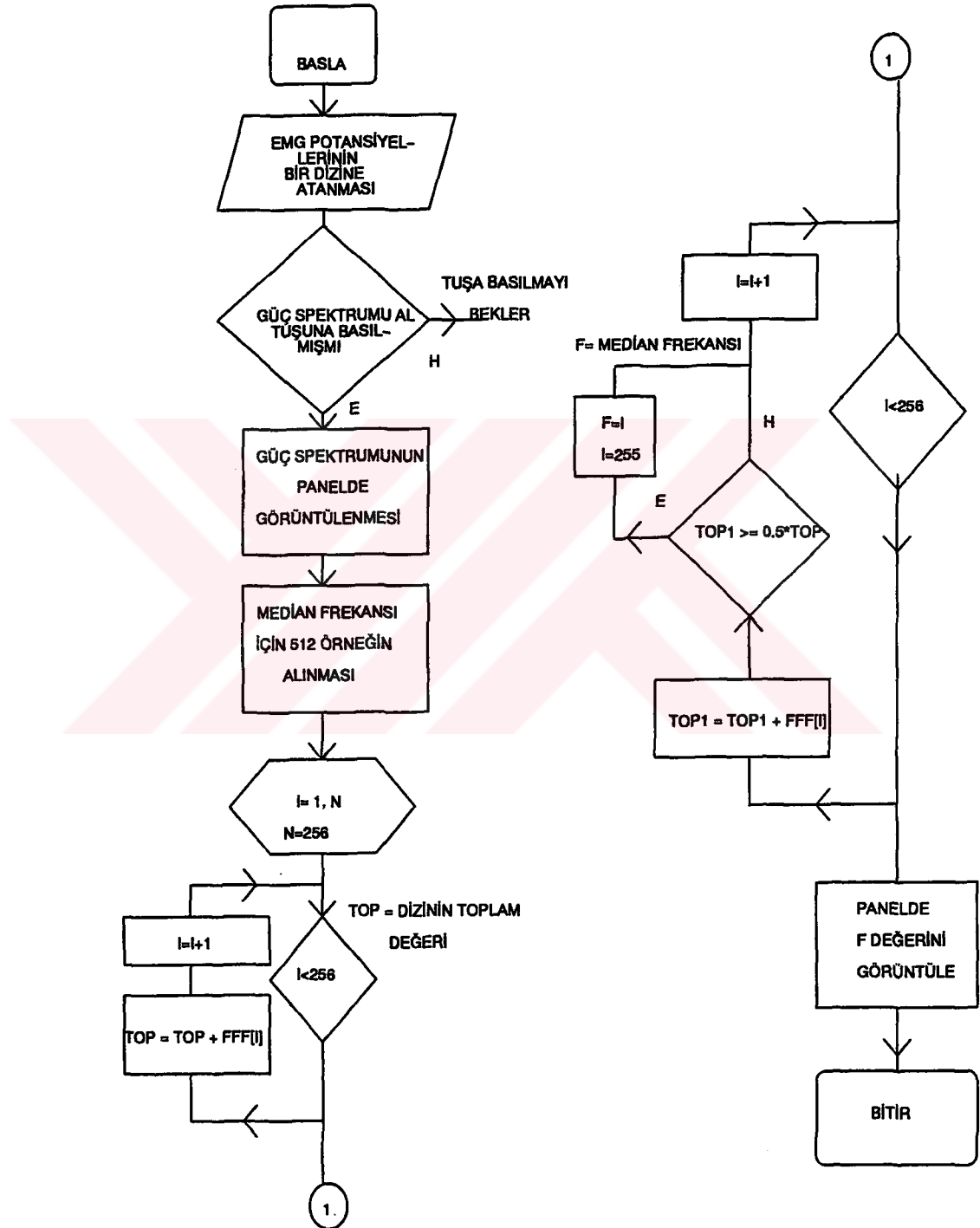


Elektromiyografik İşaretlerin Alınması

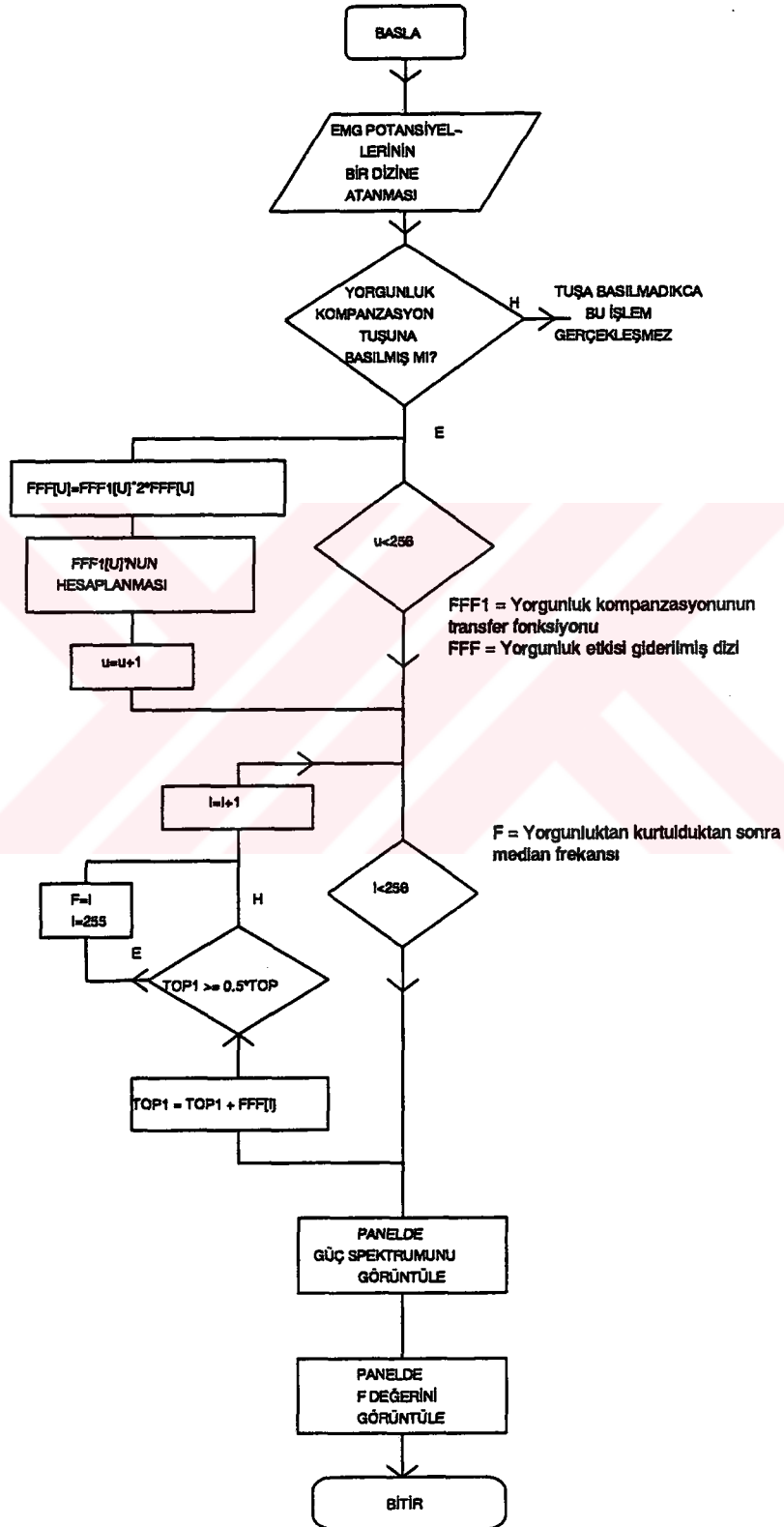


Dizilerin Dosyadan Okunması ve Kaydedilmesi

Median Frekansının Hesaplanması



Yorgunluk Kompanzasyon İşlemi



```
#include "C:\LW\INCLUDE\lwsystem.h"
#include "C:\LW\INCLUDE\formatio.h"
#include "C:\LW\INCLUDE\userint.h"
#include "C:\LW\INCLUDE\analysis.h"
#include "C:\LW\INCLUDE\dataacq.h"
#include "c:\LW\OMERALI\BES.h"
```

```
/******SABİTLER******/
```

```
#define TRUE 1
#define FALSE 0
```

```
/******DEĞİŞKENLER******/
```

```
static int HANDLE,handle;
static double VOLT[2499 + 1],VOLT2[2500];
static double Z,FFF[2500],FFF1[2500];
static double VOLT1[2499+1];
static double TOP2,F1,vortalama[1],TOP,TOP1,F;
static int MBUFFER[2499 + 1],MBUFFER1[2499+1],VOLT1[2499+1];
static int BTYPE;
```

```
int u;
int z,d;
int channel;
