



# ÖNSÖZ

Giderek gelenekselleşen Elektrik Mühendisliği Ulusal Kongrelerinin beşincisinde Trabzon'da buluşuyoruz. EMO ile KTÜ Elektrik-Elektronik Mühendisliği Bölümü'nün işbirliği ve TÜBİTAK'ın katkısıyla gerçekleşmekte olan Kongremizin başarılı ve verimli geçmesi umudundayız. Kongre sonuçlarından kıvanç duymak istiyoruz.

Kongre'de, bugüne kadar yapılmış çalışmalar ve yayınlanmış duyurulardan da anlaşılacağı gibi, bilinen yöntemlerin yanı sıra gelecek yıllara deneyim aktarabilecek yeni yaklaşımlar uygulanmaya çalışılmıştır. Bildiri özetlerinin değerlendirilmesine katılan uzman sayısının sistematik olarak artırılması, değerlendirme biçiminin daha da nesnelleştirilmesi, bildiri kitabında yeni yazım ve sunuş biçimlerinin oluşturulması gibi teknik gelişmelerin dışında ilginç olacağı sanılan panellerle güncel sorunların irdelenmesi ve yöresel öğelerle sosyal etkinliklere renk katılması amaçlanmıştır.

Kongrenin hazırlık ve düzenleme çalışmalarında bazı aksaklıklar olmuştur. Öncelikle kongre kararının olması gerekenden daha geç alınabilmiş olması, özet değerlendirme sürecinin posta trafiğinin çok yoğun olduğu bayram dönemlerine rastlaması hem Yürütme Kurulu'nu hem de Kongre'ye katılmak isteyenleri zor durumda bırakmıştır.

Kongrenin düzenlenmesi sırasında edinilen deneyimler ışığında sorunları çözücü ilkesel önerilerin ortaya konması yararlı olacaktır. Bunları kısaca sıralayabiliriz. Örneğin 6. Kongre'nin ya da kısaca EMUK'95'in nerede ve ne zaman yapılacağını şimdiden kararlaştırmak gerekmektedir. Bundan sonra Konferans olarak adlandırılması daha uygun olacak Kongre için sürekli ya da uzun süre görevli bir 'Ulusal Düzenleme Kurulu'nun oluşturulması ve bu Kurul'un temel ilkesel karar ve yöntemleri üretmesi daha elverişli olacaktır. Kongre'nin yapılacağı konumdaki işleri ise 'Yerel Düzenleme Kurulu' üstlenmelidir. 'Bilimsel Değerlendirme Kurulu'nun da ayrıntılı bir sınıflandırma ve nitelik belirlenmesi ile bir kere oluşturulması, yalnızca gelişen koşullara göre güncelleştirilmesi düşünülebilir.

EMUK, böylesi bir yapılaşma ile daha sağlıklı, zaman planlaması daha verimli bir konferansa dönüşecektir kanısındayız. Örneğin bu durumda bildiri tam metinlerinin de değerlendirme ve denetim sürecine girmeleri olanaklı kılınacak, şu ana kadar ancak Yürütme Kurulları'nın ayrıntılı olarak bilincine varabildiği teknik sorunlar ortadan kalkacaktır. Konferansda da içerik ve düzey açısından belirli bir iyileştirme sağlanabilecektir. Bunu en yakında, EMUK'95'de gerçekleştirmiş olarak görmek dileğindediriz.

Bilindiği gibi Kongremiz Elektrik, Elektronik-Haberleşme, Kontrol ve Bilgisayar Sistemleri alanlarında bilimsel-teknolojik özgün katkıların tartışılıp değerlendirilmesi ile araştırma, geliştirme, uygulama ve eğitim süreçlerindeki kişi ve kuruluşların birbirleriyle doğrudan iletişimini sağlamayı amaçlamaktadır. Ayrıca sosyal yakınlaşma ve dayanışmaya da

katkıda bulunmaktadır. Ancak Kongre ve onunla birlikte oluşturulan sergi/fuarın çok değerli bir 'Mesleki Eğitim ve Geliştirme' aracı olduğu bilincinin kişi ve kurumlarda daha çok yerleşmesi için çaba gösterme gereği de ortaya çıkmaktadır.

Kongrenin gerçekleşmesini sağlayan, hazırlık ve düzenlemeleri üstlenen KT, EMO ve TÜBİTAK'a, oluşturulmuş olan kurulların üyelerine, ayrıca burada adlarını saymakla bitmeyecek kişi ve kamu - özel - akademik nitelikli kuruluşlara, yardım ve katkıları nedeniyle, Kongre'nin yararlı sonuçlarını paylaşacak olan topluluğumuz adına teşekkürlerimizi sunmak isteriz.

Kongremizin başarılı ve verimli bir biçimde gerçekleşmesi, ülkemiz için bilimsel - teknolojik kazanımlar üretmesi dileğiyle Yürütme Kurulu olarak saygılarımızı iletiriz.

Doç. Dr. Güven ÖNBİLGİN  
Yürütme Kurulu Başkanı

# ELEKTRİK MÜHENDİSLİĞİ 5. ULUSAL KONGRESİ

## YÜRÜTME KURULU

Güven ÖNBİLGİN (K1U)  
Yakup AYDIN (EMO) Sefa AKPINAR (KTU)  
Canan TOKER (ODTÜ) Kaya BOZOKLAR (EMO)  
Masan DINCER (KTU) A.Oğuz SOYSAL (IU)  
Abdül İlah SEZGİN (KTU) İrfan SENLİK (EMO)  
Kenan SOYKAN (EMO) Y.Nuri SEVGİN (EMO)

## DANIŞMA KURULU

Rasim ALDEMİR (BARMEK) Mehmet KESİM (Anadolu U)  
Teoman ALPTURK (TMMOB) Macit MUTAF (EMO)  
Ahmet ALTINEL (TEK) Erdinç ÖZKAN (PTT)  
İbrahim ATALI (EMO) Kamil SOĞUKPINAR (TETSAN)  
Malik AVİRAL (ELIMKO) Sedat SİSBOT (METRONİK)  
Emir BİRGÜN (EMO) Atıf URAL (Kocaeli U.)  
Sıtkı CİĞDEM (EMO) I. Ata YİĞİT (EMO)  
R. Can ERKÖK (ABB) Fikret YÜCEL (TELETAS)  
Bülent ERTAN (ODTÜ) Hamit SERBEST (CU)  
Uğur ERTAN (BARMEK) Canan TOKER (ODTÜ)  
İsa GÜNGÖR (EMO) Nusret YUKSELER (ITU)  
Ersin KAYA (Kaynak) Kemal ÖZMEHMET (DEU)  
Okyay KAYNAK (Boğaziçi U)

## SOSYAL ETKİNLİKLER KURULU

Y. Nuri SEVGİN (EMO)  
Necla ÇORUH (PTT) Hatice SEZGİN (KTU)  
Esen ÖNKİBAR (TEK) Yuaf TANDOGAN (PTT)  
Abdullah SEZGİN (KTU) Ömer K. YALCIN (TELSER)

## SEKRETERLİK HİZMETLERİ

Necmi İKİNCİ (EMO) Elmas SARI (EMO)

BİLİMSEL DEĞERLENDİRME KURULU

Cevdet ACAR (ITU)  
İnci AKKAYA (ITU)  
A.Sefa AKPINAR (KTU)  
Ayhan ALTINTAŞ (Bi I.U)  
Fuat ANDAY (ITU)  
Fahrettin ARSLAN (IU)  
Murat ASKAR (ODTÜ)  
Abdullah ATALAR (Bi I.U)  
Selim AY (YTU)  
Umit AYGÖLU (ITU)  
Atalay BARKANA (Anadolu U)  
Mehmet BAYRAK (Selçuk U)  
Atilla BİR (ITU)  
Galip CANSEVER (YTU)  
Kenan DANIŞMAN (Erciyes U)  
Ahmet DERVISOGLU (ITU)  
Hasan DİNÇER (KTU)  
M.Sezai DİNÇER (Gazi U)  
Günser DURUSOY (ITU)  
Nadia ERDOĞAN (ITU)  
Aydan ERKMEN (ODTÜ)  
İsmet ERKMEN (ODTÜ)  
H.Bulent ERTAN (ODTÜ)  
Selçuk GEÇİM (Hacettepe U)  
Cem GÖKNAR (ITU)  
Remzi GULGUN (YTU)  
Filiz GUNES (YTU)  
Irfan GÜNEY (Marmara U)  
Fikret GÜRGEN (Boğaziçi U)  
Fuat GURLEYEN (ITU)  
Cemil GURUNLU (KTU)  
Nurdan GUZELBEYOGLU (ITU)  
Emre HARMANCI (ITU)  
Altuğ İFTAR (Anadolu U)  
Kemal İNAN (ODTÜ)  
Asım KASAPOGLU (YTU)  
Adnan KAYPMAS (ITU)  
Ahmet H. KAYRAN (ITU)  
Mehmet KESİM (Anadolu U)  
Erol KOCAOGLAN (ODTÜ)  
Muhammet KOKSAL (İnönü U)  
Hayrettin KÖYMEN (Bil. U)  
Hakan KUNTMAN (ITU)  
Tamer KUTMAN (ITU)  
Duran LEBLEBİCİ (ITU)  
Kevork MARDİKİYAN (ITU)  
A.Faik MERGEN (ITU)  
Avni MORGUL (Boğaziçi U)  
Güven ÖNBİLGİN (KTU)  
Bülent ÖRENCİK (ITU)  
Bülent ÖZGUC (Bi I.U)  
A.Bülent ÖZGÜLER (BİI.U)  
Yılmaz ÖZKAN (ITU)  
Muzaffer ÖZKAYA (ITU)  
Kemal ÖZMEHMET (DEU)  
Osman PALAMUTCUOGLU (ITU)  
Erdal PANAYIRCI (ITU)  
Halit PASTACI (YTU)  
Ahmet RUMELİ (ODTÜ)  
Bülent SANKUR (Boğaziçi U)  
M.Kemal SARIOGLU (ITU)  
Müzeyyen SARITAS (Gazi U)  
A.Hamit SERBEST (CU)  
Osman SEVAİOGLU (ODTÜ)  
A.Oğuz SOYSAL (IU)  
Taner SENGÖR (YTU)  
Emir TACER (ITU)  
Nesrin TARKAN (ITU)  
Mehmet TOLUN (ODTÜ)  
Osman TONYALI (KTU)  
Ersin TULUNAY (ODTÜ)  
Nejat TUNCAY (ITU)  
Atıf URAL (Kocaeli U)  
Alper URAZ (Hacettepe U)  
Gökhan UZGÖREN (IU)  
Yıldırım UCTUĞ (ODTÜ)  
Asaf VAROL (Fırat U)  
Sıddık B. YARMAN (IU)  
Mümtaz YILMAZ (KTU)  
Melek YÜCEL (ODTÜ)  
Nusret YUKSELER (ITU)  
Selma YUNCU (Gazi U)

SM YISAL SES KA YIT İTİ MİKRODENETLEYİCİLİ KONTROL DEVRESİ

Tiiliy YILDIRIM

Yıldız Teknik Üniversitesi, Elektrik Elektronik Fakültesi  
Elektronik ve Haberleşme Müh. Bölümü, Maslak, İSTANBUL

ÖZET

Endüstriyel alanda kullanılan birçok sistemde, ışıklı veya yazılı uyarılar ve mesajlar kullanılmaktadır. Dutumla birlikte, özellikle çeşitli alarm sistemlerinde sözlü mesajlara duyulan ihtiyaç gün geçtikçe artmaktadır. Du çalışmada, yaklaşık 1 dakika süreli sözlü bir mesajın sayısal olarak nasıl kaydedilebileceği ve bu kaydın bir mikrodnetleyici vasıtası ile nasıl kontrol edilebileceği incelenmiş; tasarlanan bir devre ile pratik olarak gerçekleştirilmiştir. Çalışmada devamlı olarak değişen eğimli delta modülasyonu ile ses kaydeden ve tekrarlayan bir tümdevre olan TMS.V177 kullanılmıştır. Ayrıca, uygulamada, yapılan ses kaydının kontrolü için TMS77CK2 mikrodnetleyicisi kullanılarak devrenin işlevi artırılmıştır.