int err;
int panel_hdl;
int basla;
int i;
```

```
void main ()
{
  cls ();
```

```
/******PANELİN YÜKLENMESİ******/
```

```
panel_hdl = LoadPanel ("C:\\LW\\OMERALI\\BES.uir",COMPUTER);
if(panel_hdl < 0) {
```

```

FmtOut ("anestezi.uir dosyası yüklenemedi....\n");
exit(0);
    }
DisplayPanel(panel_hdl);
basla = FALSE;
while (TRUE != 0) {
    GetUserEvent (FALSE, &HANDLE, &id);
    switch (id)
    {

case COMPUTER_YAZ:
    /*****VERİLERİN PİRİINTERDEN ALINMASI*****/
    ConfigurePrinter("LPT1",1,8.0,10.0,1);
    OutputPanel (0, "", 0, panel_hdl);
    break;

case COMPUTER_SIL:
    /*****DİZİLERİN RESETLENMESİ*****/

    Clear1D (VOLT, 2500);
    Clear1D (VOLT2, 2500);
    Clear1D (VOLT1, 2500);
    Clear1D (ortalama,1);
    DeletePlots (panel_hdl, COMPUTER_FFTT);
    TOP = 0;
    TOP1 = 0;
    TOP2 = 0;
    F=0;
    F1=0;
    break;

case COMPUTER_PWR:
    /*****GÜÇ SPEKTRUMUNUN ALINMASI*****/
    for(i=0;i<512;i++)
    {
        FFF[i] = VOLT[i+250];
    }
    Spectrum (FFF, 512);
    PlotY (panel_hdl, COMPUTER_FFTT, FFF, 512, 4, 0, 11, 1, 1);

```

```

for(i=0;i<256;i++)
{
TOP = TOP + FFF[i];}
for(i=0;i<256;i++)
{
TOP1 = TOP1 + FFF[i] ;
if ( TOP1 >= TOP*0.5)
{
F = i;
i=255;
}
}

F = 2*F;
/***** MEDIAN FREKANSI *****/
SetCtrlVal(panel_hdl,COMPUTER_MEDIAN,F);
break;
for(i=0; i<256; i++)
{
y=y+FFF[i] ;
}
for(i=0;i<256;i++)
{
t=t + i*FFF[i] ;
}
F1 = t/y ;
F = 2*F ;
/*****MEAN FREKANSI*****/
SetCtrlVal(panel_hdl,COMPUTER_MEAN,F1);
break ;

case COMPUTER_INT:
/*****YORGUNLUK KOMPANZASYON İŞLEMİ*****/
DeletePlots (panel_hdl, COMPUTER_FFTT);
for(u=0.0;u<256.0;u++)
{
v =80.0/98.0;
FFF1[u] = (u+(40.0*v))*(u+(80.0*v))*(u+(80.0*v))/
(((u+40.0)*(u+80.0)*(u+80.0))*sqrt(v));
FFF[u] = FFF1[u]*FFF1[u]*FFF[u] ;
}