1.GİRİŞ

Ses işaretlerinin analog olarak kaydedilmesinde yüksek kaliteli band malzemesi kullanılmasına rağmen, sistemlerden ve malzemedeki kaynaklanan doğal bir sınıra dayanılmaktadır. Üstelik, analog bir kaydın başka sistemler tarafından kontrol edilebilmesi ve özellikle de endüstriyel alanda kullanılması sayısal ses kaydına kıyasla daha zordur. Bu nedenle, sayısal ses kayıt yöntemlerinin incelenmesi büyük önem kazanmaktadır.

Gelişen teknoloji ile ses ismetlerinin sayısal olarak kaydedilmesi konusunda büyük bir ilerleme olmuştur. Bu çalışmanın gerçekleştirilmesinde bu amaçla üretilen TMS3477 tiimlevyesi kullanılmıştır. TMS.M77 ile yüksek doğruluğa sahip sayısal ses kaydı yapmak

mümkündür. Devrenin tasarlanması sırasında yapılan kaydın kontrolü için TMS77C82 mikrodnetleyicisinden yararlanılmıştır. Kontrolde mikrodnetleyici kullanılması devrenin isteğe uygun şekilde geliştirilmesini sağlar. Örneğin, bir den fazla sözlü mesaj kaydedilebilir ve bu mesajlar çeşitli amaçlarla kullanılabilir. Yapılan çalışmada toplam uzunluğu yaklaşık 1 dakika olan iki ayrı mesaj kaydedilmiştir. Mikrodnetleyiciye bir sensör bilgisi gelmesi halinde önce birinci mesajın, sensörden gelen bilginin devam etmesi durumunda ise ikinci mesajın da veilmesi sağlanmıştır. Bu devreyi kullanarak, bir endüstriyel kontrol sisteminde, bitirilen bir işlemin ardından yapılması gereken yeni işlem hakkında sistemin başında olan kişinin uyandırılması mümkündür. Yine böyle bir sistemle herhangi bir alarm durumu karşısında bu durumla ilgili kişiler uyarılabilir.

Bu sayısal ses kayıt düzeni bir alarm sistemiyle birleştirilerek, alarm geldiği anda mikrodnetleyici vasıtası ile telefon hattına girilerek gerekli yerlere (itfaiye, polis, vb.) alarmı duyurumunu açıklayan sözlü bir mesaj iletebilir. Bunun yanısıra bir malın veya panonun yakınına konan bir sensör aracılığıyla karşısına gelen kişiye o mal veya panodakiler hakkında açıklayıcı bilgi içeren bir mesaj ve ilmesi sağlanabilir. T asanında mikrodnetleyici kullanılarak kaydedilen sesten isteğe uygun olarak yararlanmak mümkündür.

2. TMS.U77 GENEL ÖZELLİKLERİ

TMS.V177 devamlı olarak değişen eğimli delta modülasyonu kullanarak ses kaydeden / teki aralayan bir tümdevredir. Dışarıdan bağlanan anahtarlar vasıtası ile tuş arahirimini

modunda kontrol edilebileceği gibi, doğrudan doğruya bir mikiodenetleyiciye bağlanarak merkezi işlem ünitesi-arabirimi modunda da çalıştırılabilir. Bu modlarda TMS3477'yi kontrol etmek için döit komut vardır. Kaydı başlatmak veya yeniden başlatmak için REC komutu, kaydın tekrarlanmasını başlatmak veya yeniden başlatmak için PB komutu, kayda veya kaydın tekrarlanmasına ara vermek için PAUSE komutu ve bütün komut işletimini dıudurmak için STOP komutu.

Kayıt işlemi sırasında, DATA bacağı yolu ile TMS3477 kodlanmış biti dışarıdan bağlanan dinamik RAM (DRAM)<sup>1</sup> lara depolar. TMS 3477 bir tazeleme sayıcısına sahiptir ve bununla doğrudan doğruya DRAM' lara bağlanabilir. Kodlanan her bit adres sayıcısı tarafından adı eslenir. STOP komutu veya hafızanın sonunun tesbit edilmesiyle kayıt bitirildiği zaman, durdurma adresi buna ait adres saklayıcıda saklanır. Tekrarlama işlemi sırasında dönüştürülen bilgileri durdurmak için bu adı es kullanılır.

Mod saklayıcısı işletim modunu tanımlar ve APO - AP9 bacaklarına dışarıdan bağlanan aşağı-çekme dirençleri ile progiamlanır. TMS3477 bu bacaklara bağlı, tünulevre üzerinde yukarı-çekme dirençlerine sahiptir; bu yüzden, tüm "I" girişleri mod saklayıcısının o anki değeridir. İşletim modunun prog-lanması ile TMS3477 ile birlikte kullanılacak DRAM tipi (4164, 4256 veya 4C1024) ve adedi (bir veya iki), tümdevrenin hangi modda çalıştırılacağı (tuş-veya MİB-arabirimi modu), temel veri örnekleme saati (16 Kİ iz, 32 KIIz veya 64 KIIz) ve periyodik kayıt, kayıt kontrol veya veri sıkıştırma yapılıp yapılmayacağı belirlenir.

Tümdevrenin çalışması sırasında MIC bacağına gelen analog giriş işareti veri örnekleme periyodunda 10 bitlik sayısal/analog dönüştürücünün çıkış seviyesi ile karşılaştırılır. Karşılaştırıcıdan gelen bilgi çıkış dizisi dış DRAM' lara depolanır. Burada sayısal/analog dönüştürücünün çıkışı, önceden örneklenen verilere dayanan tahmin etme integratörü ve hecesel integratör tarafından

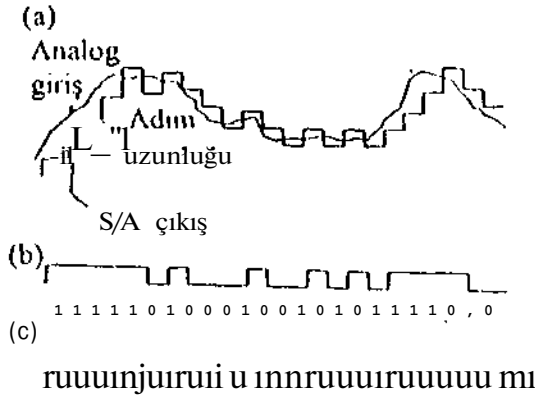
üretilir. TMS3477 dalga şeklinin adım gerilim seviyesini belirleme, 64 KIIz aşırı örnekleme saali kullanma ve aşırı-ömeikleme taşıyıcı güüültüsünü bastırma yolu ile yüksek doğruluklu işaret üretir.

## 2.2.Devamlı Olarak Değişen Eğimli Delta Modülasyonu

Delta modülasyonu, band sınırlı analog işaretleri ikili şekilde kodlanmış darbe dizilerine dönüştürmede kullanılan bir tekniktir. Bu modülasyonun en basit şekli sabit kuantalayıcıya sahip doğrusal delta modülasyonudur. Burada, giriş işareti sabit adım uzunluğu ile izlenir. Örnek oram arttıkça izleme daha iyi olur Fakat giriş işaretinin çok hızlı değişmesi durumunda; yani, modüle eden işaretin iki örnek arasında adım uzunluğundan daha büyük miktarda değişmesi halinde aşırı yüklenme olur. Giriş işaretimiz konuşma işareti olduğunda, frekansa bağlı olarak eğim aşırı yüklenmesi ortaya çıkabilir. Bu durumun önlenmesi için adaplif delta modülasyonu teknikleri kullanılabilir. TMS3477 bunlardan biri olan devamlı olarak değişen eğimli delta modülasyonunu kullanır. Bu modülasyonda, kullanılan bir ani uyarlanabilir kuantalayıcı, her örnekleme anında adım ölçüsünü bir minimum ve maksimum adım ölçüsü arasında kalacak şekilde değiştirir. Şekil 1'de bu modülasyona ait dalga şekilleri verilmiştir.

İyi bir dinleme kalitesinin elde edilebilmesi için mümkün olduğunca sık aralıklarla örnekleme yapılmalıdır. Çünkü, ses frekanslı işaretin elde edilmesindeki doğruluk örnekleme ve işaret frekansları arasındaki oranın büyük olmasına bağlıdır. Bu durumda okuma sırasında elde edilen işaret aslına uygun olur. Bir konuşmanın iyi anlaşılabilmesi için 8 KIIz' lik örnekleme frekansı yeterli olmasına karşılık, delta modülasyonu ile müzik işaretinin işlenmesi halinde bu frekansın en az 60 KUz'e yükseltilmesi gerekir. TMS3477'de 12-98 KIIz arasında örnekleme frekansı seçmek mümkündür.

TMS3477' deki devamlı olarak değişen eğimli delta modülasyonu mantığı, veri örnekleme periyodunda ( $F_{vti}$ ) "0" veya "1" lere



Şekil. 1 Devamlı Olarak Değişen Eğimli Delta Modülasyonu

- Dalga şekli
- Kodlanmış bit paterni
- Örnekleme işareti

kodlama yapar. Bu yüzden, ses bilgisi sıkıştırma oranı, ses kalitesi ve kayıt zamanı aşağıda tanımlanan veri örnekleme saatine bağlıdır.

$$f_{vö} = (F_{os} * F_{JVIJ})/320000$$

$F_{vö}$  : Veri örnekleme saati (I iz)

$F_{os}$  : TMS3477 osilatör frekansı (Hz)

$F_{tvö}$  : AP6-AP7 girişleri tarafından belirlenen veri örnekleme saati

## 2. TMS77C82 MİMARİSİ

TMS77C82 mikrodeneleyicisi 8K (ROM/OTP/IIPROM) program belleği ve 256 Byte RAM belleğe sahiptir. 32 adet giriş/çıkış ucundan 21'ü çili yönlü, 8'i ise yalnız çıkış olarak kullanılabilir. İki adet kaskad bağlanabilir, 161.5 bit ve bir adet 8+2 bit olmak üzere üç ayrı zamanlayıcısı vardır. Mikrodeneleyicide 6 adet kesme vardır. Bunlardan ikisi programlanabilir dış kesme, üçü iç kesme ve biri de RESET tir.