```

```

    }
    PlotY (panel_hdl, COMPUTER_FFTT, FFF, 256, 4, 0, 11, 1, 1);
    for(i=0;i<256;i++)
    {
        TOP = TOP + FFF[i];
    }
    for(i=0;i<256;i++)
    {
        TOP1 = TOP1 + FFF[i] ;
        if ( TOP1 >= TOP*0.5)
        {
            F = i;
            i=255;
        }
    }
    SetCtrlVal(panel_hdl,COMPUTER_MEDIAN,F);
    break;

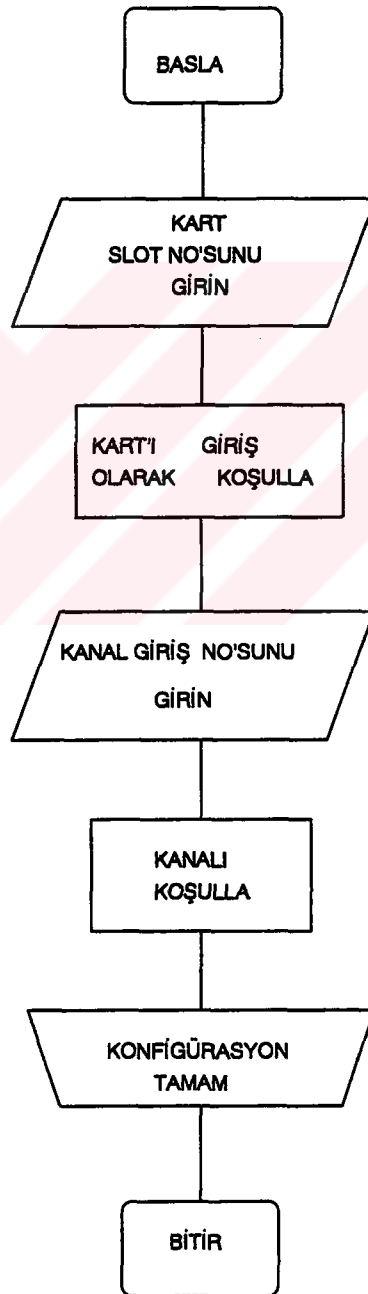
case COMPUTER_OKU:
/*****KAYITLI DOSYADAN OKUMA*****/
handle = OpenFile ("C:\\LW\\DATA\\OMER15.dat", 1, 0, 0);
if (handle != -1) {
    if(ScanFile (handle, "%2500f>%2500f", VOLT) == 1 )
        PlotStripChart (panel_hdl, COMPUTER_ISARET, VOLT,2500, 0, 0,
        4);
    else
        MessagePopup("Not a valid data file");
        CloseFile (HANDLE);
    }
    break;

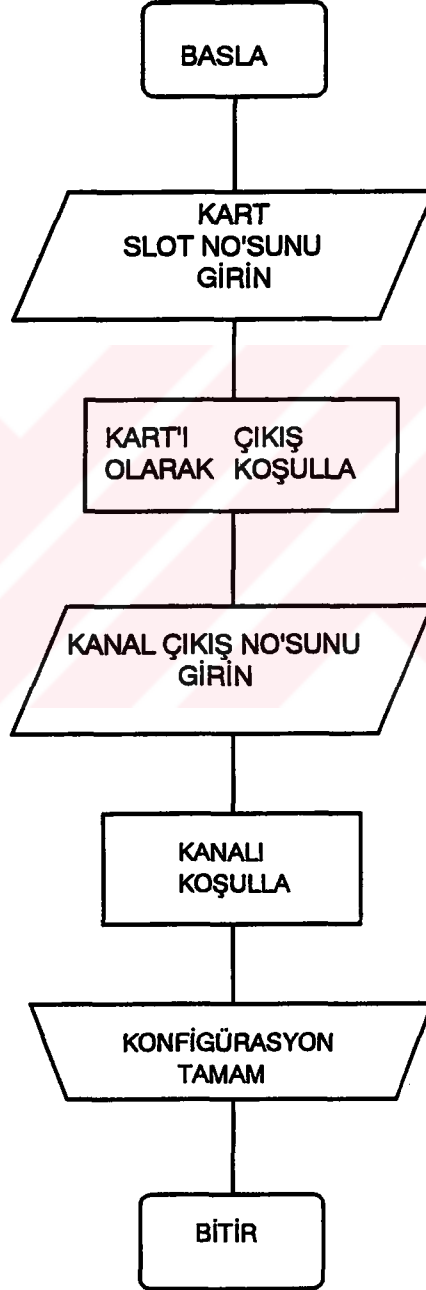
case COMPUTER_CIKIS:
/*****PROGRAMIN SONLANDIRILMASI*****/
    exit (0);
    break;
default:
    break;
}
}
}

```

EK B. Nöromüsküler Bloğun İzlenmesine Ait Akış Diyagramları ve Programları

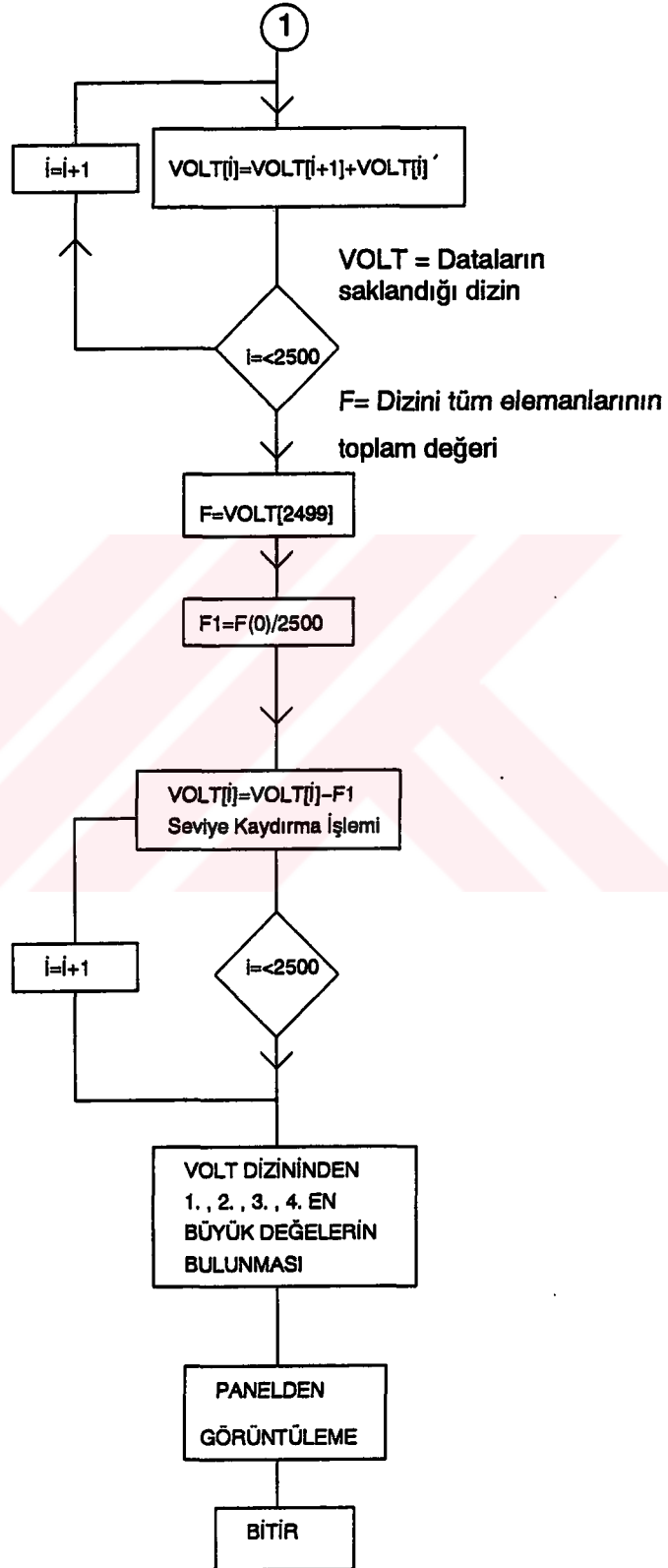
Analog Giriş Konfigürasyonu



Analog Çıkış Konfigürasyonu

Uyarıcının Kontrol Edilmesi ve Uyarıya Karşı Oluşan Potansiyellerin Alınması





```
#include "C:\LW\INCLUDE\lwsystem.h"
#include "C:\LW\INCLUDE\formatio.h"
#include "C:\LW\INCLUDE\userint.h"
#include "C:\LW\INCLUDE\analysis.h"
#include "C:\LW\INCLUDE\dataacq.h"
#include "c:\LW\OMERALI\deneme2.h"
#include "c:\LW\OMERALI\anestezi.h"
```

```
/******SABITLER******/
```

```
#define MAXPOINTS 2500
#define TRUE 1
#define FALSE 0
```

```
/******DEGISKENLER******/
```

```
static int HANDLE,handle;
static int FH1;
static double VOLT[2499 + 1],VOLT4[2499+1],VOLT2[2500];
static double
VOLT1[2499+1],max,min,max1,max2,max3,VOLT3[2500],F[1];
static double OMER1[251],OMER2[251],OMER3[251],OMER4[251];
static int MBUFFER[2499 + 1],MBUFFER1[2499+1],VOLT1[2499+1];
static int BTYPE,imin,imax,imax1,imax2,imax3;
void ALTPROGRAM();
```

```
double ZU,F1;
DAQ_VScale (2, 1, 1, 1.0, 0.0, 2500, MBUFFER, VOLT);
int err;
int panel_hdl;
int ret;
int basla;
int i,id;
int done;
```

```

void main ()
{
    cls ();

    /*****PANELİN YÜKLENMESİ*****/

    panel_hdl = LoadPanel
    ("C:\\LW\\OMERALI\\anestezi.uir",COMPUTER);
    if(panel_hdl < 0) {
        FmtOut ("anestezi.uir dosyası yüklenemedi....\n");
        exit(0);
    }
    DisplayPanel(panel_hdl);
    basla = FALSE;
    while (TRUE != 0)
    {
        GetUserEvent (FALSE, &HANDLE, &id);
        switch (id)
        {
            case COMPUTER_UYARI:
            {
                ALTPROGRAM();
            }
            SetCtrlVal(panel_hdl,COMPUTER_AERR,err);
            break;

            case COMPUTER_YAZ:
            / ****VERİLERİN PRINTERDAN ÇIKARILMASI****/
            ConfigurePrinter("LPT1",1,8.0,10.0,1);
            OutputPanel (0, "", 0, panel_hdl);
            SetCtrlVal(panel_hdl,COMPUTER_ACIKLAMA,"PRINTER ÇIKTISI