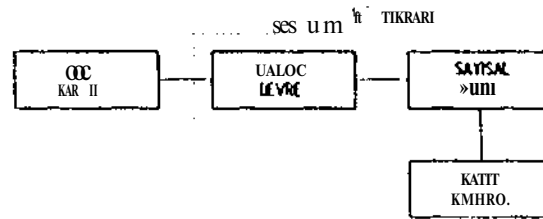
Mikrodeneleyicinin Merkezi İşlem Birimi (MİB), A ve B adlarını alan iki adet akümülatör, 8-bit Yığın Göstergesi, 16-bit Program Sayacı ve dört adet bayrak içeren Duaym Saklayıcısından oluşur. Denetleyicinin adres haritasında 0. ve 1. sayfaları işgal eden alanlara özel isimler verilmiştir ve bunlar MİB

tarafından özel bir şekilde kullanılırlar. 0. sayfada Saklayıcı Kütüğü denilen RAM bellek yer alır. 1. sayfada ise tümdevre üzerindeki çevre birimlerin durum ve denetim ^aklayıcıları bulunur. 256 Byte uzunluğundaki bu alana Çevre Birim Kütüğü denir.

TMS77C82 dört farklı çalışma moduna sahiptir: Tek Yonga Modu, Çevre Birim Genişletme Modu, Tam Genişletme Modu ve Mikroişlemci Modu. Tümdevrenin çalışma modu, MC kontrol bacağı ve Çevre Birim Kütüğündeki iki bit ile seçilerek giriş/çıkış uçlarının ve bellek alanının yapısı tesbit edilir.

## 4. UYGULAMA

Gerçekleştirilen devre yapısı Şekil.2 de gösterilen üç ana bloktan (güç kam, ses kayıt ve tekrarlama kartı, mikrodeneleyicili kontrol kam) oluşmaktadır. Çalışma sırasında öncelikle devre için gerekli olan +12V, -12V ve -5V'luk gerilimleri sağlamak amacıyla bir güç kartı tasarlanmıştır. Devre çalışırken şebeke geriliminin herhangi bir nedenle kesilmesi halinde önceden kaydedilmiş kayıt bilgisinin yok olmaması için güç katına bir pil ilavesi yapılmıştır. Bu sayede kesinti süresince sadece çok az güç harcayan sayısal devrenin çalışması ve DRAM' tara depolanmış olan kayıt bilgisinin kaybolmaması sağlanmıştır.



SEKİL.2 Blok Sema

Devrenin genel yapısı Şekil.3 de gösterilmiştir. Burada kaydedilecek ses bilgisi, mikrofon işaret seviyesinin düşük ve empedansının yüksek olması nedeni ile önce bir



önkuvvetlendiriciden getirilmiştir. Önkuvvetlendiricinin çıkışı filtre edildikten sonra, TMS3477'nin MIC bacağına gürültü alınmıştır. Kayıt için gelen ses bilgisi konuşma işareti okluğu için 200 Hz - 3400 Hz arasındaki işaretleri geçiren bir alçak geçiren ve bir yüksek geçiren filtre kullanılarak TMS3477'ye istenmeyen işaretlerin gelmesi engellenmiştir. Filtre ve önkuvvetlendirici için yüksek gürültü empedansına ve düşük gürültü gerilimlerine sahip olmaları nedeniyle JF11T girişli işlemci kuvvetlendiriciler kullanılmıştır. Tüm devreye kayıt bilgisi geldiği anda, gelen ses işareti sayısal bilgiye kodlanarak DRAM larına depolanır. Burada kaydedilen sesin kalitesi ve süresi örnekleme frekansına, TMS3477 osilatör frekansına ve kullanılan DRAM'ın kapasitesine bağlıdır. TMS3477 için,  $250 \text{ KHz} \leq F_{os} \leq 192 \text{ KHz}$  dir.

Daha önce verilen formüle dayanarak, 16 KHz temel veri örnekleme frekansı için  $F_{os} = 12.5 \text{ KHz}$  ( $F_{os} = 250 \text{ KHz}$  için) ile 24.8 KHz ( $F_{os} = 492 \text{ KHz}$  için) arasında değişmektedir. Aynı şekilde,  $F_{os} = 32 \text{ KHz}$  için  $25 \text{ KHz} < F_{os} < 49.2 \text{ KHz}$  ve  $F_{os} = 64 \text{ KHz}$  için  $50 \text{ KHz} \leq F_{os} \leq 98.4 \text{ KHz}$  veri örnekleme frekansı değerleri elde edilir. Burada 16, 32 ve 64 KHz temel veri örnekleme frekansları bu komütatör vasıtasıyla seçilmektedir. Buna göre,  $F_{os} = 16 \text{ KHz}$  ve  $F_{os} = 250 \text{ KHz}$  değerleri kullanıldığı zaman saniyede 12500 Kbit örneklenebilir. 1 Mbit'lik DRAM kullanılacak olursa,

$1 \text{ Mbit} / 12500 \text{ Kbit} = 80 \text{ sn}$  süreli bir kayıt yapılabilir. Buna benzer şekilde,  $F_{os} = 492 \text{ KHz}$  için 40 sn süreli kayıt yapmak mümkündür.  $F_{os} = 32 \text{ KHz}$  için 20-40 sn ve  $F_{os} = 64 \text{ KHz}$  için 10-20 sn süreli kayıt yapılabilir. İki adet 1 Mbit DRAM kullanılarak bu süreler iki katına çıkarılabilir.

Gerçekleşen devrede kaydedilen sesin önceden belirlenen koşullar altında (burada bir sen.ör bilgisinin gelmesi koşulu) tekrarlanması ve gerektiği zaman kaydedilmiş mesajın değiştirilmesini sağlamak için TMS3477C82 nüküdenetleyicisi kullanılmıştır. Bu işlem için TMS3477C82'nin A portu giriş olarak

şartlanmış ve bu portta kayıt, tekiyılama, PAUSE ve durdurma fonksiyonlarını yerine getirmek için dışarıdan İnterfaylar bağlanmıştır. Böylece istendiği anda yeni bir mesaj kaydı yapılabilir ve bunun düzgün olup olmadığı kontrol edilebilmektedir. Normal çalışması sırasında, kayıt dışındaki bütün fonksiyonlar mikrodenetleyici tarafından yerine getirilmektedir.

A portuna ayrıca sensör bilgisi ve TMS3477'den gelen meşgul işareti (BUSY) girilmektedir. Denetleyicinin B portundan da kayıt, tekiyılama ve durdurma fonksiyonlarını sağlamak için gerekli işaretleri gönderilmektedir. Bu devrede TMS3477 MIB-arabirimi modülüyle çalışmaktadır. B portuna I.F.D bağlanarak o anda yürütülen komutun görülmesi de sağlanmıştır. Devrede sensör olmak 0.5m uzaklıktan hem saydam hem de ışık geçirmez cisimleri algılayabilen bir fotoelektrik anahtar kullanılmıştır.

#### 4.1. Yazılımı

Uygulamada, yaklaşık olarak bir dakika süre içerisinde iki ayrı mesaj kaydedilmiş ve sensörden gelen bilgi kontrol edilmiştir. Sensörden bilgi geldiğinde ikinci mesaj verilmekte, bundan sonra yeniden sensör bilgisi gelip gelmediğine bakılmaktadır. Eğer hala sensör bilgisi geliyorsa ikinci mesaj da verilmektedir. Böylece sadece sensörün önünden gelip geçme durumunda gereksiz yere ikinci mesajın verilmesi önlenmiştir.

Sistemin kontrolü için yapılan yazılımda TMS3477C82'nin zamanlayıcı fonksiyonlarından yararlanılmıştır. İlk mesajın kayıt süresi zamanlayıcı ile belirlendikten sonra bir saklayıcıya yüklenmiştir. Tekrarlama anında, sadece bir sensör bilgisi gelmesi durumunda yine zamanlayıcı kullanılarak tekrar etme süresi ile (önceden saklanan kayıt süresi karşılaştırılmış ve birinci mesajın bittiği yerde tekiyılamanın durdurulması sağlanmıştır.

#### 5.SONUÇ

Bu çalışmada, başta endüstriyel alanlarda kullanılmak üzere, çeşitli amaçlara yönelik



# ANALOG İŞARETLERİN BİLGİSAYARDA SAKLANARAK DEĞERLENDİRİLMESİ VE TIBBİ UYGULAMALARI

Mehmet BAYRAK

Yalçın EZGİNCİ

Selçuk Üniversitesi Müh.-Mim. Fakültesi  
Elektrik-Elektronik Mühendisliği Bölümü  
42040 Zindarıkaale- KONYA

## Özet

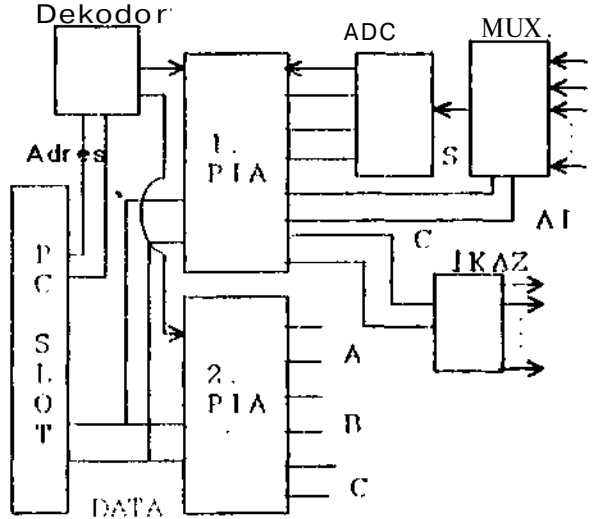
Bu çalışma için birden fazla analog ve dijital bilginin PC-AT tipi bilgisayara girişi ve birden fazla dijital çıkışı yapabilecek genel amaçlı bir I/O kartı, tasarlanmıştır. Bu kartın tıbbi bir uygulaması, hasta takip monitörü olarak bilinen bir sistemle gerçekleştirilebilir. Bu sistem hastaya ait sıcaklık, kan basıncı, nabız sayısı bilgilerini ölçme ve herhangi bir derivasyon tipinde uygulanmak üzere EKG eğrilerini monitör ekranına real time olarak çizdirme özelliklerine sahiptir. Ayrıca, sistem acil durumları otomatik olarak değerlendirmekte ve ikaz işaretleri üretmektedir. Uygun genlik seviyelerine sahip olan hastaya ait bu 4 çeşit bilginin, söz konusu I/O kartına verildiği varsayımı yapılarak, bir bilgisayar programı hazırlanmıştır. Bu program analog bilgiyi seçmekte, ADC 'nin çevrimini gerçekleştirmekte ve bilgiyi geçici ve sabit hafızalara aktarmaktadır. Ayrıca gerekli bilgileri değerlendirmekte veya ekrana çizdirmekte ve gerektiğinde acil sinyalleri vermekte ve uzun süreli dökümünü yapabilmektedir.

## 1. GİRİŞ

Analog işaretleri bilgisayara aktarabilmek için öncelikle uygun bir A/D çevirici ile bu bilgilerin dijital olarak elde edilmesi gerekir. Analog işaretler birden fazla olduğunda, bir çoktan-seçici (multiplexer) ADC'nin girişine ilave edilir. Dijital olarak elde edilen bilgiler 3-state kapılar üzerinden PC nin data hattına bir adresle tanımlanarak bağlanır. Bu sayede PC bilgisayarın donanım ve yazılım üstünlükleri, böyle bir arabirim ile istenen bir alana, istenen bir programlama dili ile tatbik edilebilir.

## 2. ANALOG-DİJİTAL I/O KARTI

Bilgisayarı harici bir elektriksel ortama açacak olan bu kartın dizaynında, bilgisayarın genişletme yuvaları baz alınmış ve Adres, Data ve Kontrol Bus'ına bağlanmak suretiyle geçiş yapılmıştır. Şekil 1. deki bu karta ait blok diyagramda da görüleceği gibi I/O arabiriminde en önemli görev, 8255 PIA tarafından gerçekleştirilmektedir.



Şekil 1 A/D, I/O Kartı Blok diyagramı

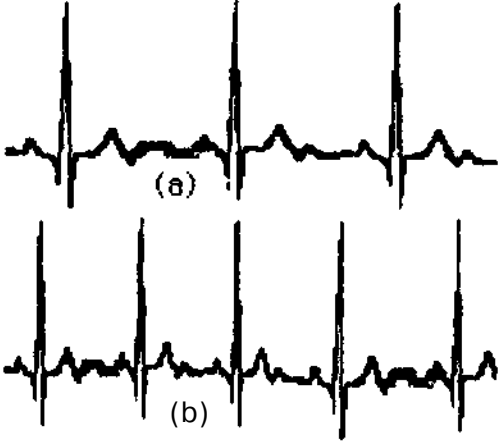
Paralel iletişimin kullanılması hassasiyet ve hız açısından çok avantajlıdır. Tasarım ve gerçekleştirme basamaklarında olabildiğince az eleman kullanılmaya çalışılmıştır.

### 2.1. Adres Dekoder

Başka bir programın yürütülmesi esnasında arabirimin seçilme ihtimalini ortadan kaldırmak için, PC'nin adres hattını tam olarak seçmek gerekir. Uygulamada

## 2.1 Kullanılacak Biyoelektrik İşaretler

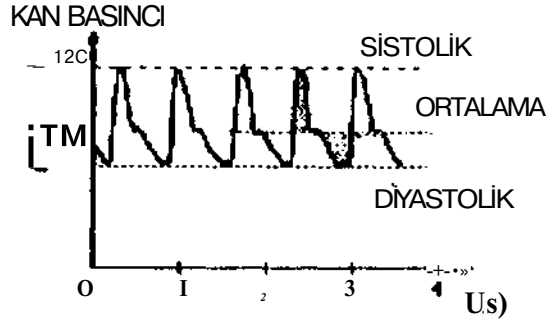
Elektrokardiyogram (EKG), kalbin elektrik alanı içindeki çeşitli noktalara elektrodların yerleştirilmesiyle bu noktalar arasındaki potansiyellerin ölçülmesi sonucu elde edilen karakteristik eğrilerdir. Normal, sağlıklı bir insan için elde edilen standart bir EKG, Şekil 6.a da görülmektedir. Ancak birçok değişik rahatsızlıkların bu işaretler üzerinde yapacağı etkiler nedeniyle, Şekil 6b de görüldüğü gibi algılanan işaretlerde önemli şekil değişiklikleri ve periyod farkları meydana gelmektedir. İşaretlerdeki bu bozulmalar genellikle aritmi olarak isimlendirilir. Uygulamada elde edilen bu EKG eğrilerinden rahatsızlığın yeri ve niteliği teşhis edilmektedir. Bu rahatsızlıklar Bradikardi, Taşikardi, Fibrilasyonlar, Eksik vuruş, R nin T üzerine binmesi, kalp hipertrofileri, vs. gibi karmaşık tür ve sayıda olabilir.



Şekil 6. örnek EKG'ler

Kan basıncı, kalp atımıyla birlikte kanın vücut damarlarına partiler halinde fırlatılması sonucu kan tarafından damar çeperlerine uygulanan basınç demektir (Tansiyon). Kan basıncı ölçümlerinin EKG'de olduğu gibi kesintisiz (sürekli) olarak alınması yerine, belirli periyotlarla, örneğin 5dk.'lık aralıklarla, alınmasında sürenin verimli kullanılması açısından yarar vardır. Bununla birlikte, acil vakalarda her an ölçülmesi istenen kan basıncı için kataterle kullanılan elektronik (indüktif, kapasitif veya strain-gage) basınç ölçerler son derece kullanışlıdır. Şekil 7. de tipik bir kan basınç eğrisi görülmektedir. Kan basına için bilinmesi gereken standart

değerler ; Sistolik basınç, Diyastolik basınç ve ortalama (ağırlıklı) basınç olmak üzere üç çeşittir.

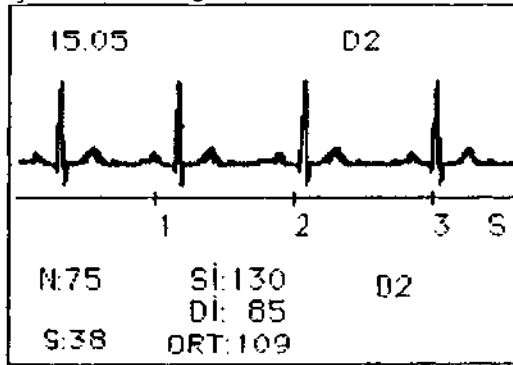


Şekil 7. Kan basıncı eğrisi

Nabız sayısı, Kan basıncı eğrisinin zaman domenindeki analizinden elde edilebilir. Sıcaklık değişimi, bir hasta için genelde yavaş seyrettiğinden ölçümlerin belirli aralıklarla yapılması yeterlidir. Ancak herhangi bir anda ölçülen değerlerin dönüştürücünün algılama özelliğine bağlı olarak, bir kaç saniye öncesi ölçülen değer olduğunu hatırlamak gerekir.

## 2.2.Hedeflenen Monitör Çıktısı

Zaman domeninde hastanın durumunu gerçek zamanda veren monitör çıktısı Şekil 8. deki gibi olabilir.



Şekil 8.Hasta takip monitörü görüntüsü

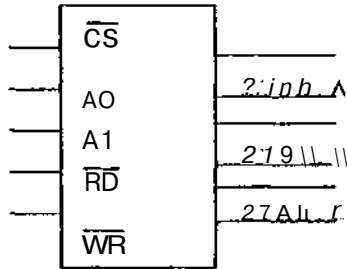
## 2.3. Program Algoritması

Şekil 9, hasta takip monitörü için bilgilerin genel olarak değerlendirilebileceği bir program algoritmasını göstermektedir. Bu algoritmanın programı için burada T.Pascal dili esas alınmış ve rutin işlemlerin yürütülmesi olabildiğince makina dili

adres bölgesi, PC-AT I/O Map'a bakılarak, örneğin 278h-27Fh boşluğu şeklinde seçilmiştir. Seçilen bu adreslere karşılık gelen binari değerleri, dekoderin seçici uçlarından adres hattına bağlanmıştır.

## 2.2. Programlanabilen Çevre Adaptörü

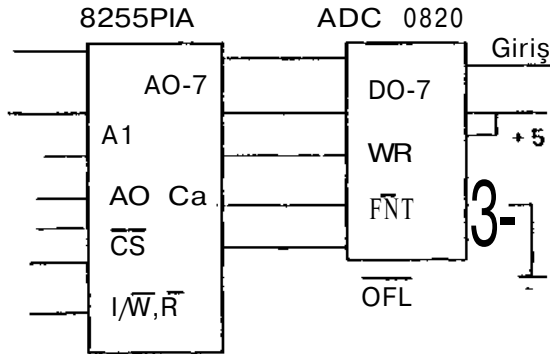
8255 PIA çevre birimi, 3 adet 8 bitlik port üzerinden data hattına giriş çıkış yapabilen ve bir mikroprogram yardımıyla kumanda edilen bir elemandır. Her bir port ile kontrol kelimesi (word) için farklı adresler kullanılır. 8255 PIA'nın kontrol girişleri ve port adresleri Şekil 2'de gösterilmiştir.



Şekil 2. 8255 PIA

## 2.3. Analog Dijital Çevirici

Şekil 3. de kullanılan 8 bitlik ADC 0820'nin toplam çevrim süresi 2.5µs dir.

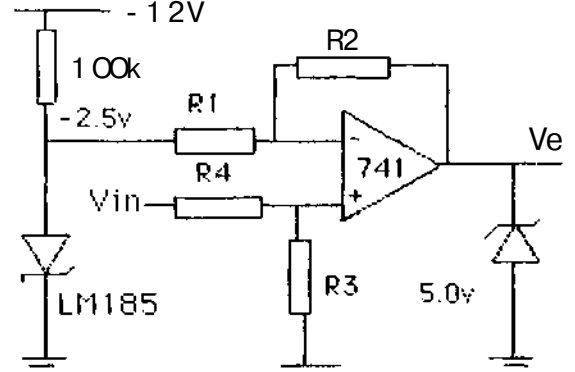


Şekil 3. ADC0820 devresi

## 2.4. Örnek bir Analog İşaretin Ötelenmesi

Şekil 3. deki ADC 0820'nin hızlı çevrime sahip olması ve saat işareti gerektirmemesi gibi avantajları bulunduğundan, devrede kullanılmak üzere özellikle se-

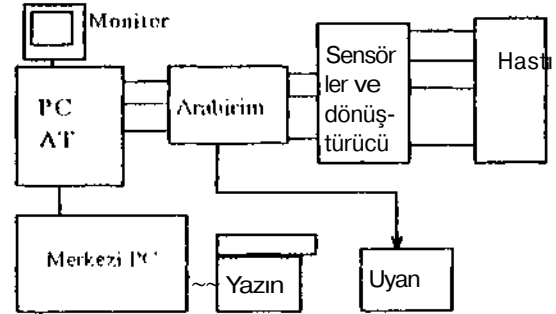
çilmiştir. Ancak bu çevirici, giriş sinyalini. 0 ile 5V arasında kesin olarak sınırlama dezavantajına da sahiptir. Yüksek hassasiyet ve doğruluk için, uygulamada elde edilecek işaretler bu aralığa kaydırılmalıdır, örnek olarak  $\pm 2.5V$  genliği 0-5V aralığına kaydıran bir öteleme devresi Şekil 4 de verilmiştir.