            ALINIYOR.....");
            break;

            case COMPUTER_SIL:
            /*****DİZİLRİN RESETLENMESİ*****/

```

```

Clear1D (VOLT, 2500);
Clear1D (VOLT3, 2500);
Clear1D (VOLT2, 2500);
Clear1D (VOLT1, 2500);
SetCtrlVal(panel_hdl,COMPUTER_ACIKLAMA,"DIZILER
RESETLENDI");
break;

```

```

case COMPUTER_OKU:

```

```

/*****KAYITLI DOSYADAN OKUMA*****/
handle = OpenFile ("C:\\LW\\DATA1\\KAYA26.dat", 1, 0, 0);
if (handle != -1) {
if(ScanFile (handle, "%2500f>%2500f", VOLT) == 1 )
PlotStripChart (panel_hdl, COMPUTER_ISARET, VOLT,2500, 0, 0,
4);
else
MessagePopup("Not a valid data file");
CloseFile (HANDLE);
}
break;

```

```

case COMPUTER_KAYIT:

```

```

/*****REAL VERILERIN KAYDI*****/
HANDLE = OpenFile ("C:\\lw\\omer1\\omer1.dat", 2, 0, 0);
FmtFile (HANDLE, "%2500f<%2500f",VOLT);
CloseFile (HANDLE);
SetCtrlVal (panel_hdl, COMPUTER_ACIKLAMA,"Veriler
kaydedildi...");
break;

```

```

case COMPUTER_CIKIS:

```

```

/*****PROGRAMIN SONLANDIRILMASI*****/
exit (0);
break;
default:
break;
}}}

```

```

void ALTPROGRAM()
{
    max=0;imax=0;
    max1=0;imax1=0;
    max2=0;imax2=0;
    max3=0;imax3=0;
    PlotStripChart(panel_hdl,COMPUTER_ISARET,VOLT,2500,0,0,4);
    SetCtrlVal(panel_hdl,COMPUTER_IKIDARBE,max1);
    SetCtrlVal(panel_hdl,COMPUTER_IKIDARB,imax1);
    SetCtrlVal(panel_hdl,COMPUTER_ILKDARBE,max);
    SetCtrlVal(panel_hdl,COMPUTER_ILKDARB,imax);
    SetCtrlVal(panel_hdl,COMPUTER_UCUDARBE,max2);
    SetCtrlVal(panel_hdl,COMPUTER_UCUDARB,imax2);
    SetCtrlVal(panel_hdl,COMPUTER_DORTDARBE,max3);
    SetCtrlVal(panel_hdl,COMPUTER_DORTDARB,imax3);

```

/***ANALOG ÇIKIŞ KONFIGÜRASYONU*****/**

```

err = MIO_Config (2, 0, 0);
err = Init_DA_Brds (2, &BTTYPE);
err = AO_Config (2, 1 , 0, 10.0, 0);
AO_VWrite (2, 1, 5);
AO_VWrite (2, 1, 5);
Delay (3);
AO_VWrite (2, 1, 5);
AO_VWrite (2, 1, 5);
SetCtrlVal(panel_hdl,COMPUTER_ACIKLAMA,"TRAIN-OF-FOUR
MODE UYARI TAMAM ÖRNEKLER ALINIYOR.....");