Şekil 4. Analog öteleme Devresi

## 3. I/O Kartının Uygulaması

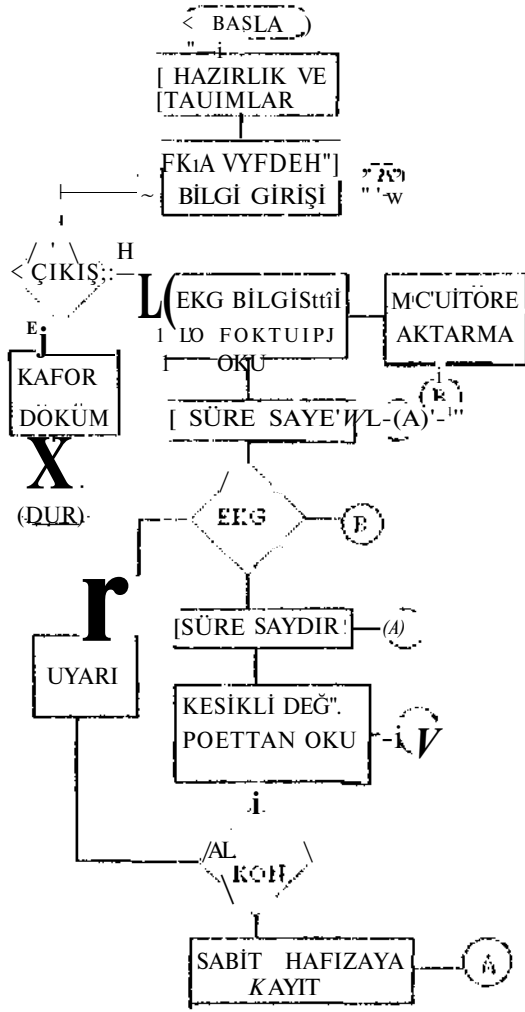
Hasta takip monitörü veya yoğun bakım takip ünitesi, çeşitli dönüştürücü ve sensörlerle alınan bilgileri görüntüleyen,, analiz ve dökümünü yapan ve acil durumlarda telli veya telsiz vasıtalarla j|g|j|\_e ikaz işareti veya raporu gönderen bir cihazlardır. Şekil 5., imal edilen I/O arabiriminin kullanılması suretiyle elde edilecek sistemin blok diyagramını



Şekil 5. Bilgisayarlı Hasta Takip Monitörü Blok Diyagramı

göstermektedir. Bu sistemle, hastaya ait kan basıncı, nabız sayısı, sıcaklık bilgilerinin yazılması yanında istenilen bir derivasyon tipi için Elektrokardiyogram (EKG) eğrilerini monitöre, gerçek zamanda çizdirilebilir.

ile gerçekleştirilmiştir.



Şekil 9. Programın genel yapısı

Söz konusu program; sabitlerin ve parametrelerin tanımlanmasını, prosedür ve fonksiyonların oluşturulmasını, bilgilerin karşılaştırılmasını, eğrilerin çizdirilmesini ve süre sayımı ile dökümantasyon işlemlerinin tamamını içermektedir. Burada EKG kontrolünde, sadece bradikardi ve tasikardimin resbitini. basit olarak R dalgası peiyodları karşılaştırarak yapılmaktadır. Ancak, hazırlanan program, uygulamalarda elde edilecek verilerin ışığında, yeniden düzenlenmelidir.

#### 4. SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu çalışmada, analog ve dijital giriş-çıkış yapabilecek özellikte genel amaçlı bir elekt'ontk lıput-Output (I/O) arabirim kartı

ELEKTRİK MÜHENDİSLİĞİ 5. ULUSAL KONGRESİ

tasarlanarak imal edilmiştir. Bu arabirim kartının tıbbi uygulaması olarak, sağlık merkezlerinin acı servislerinde kullanılan hasta takip ünitesi ele alınmış ve hasta ile ilgili değerlendirmelerin yapılabilmesi için uygun bir bilgisayar programının hazırlanması yoluna gidilmiştir.

Uygulamada yüksek kapasiteli bir bilgisayarın kullanılması ve biyomedikal işaretlelerin analiz metndlarının iyi seçilmesi, ayrıca gerekiyorsa yeni pratik inetodların geliştirilmesi suretiyle, bilgisayar belleği'nin işlev gücünün atılması mümkündür. Bunun yanında uygulamada hastadan alınan velilerin dikkatle değerlendirilmesinden sonra, öneilen programın sağlıklı ve güvenli bir şekilde kullanılması için, yeni düzenlemelere ihtiyaç duyulabilir.

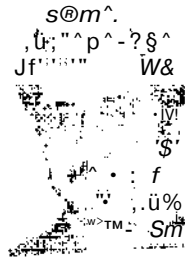
#### KAYNAKLAR

- [1] GAO f-JKAR. f \.S. I'JO-1.Micı opı <x:ecsoi Architecture. Pı oçı anıming and Applications, Bell & Howvull Company, London
- [2] CROMV^ELL L...19ÖÖ. Bio medı <; al Instrumentation and Measır emerıtG rienlice-Hal! . Jew Jersey
- [3] ASTON R. 1990. Pnıncıpleo ol Orylıedi:al İtsıtmentatıoM and My-nsıreııııt.Mrı' il P. Comı. Colurıbus



#### Mehmet BAYRAK

1942 yılında Konya'da doğdu. İngilizce'de Bilkent Üniversitesi'nde 1969 yılında Lisans (B.Eng.), 1971 yılında Doktora (Ph.D.) aldı. 1971 yılında İTİMİ aldı. 1971 yılında HÜ. de Mikrodalga dalında Doçent unvanını aldı. 1980 yılında Selçuk Üniversitesine Profesör olarak atandı. 1988 yılından beri SU Milli.-Mim.Fak. Elektrik-Elektronik Mühendisliği Bölümünde, Bolu Baokanhu uöi evii ii yui Ot İTİ ekledir



#### Yalcın EZGİNCİ

1961 yılında bjpvt'a'da doğdu. 1987 de Uludağ Ünı.Lletronık MOlı mezun oldu. Ercıyco Ünı.de Yüksek Lisansını 1991'te tamadı.Halen S.U.Elk. Clt. Muti de At g Gör. Hçı alanı Tıp Elektronik.

## Sinir Uyarısının Yeni Bir Teknik : Magnetik Sinir Uyarım Sistemi

Hüseyin ŞİRKİ

Calip CANSIÖMİR

Beyhan KILIÇ

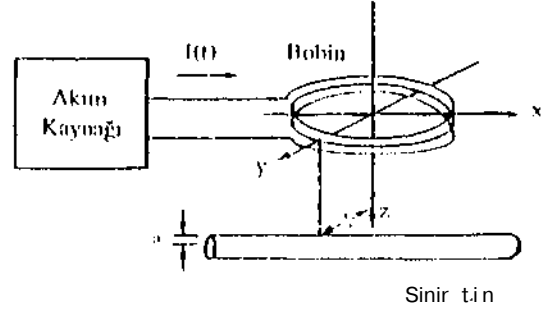
Y.T.I.İ, Elektronik-Uleklonik [aküllcsi, Hleklilik Mühendisliği Bölümü, 80750, Yıldırı, İSTANBUL

Özet: Son yıllarda çok büyük bir gelişme kaydeden sinir uyarım sistemlerine yeni teknikler daha katılmış olup, bu teknikler 1985 yılına ilk uygulamasının gösterilmesinden beri insan beyninin ve derisinde bulunan çevresel uyarınları için klinik uygulamalarda hızlı bir şekilde kullanıma girmiştir. Magnetik Uyarım Sistemi, zamanla değişen bir elektrik akımının bir bobin teli üzerinden geçerek bu akımla orantılı bir manyetik alan oluşması prensibine dayanmaktadır. Hızlı manyetik alan iletken bir ortama (örneğin bir sinir lifinden) geçecek olursa sinir lifinin üzerinden geçerek akanla olan ilişiklenmiş bir akıma sebep olacaktır. Böylece bu akım uygun bir genliğe, süreye ve düzgün bir dağılıma sahipse beyin elektrodlarındaki geçen akımda gözlemlendiği gibi sinirleri uyarılabilecektir. Böylece sinir zarı, depolarize edilebilecektir. Doku üzerinden geçen indüklenmiş bu akımın manyetik alanın zamanla değişen hızı (dB/dt) ile orantılıdır. Magnetik uyarım sistemi, elektriksel uyanma göre çok sayıda avantajları sağladığı için önemle dikkatle incelenen bir konudur. Vücuda temas olmadan dışarıdan uyarımın gerçekleştirilebilmesidir.

### Giriş :

Son yıllarda, elektromagnetik (EM) indüksiyon prensibi kullanılarak sinir uyarımını ile ilgili yeni bir model geliştirilmiş olup bu model motor beyin zarının haritasını çıkarmak, bedensel hareketlerin kontrolünün kaybedilmesiyle oluşan rahatsızlıklarla ilgili motor iletim gecikmesini ve çevre sinirlerde, iletim hızını ölçmek için kullanılmaktadır. EM indüksiyon yoluyla uyarım non-invasive (uyarıcı elemanın hasta ile elektriksel bir teması yoktur) olup bir gerilim farkının yüzey elektrodları ile uygulama metodu olan elektriksel uyarım metodundan daha az ağrı vermektedir. Pratikte uyarım, kolaylıkla uygulanabilir dokuya (indüksiyonun uygulanabilme özelliği bir bilimden farklı

olup sinir ve kas hücreleri en yüksek ıyınılabilme özelliğine sahiptirli (1)) sık yakınlıkla, bir bobin teli içerisinde zamanla değişen bir akım geçitilerek sağlanmaktadır (S.ckil-1) [5].



S.ckil 1 : Sinir uyarımını için kullanılan blok diyagramı. I(t) akımı, sinir lifi üzerinden geçitilerek sinir uyarımını sağlar. Sinir, y=10 ve z=1 cm de x ekseninde yerleştirilmiştir. Sinir lifi de il yarıdır.

Bir sinir lifi üzerindeki ilişiklenmiş elektrik alanın hareketini açıklamak üzere bir model kullanılacak olup bu modelde akım kaynağı ve uyarıcı bobin seri bir RLC devresi olarak modellenmiştir. Doku içindeki indüklenmiş elektrik alan dağılımı, uyarıcı bobinin geometrisinden ve akımın zaman içindeki değişiminden hesaplanır. Sinir üzerindeki indüklenmiş elektrik alanın etkisi, aktif lodykin. lodykin elemanlarını içeren bir kablo modeli ile belirlenmektedir. Sinir zarının kapasitesi ve iletkenliği gibi elektriksel özellikler, bobinin şekli ve sinir lifine göre bulunduğu konum gibi bağımsız değişkenler, kondansatör ve uyarıcı devrenin ilk andaki gerilimi bu modelin giriş değeri olarak belirlenebilir. Bu model, mesafe, ve zamanın birer fonksiyonu olarak uyarım sonucunda meydana gelen zar geçiş potansiyelini belirleyebilmektedir. Sinir lifinin, bu lifeye paralel indüklenmiş elektrik alan bileşeninin gradyanı (aralıdan uyarıldığı görülmektedir. Bu elektrik alan, geçiş zamanı depolarize ve hiperpolarize edebileceği gibi, aksiyon potansiyelini yaymak için sinir lifini de uyarılabilmektedir. [6],[7],[8].

## BOBİN İLE ÜRETİLEN ELEKTRİK ALAN :

Kullanılan modelde, uyarının gerçekleştirilebilmesi için gerekli bir parametre olan elektrik alanın, bobine uygulanan zamanla değişen akım kullanılarak hesaplanması gerekir. Maxwell denklemleri, elektrik alan ve bobin arasındaki ilişkiyi veren ifadelerdir. Cohen ve arkadaşları [9], imlüklenmiş elektrik alan  $E_x$ 'nin bobin akımı ve geometrisi gözönünde bulundurularak zamanın ve konumun birer fonksiyonu olarak

$$E_x(r,t) = \left[ \frac{dI(t)}{dt} \right] \cdot \left( \frac{\mu_0 N}{4\pi} \right) \int \frac{dl' \cos \theta}{r-r'} \quad (1)$$

ifadesi ile hesaplanabileceğini göstermişlerdir. Bu ifadede  $I_0$  bir sabit ( $I_0 = 4.7 \cdot 10^7$  Vs/Am). N bobindeki sarım sayısı,  $I(t)$  bobin akımı, elektrik alanın hesaplandığı konum  $r$  ise bobinin  $dl'$  difarensiyel elemanının konumunu göstermektedir.

(1) ifadesi EM indüksiyon tarafından üretilen elektrik alanı ifade etmektedir. İndüklenmiş elektrik alan dağılımı bir özelliğe sahip olup zaman ve boşluğun birer fonksiyonu olarak ifade edilebilir. Bobin geometrisi bir kez belirtildiğinde elektrik alanın uzaysal dağılımı (1) ifadesindeki akımdan bağımsız olarak belirlenir. Kullanılacak bobin çok kenarlı bir geometrik yapıya sahipmiş gibi düşünülür ve (1) ifadesi her bir kenar için analitik olarak çözülüp daha sonra da indüklenmiş elektrik alanı elde etmek için her bir kenardan gelen katkı loplarnın. Bladley J. Roth ve l'cter- J. Basser, 30 sarımlı 2.5 cm yarıçaplı daire şeklinde bir bobin kullanmış ve bu bobini 64 kenarlı bir çokgen olarak düşünerek analitik çözüm yapmışlardır [15].

Vücut dışından yapılacak bir EM uyarımı sırasında bobinin dokuya göre bulunduğu konum, doku iletkenliği ve geometrisi, elektrik alan üzerindeki etkileri bakımından gözönünde tutulması gereken özelliklerdir. Özel bir sinir hücrelerinin uyarılması durumunda, sinir lifine göre bobinin konumu ve yönü iyi belirlenip belli bir düzen içinde tutulmalıdır (Şekil-1).  $dI(t)/dt = 1$  A/p s lik bir değişim için  $y$ 'nin bir fonksiyonu olarak elektrik alanın  $x$  bileşeni  $E_x(x,y)$ 'nin değişimi Şekil-2.a 'da gösterilmiştir.

Şekil-2.b'de ise elektrik alanın  $x$  bileşeni  $E_x(x,y)$ 'nin  $x$  'e göre türevinin değişimi yine  $y$ 'nin bir fonksiyonu olarak çizilmiştir. Bu değişimin maksimum değeri ne bobin merkezinden aşağıda ne de bobinin kenarındadır. Şekil-2.c ise  $x$  ve  $y$ 'nin fonksiyonu olarak  $E_x/5x$ 'in eşyükselli eğrilerini göstermektedir [11], [12].

## BOBİNDEKİ AKIMIN ELDE EDİLMESİ VE DEĞİŞİMİ:

EM uyarım akım darbelerini üreten devre, prensip olarak, bir tiristör anahtar yardımıyla uyarılacak doku üzerinde yerleştirilmiş bir bobinden  $V_0$  gerilimine şarj edilmiş büyük değerli bir kondansatörün deşarj edilmesi prensibine dayanmaktadır. Bunu sağlayan bir devre Şekil-3.a 'da gösterilmiştir. Bu sistem bir RLC devresi ile modellenilebilir ( Şekil-3.b) [2], [13], [5]. Genellikle bu sistemlerde seri-paralel bağlanarak oluşturulmuş büyük değere sahip bir kondansatör kümesi kullanılır. Ayrıca, bobin içindeki akımı artıracak bir transformator, osilasyonu azaltmak ve kondansatörün deşarj edilmesinden sonra oluşacak ters gerilimi önlemek için diyod gibi lineer olmayan elemanlar kullanılmaktadır. Sistemi lelekleme için gerekli darbeler optik kuplajlı bir iriyak anahtar ile sağlanmaktadır.

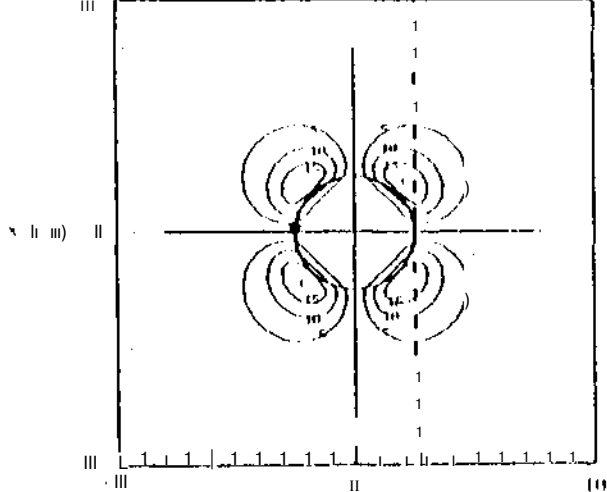
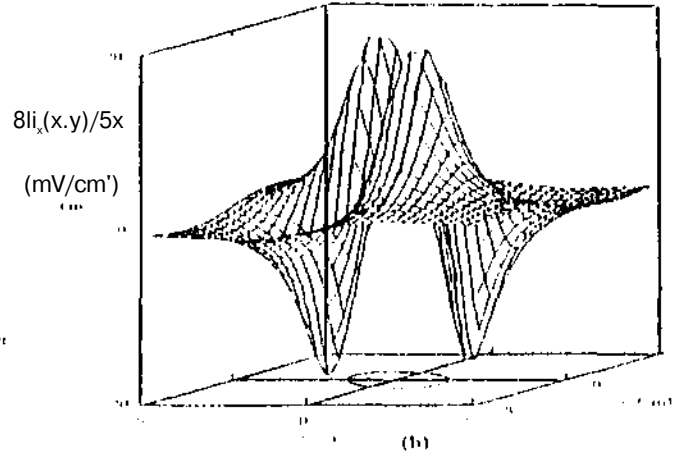
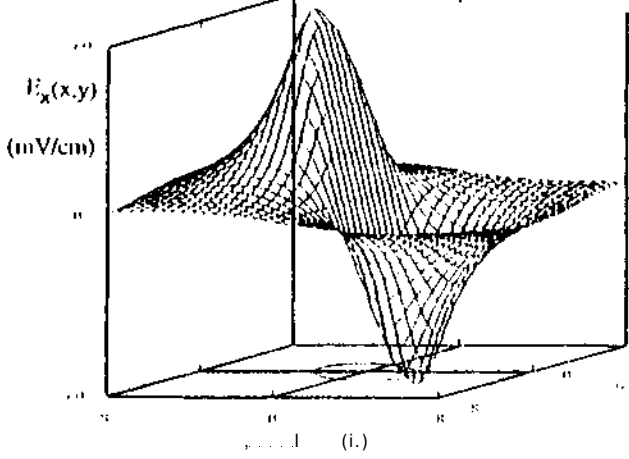
$r_w$  yarıçaplı, N sarımlı bir tel ile sarılan yarıçapı  $r_c$  olan daire şeklindeki bir bobinin indüklansı (L),

$$L = \mu_0 N^2 \left( \ln \left( \frac{8r_c}{r_w} \right) - 1.75 \right) \quad (2)$$

olarak belirlenir [15]. Örneğin, yarıçapı 1 mm' lik bir telden sarılmış 30 sarımlı 2.5 cm çapındaki bobinin indüklansı değeri 0.165 mH olarak hesaplanır. Hesaplanan L değerini ve verilecek C, R,  $V_0$  değerlerini kullanarak bobinden geçecek zamanla değişen  $I(t)$  akımı, elemanlar devre teorisinden hesaplanabilir.

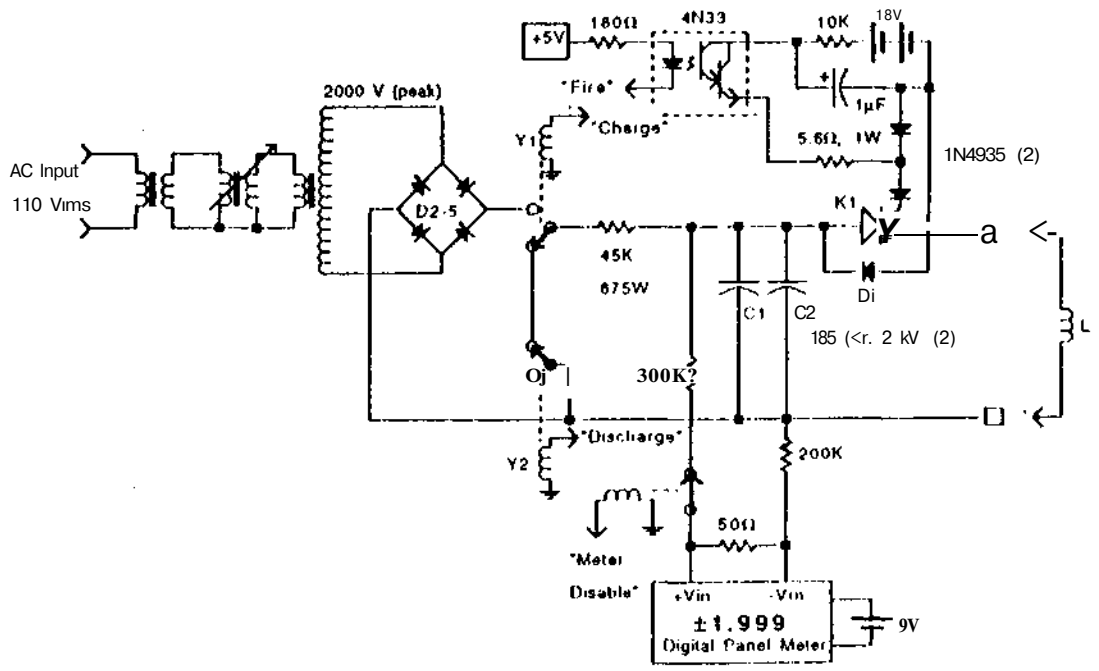
$y = \frac{M}{R} \frac{TT'}{L} \frac{1}{\sqrt{1-D^2}} \gamma$  -sönüm katsayısı olmak üzere bu akım sırasıyla  $|(R^2/4.L^2)(I/L.C)|$  ifadesinin sıfırdan büyük ya da küçük olmasına göre ya maksimum değerine çıkar ve sonra sıfıra düşer (kritik üstü sönüm,  $D > 1$ ) ya da genliği düşerek