```

/***ANALOG GİRİŞ KONFIGÜRASYONU*****/**

```

err = MIO_Config (2, 0, 0);
err = Init_DA_Brds (2, &BTTYPE);
err = AI_Configure (2, 1, 1, 5, 0, 1);

```

/****VERILERIN ALINMASI******/**

```
err = DAQ_Op (2, 1, 1, MBUFFER, 2500, 500.0);
FmtOut ("\n%d ornek noktasi alindi.", MAXPOINTS);
```

/****ALINAN VERILERIN GERILIME OLCEKLENMESI******/**

```
PlotStripChart(panel_hdl,COMPUTER_ISARET,VOLT,2500,0,0,4);
Sum1D (VOLT, 2500, F);
```

```
F1 = F[0]/2500;
```

```
for(i=0;i<2500;i++)
```

```
{
```

```
VOLT[i] = VOLT[i] - F1 ;
```

```
}
```

```
PlotStripChart (panel_hdl, COMPUTER_ISARET, VOLT,2500, 0, 0,
4);
```

```
for(i=1;i<251;i++)
```

```
{
```

```
OMER1[i] = VOLT[i];
```

```
OMER2[i] = VOLT[i+251];
```

```
OMER3[i] = VOLT[i+501];
```

```
OMER4[i] = VOLT[i+751];
```

```
}
```

```
MaxMin1D (OMER1, 250, &max, &imax, &min,&imin);
```

```
SetCtrlVal(panel_hdl,COMPUTER_ILKDARBE,max);
```

```
SetCtrlVal(panel_hdl,COMPUTER_ILKDARB,imax);
```

```
MaxMin1D (OMER2, 250, &max1, &imax1, &min,&imin);
```

```
SetCtrlVal(panel_hdl,COMPUTER_IKIDARBE,max1);
```

```
imax1 = imax1+250;
```

```
SetCtrlVal(panel_hdl,COMPUTER_IKIDARB,imax1);
```

```
MaxMin1D (OMER3, 250, &max2, &imax2, &min,&imin);
```

```
SetCtrlVal(panel_hdl,COMPUTER_UCUDARBE,max2);
```

```
imax2 = imax2 + 500;
```

```
SetCtrlVal(panel_hdl,COMPUTER_UCUDARB,imax2);
```

```
MaxMin1D (OMER4, 250, &max3, &imax3, &min,&imin);  
SetCtrlVal(panel_hdl,COMPUTER_DORTDARBE,max3);  
imax3 = imax3 + 750;  
SetCtrlVal(panel_hdl,COMPUTER_DORTDARB,imax3);  
SetCtrlVal(panel_hdl,COMPUTER_ACIKLAMA,"ÖRNEK  
DEĞERLERİ GERİLİM DEĞERLERİNE ÖLÇEKLENDİ");  
SetCtrlVal(panel_hdl,COMPUTER_ACIKLAMA,"ELDE ETTİGİM EN  
BÜYÜK İŞARETLERİN YERİ VE DEĞERİ");  
ZU=max3/max;  
SetCtrlVal(panel_hdl,COMPUTER_TOF,ZU);  
}
```

**Y.E. YÜKSEKÖĞRETİM KURULU
DOKÜMAN YASAKLI KURULU**

ÖZGEÇMİŞ

Ömer Ali Yılmaz,1969 yılında Denizli'nin Çardak İlçesinin Gemiş Köyü'nde dünyaya geldi. Orta Öğrenimine Denizli Cumhuriyet Lisesi'nde parasız yatılı olarak devam etti. 1990 yılında Uludağ Üniversite'sinden Elektronik Mühendis'i olarak mezun oldu. Aynı yıl İstanbul Teknik Üniversitesi'nin Fen Bilimleri Enstitüsünde Elektronik ve Haberleşme Anabilim Dalı Biyomedikal programında yüksek lisansa başladı. 1992–1994 yılları arasında TELETAS 'da Radyolink Üretim Mühendisi olarak görev yaptı.