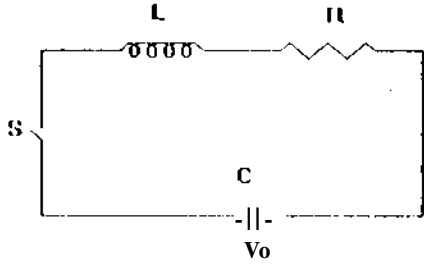


Şekil 2.1) x ve y' nin fonksiyonu olarak çizilmiştir. Çekirdekteki her bir eğri 5 mV/cm<sup>2</sup> lik bir mttşı (eni sil çili'i. Koyu çii^i , t(ii>init) konununun, kesik V^7)^' sinilin konununun giisleinektelri ( ) 'leri, x eksenine >:u;k! n;/n;in IMI sinilin maksimum Jevce^le ile|v|;ui/e e<lkilği yi'i i il;üle et lei lei; (t') 'lı ise maksimum lipei |H>|;u|/C konununun g<>leinekle\*.li IM.

V d lli)  
P I



Şekil 2.2) Yüksek gerilim için kılıfın yüksek gerilim devresi (11).



Şekil-3. D) Ily alıcı deviy eylemsi I etlen KL. (- ilcvicsi. (' knndahsa - lörü Vo tlcğeyine şaj alını. t=0) anında S anahtarı kapatılır ve knndatsal.H I. ve K ü/erimlen ilettil j olur.

osilasyon yapar ( kritik altı sönüm,  $D < 1$ ).  $f(RVAIJ) - (1/LC) = ()$  yani  $I) = 1$  kritik sönüm iluununu deneysel olarak gerçekleştirmek zor- clıdır[7]. Devrede aşmıcı derecede sönüm yapılırsa akını

$$I(t) = V_0 \cdot C \cdot W_2 \cdot \exp(-W_1 \cdot t) \cdot [(W_1 / \sqrt{V_2})^2 - 1] \cdot \sinh(W_2 \cdot t) \quad (3)$$

şeklinde ifade edilebilir. Bu denklemde

$$W_1 = R / 2 \cdot L \quad (4)$$

$$\sqrt{V_2} = \sqrt{J(RI2L)^2 - (\sqrt{ILC})} \quad (5)$$

karşılık gelir. Devrede kılık allı sönüm yapılırsa akını

$$I(t) = V_0 \cdot C \cdot W_2 \cdot \exp(-W_1 \cdot t) \cdot [(W_1 / W_2)^2 - 1] \cdot \sinh(W_2 \cdot t) \quad (6)$$

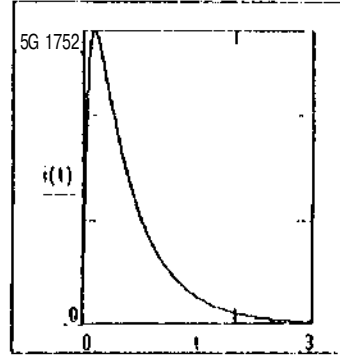
olur.  $W_1$  aynı kalmakla beraber  $W_2$

$$W_2 = \sqrt{(1/LC) - (R/2L)^2} \quad (7)$$

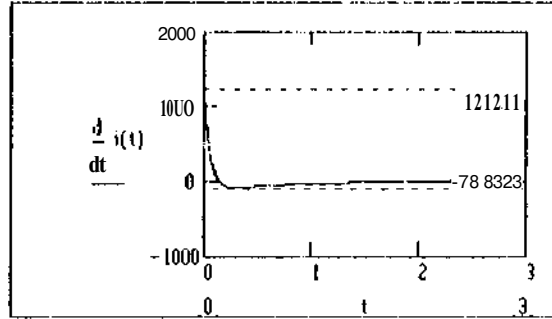
değerini alır.

$C = 200$  [iF ve  $R \sim 3$  fi olarak alınır ve elevevteye aşırı derecede sönüm uygulanmış ise  $W_1 = 9.09$  I ıns' ve  $W_2 = 7.21$  rns' olarak hesaplanır. Buna göre  $V_0 = 200$  V olmak ü/ere elde edilen akım darbesinin /aman içindeki değişimi Şekil-1a" da görülmektedir. ŞekiM.h ' de ise akımın /amana göre türevi görülmektedir.ülektrik alan gradyeni  $5e_x(x,t)/8x$  ' i elde etmek amacıyla Şekil-2.b ' de görülen boşluk fonksiyonu ( $y=r_c$  hatlı boyunca), Şekil. 4.b'deK<>nik'i zaman fonksiyonu ile modii- ELEKTRİK MÜHENDİSLİĞİ 5. ULUSAL KONGRESİ

le edilmiştir. Sonuçta ehle edilen ifade, uyarına görevini gören zar geçiş potansiyelinin kaynağı olacaktır. Şekil-5 , sinir lifi boyunca mesafe ve /amanın bir fonksiyonu olarak indüklenmiş elekt- rik alan gradyeninin üç boyutlu çizimini göster- mektedir.

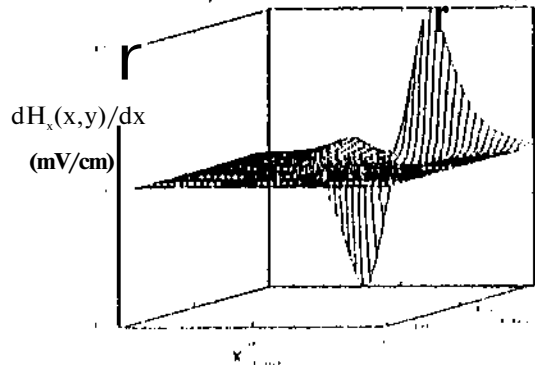


(a)



(b)

Şekil-D (I) Ilyanım Akımı I(t), ve (I>) ile İni akı m in /amana göre lül-viniM yaman dilimi içindeki değişimini göstermektedir. Dalga şekillen, (I) iladesi güz.intine alınarak MalıCail Iou \Vin.ln/vs programında çi/dünlm'jliü ('i/im için parametre defelerli K-) il .I.=() 165 ml I, C=2(K)il' ve Vo=2(X) voli., ları ak alınmışın.



Şt-kil ^) I ve x ' in I<>nksiy.nu >);J; W\_x / 6x k);)ik İrtiminin İe," İxy.il İn Vi'im i göli i İmek İçilir. İhı İ.ııksiyon, /aman içiıulc akını İlalga İleklı (Şekil .İ.tjile İıııİİİİİC edilen y=1\_c İeyııııa u/anan İlektrik alanın (Şekil-2.İ) gral)enini temsil etmektedir.

## SONUÇ :

Bu ada izah edilmeye çalışılan EM uyarım modeli, sinir lifinin farklı genliklere sahip akım darbelerine verdiği cevabı göstermek için kolaylıkla kullanılabilir özelliğe sahiptir.

Son yıllarda çok kullanılmakla olan EM uyarım modelinin, daha önce de belirtildiği gibi, şu an bilinen elektrik uyarıma göre birçok avantajları vardır. En önemli avantajlarından biri elektrik uyarıma göre daha az acı verici ve hastaya herhangi bir fiziksel temasın olmadan uyarımın yapılabilmesidir. Daha öncelikle sadece iğne uçlu elektrotlarla yapılabilen derin çevresel sinirlerin uyarımı, iğne uçlu elektrotlar kullanılmaksızın, ağrı ve acı verilmeksizin EM uyarım ile yapılabilmelektir. EM uyarımı sırasında ağrı ve acı hissedilmemesi veya az hissedilmesinin sebepleri olarak lokalleşmiş yüksek akımı yoğunluklarının olmaması, deriden geçen akımın olmaması, magnetik alanın kafatası gibi yüksek dirence sahip dokulara nüfuz etme özelliğinin olması gibi özellikler sıralanabilir. Deriyle herhangi bir temasa gerek olmadığından elektriksel uyarımda olduğu gibi derinin bir ön hazırlığa tabi tutulmasına gerek yoktur. Uyarım sırasında uyarılacak bölgenin açık olmasına gerek yoktur. Çünkü magnetik uyarım, elbise türü kalınanlardan etkilenmez. Buna göre, magnetik uyarım bedenden birkaç cm'ye kadar ki mesafelerden yapılabilmelektir.

Magnetik uyarımın bu özelliklerine karşın, uyarıcı sistemin pahalı ve kaba, düşük uyarım tekrarlama hızının olması ve uyarımın özel bölgeler için yeterince odaklanamaması gibi dezavantajları vardır. Ancak, bobin dizaynında yapılacak bazı değişikliklerle bu dezavantajlar giderebilir. Örneğin, X şeklindeki bir bobin ile magnetik uyarımın etkinliği daha da artırılarak odaklama sağlanabilir.

Beyin haritasının çıkarılması, görünlü işleme gibi temel çalışmalarda da kullanılan magnetik uyarım sistemi ağrısız ve lemassız bir uyarım olması nedeniyle ileride elektüofizyolojik araştırmalarda çok daha yaygınlaşarak kullanımının artması beklenmelektir [1]. [3]. f71.

## KAYNAKLAR :

[1] Kanı P. Ellellc and Maria A. Sluchly, " Neural Stimulation with Magnetic Fields : Analysis of Induced Electric Fields", IEEE Trans.on Biomedical Eng.. vol.39, No.7, July, 1992.

[2] P.A. Merton and H.B. Morton, " A Magnetic Stimulation for the Human Motor Cortex", Physiological Society. p.381. 1986, IOP.

[3] A.T. Barker, " An Introduction to the Basic Principles of Magnetic Nerve Stimulation ", J. Clin. Neurophysiol., vol.8, p.26-37, 1991

[4] Rager Q. Cracca, Vahe E. Amassian, Paul J. Maccabee and Joan B. Ciaracco, " Comparison of Human Transcallosal Responses Evoked By Magnetic Coil and Electrical Stimulation ", Electroencephalography and Clinical Neurophysiology ,p.417-424, 1989.

[5] Bradley J. Roth and Peter J. Bassar, " A Model of the Stimulation of a nerve Fiber by Electromagnetic Induction", IEEE Trans. Biomedical Eng., Vol.37, No.6, p.588-597, June, 1990.

[6] Frank Rallay, " Analysis of Models for External Stimulation of Axons", IEEE Trans. Biomedical Eng., Vol.33, p.974-977, 1986.

[7] L. A. Geddes and J.D. Bourloul, " Fundamentals of Eddy-Current (Magnetic) Stimulation ", Mag. Stim. in Clin. Neurophy., Chap.4, p.33-43, 1989.

[8] I.P. Rucilly, " Peripheral Nerve Stimulation by Induced Electric Currents : Exposure to Time-Varying Magnetic Fields", Medical and Biological Eng. and Computing, p. 101-110, March. 1989.

[9] L.G. Cohen, B. J. Roth, J. Nilsson, N. Dang. M. Panizza, S. Bandinelli, W. Friauf and M. Hallett " Effect of Coil Design on Delivery of Focal Magnetic Stimulation. I. Technical Considerations ", Electroenceph. Clin. Neurop., p.500-510, March, 1991.

[10] E. Yağcı, Prof. Dr., " Tıp Elektüoniğine Giriş Deis Nollan", p.35-94. İ. r. Ü. 1991.

ELEKTRİK MÜHENDİSLİĞİ 5. ULUSAL KONGRESİ



## ÖZET

Bu çalışmada, disk şeklinde İnce piezoelektrik plakalar kullanılarak gerçekleştirilen 'Darbeli Dalgalı Cpuİse Vave) Ultrasonik Dönüştürücü" tasarımı incelenmiştir. Elektrik Mühendisliği açısından L>r dönüştürücüde iki önemli özellik aranır. Bunlar elektriksel giriş empedansını İt-L'düsa göre değişimi ve bundan kaynaklanan araya girme kaybıdır. Bunun ikisi dönüştürücünün band genişliğini belirler. İkinci ise dönüştürücünün duyarlılığı ve Impuls cevabıdır[ 1 J.

Sadece plezoelektrik materyallerle imal edilmiş dönüştürücüler dönüştürücüden beklenen performansı genel de tek başlarına sağlayamazlar. Bu nedenle dönüştürücünün akustik ve elektriksel kapılarında birtakım düzenlemelere gidilmektedir Du düzenlemeler incelenirken dönüştürücü tasarımında kullanılan modellerden,KLM modelinden yararlanılmış akustik kapıda yapılan empedans uygunlaştırma katmanlarının dönüştürücü giriş empedansına olan etkileri teorik olarak incelenmiştir. Daha sonra dönüştürücü tasarımı safhaları anlatılmış elde edilen sonuçlar beraberinde verilmiştir.

## 1.GİRİŞ

Ultrasonik dönüştürücüler elektriksel enerjiyi akustik enerjiye veya akustik enerjiyi elektriksel enerjiye dönüştüren düzen-

lerdir. Bugün tıbbi uygulamaya yönelik cihazlarda sürekli dalga ve darbeli dalga dönüştürücülerini kullanılmaktadır. Darbeli dalga dönüştürücüde hem verici ve hem de alıcı olarak kullanılan tek kristal mevcuttur.Sürekli dalga dönüştürücüsünde ise belli bir açıda yerleştirilmiş biri verici diğeri de alıcı olarak kullanılan iki kristal mevcuttur. İhtiyaca göre bunlardan birisi kullanılır.

Ultrasonik dönüştürücünün aktif elemanı bir elektriksel işaret ile uyarıldığında elektrik enerjisini akustik enerjiye dönüştürür. Diğer yandan, aktif eleman akustik işaret ile uyarıldığında akustik enerjisini elektriksel işarete dönüştürür. Dönüştürücülerin aktif elemanlarının çalışma prensipleri piezoelektrik etkiye dayanır.İki akustik kapıya ve bir elektriksel kapıya sahip aktif elemanın kullanılacağı sisteme ve ortama göre bu kapılarında akustik ve elektriksel empedans uygunluğu sağlanmalıdır.

## 2. DÖNÜŞTÜRÜCÜ TASARIMINDA KULLANILAN MODELLER

Dönüştürücü tasarımına yönelik bir- çok model geliştirilmiştir. Bunların en önemlileri, Mason-modeli ve KLM-modelidir. Tasarım esnasında yararlandığımız KLM eşdeğer modeli hakkında kısa bir bilgi aşağıda verilecektir.

## 2.1 KLM-MODELİ

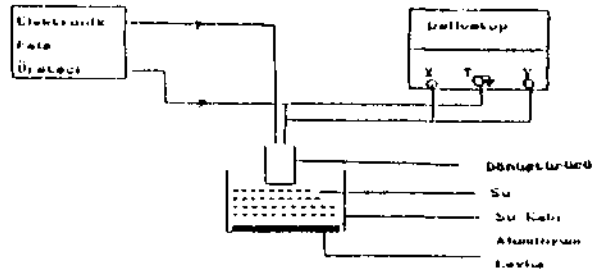
Şekil-2.1 de verilen eşdeğer

şeklindeki silindir t-ksenine dik durması sağlanır. Daha sonra Kristalin ön ve ark.1 yüzeylerine dökülecek olan akustik uygunlaştırma katmanı hazırlanır. Bunun için önce Epoxy-Reçine ve st-rtleştirici 22/10 oranında karıştırılır ve empedans uygunlaştırma katınının sahip olması gereken karakteristik empedansa göre değişik oranlarda Cimalat esnasında biz 2-2.5 katı ağırlığında) Tungsten veya Alüminyum tozu ile\* beraberce karıştırılır. Dönüştürücünün herhangi bir kapısına dökülür bu yapı sanLril üje konup 3-4 dakika için 3UOÜ-4000 devir/dakika da döndürülür ve çıkarılarak kurumaya bırakılır. Aynı yöntemle diğer kapısına da dökülür\* ve test adamasına gelinmiş olunurC 5].

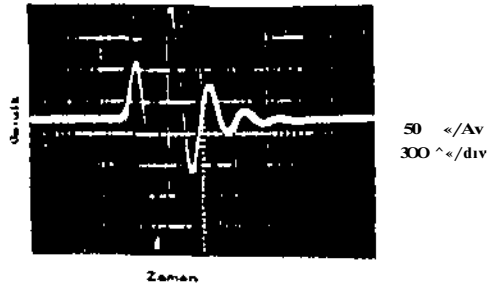
Daha sonra belli frekanslarda dönüştürücü uçlarına belli tekrarlama frekanslarında Cms İlk zaman aralıklarıyla S voltluk) kısa palsler gönderilir ve yansıyan sinyalin genliği osiloskop ekranından okunur, kaydedilir. Maksimum genlik bulununcaya kadar dönüştürücünün ön yüzeyi sıfır zımpara ile tıraşlanır. Bir sonraki genlik değerinin altına inilecek olunursa artık elde ettiğimiz genlik değerini bulununcaya kadar bu işleme devam edilir ve o değer elde edilince tıraşlama işine son verilir. Artık bu mesafe çeyrek dalga uygunlaştırma noktasının birisine teka-bül etmektedir. Bilimsel çalışmalar göstermiştir ki bu empedans uygunlaştırma katının uzunluğu  $7\sqrt{4}$  geçmemektedir.  $7\sqrt{4}$  değerinden daha uzun mesafeler uzak alan bölgesine girmekte ve bu bölgede bir belirsizlik olmaktadır. Bu durum Şekil-1.1 de gösterilmiştir. Bu şekilde bir yöntemin kullanılmasının sebebi Millz mertebesindeki frekanslar için  $\sqrt{4}$  lük katını gerçekleştirilmediğini çok zor olmasıdır. Bu ölçme düzeneği Şekil -t.2 de gösterilmiştir Lâj.

Dönüştürücünden alınan Impulsa cevabı Şekil--I.3a da gösteril-

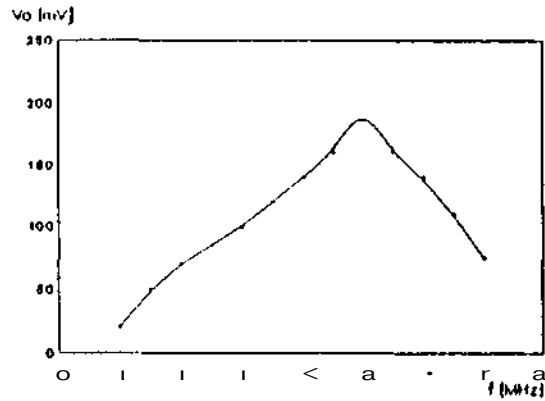
niştir. Ayrıca elde edilen genlik-frekans eğrisinde Şekil-4.3b de gösterilmiştirC6D.



Şekil-4.2 Dönüştürücü test düzeneği

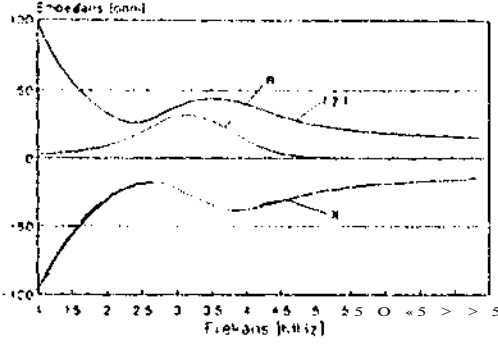


Şekil-4.3 a Dönüştürücü impuls cevabı



Şekil-4.3 b Dönüştürücü genlik-frekans eğrisi

Genlik-Frekans eğrisinin çıkarılmasında dönüştürücü test düzeneğinden faydalanılmış olup 5 MHz civarında maksimum genlik elde edilmiştir. Bu frekansın aşağısında ve yukarısında genlik değeri azalmıştır.



Şekil-1.2 Ün akustik kapısında iki katı kullanılan dönüştürücüye ait giriş empedansı

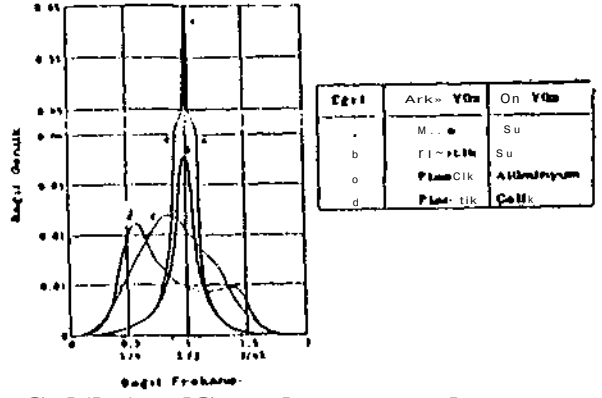
örneğin empedansın frekansına göre değişimi Şekil-1.2 de verilmektedir.

Şekil-1.2'de görüldüğü gibi ün akustik kapıya bir adet çeyrek dalga katmanını eklediğinde, merkez frekansındaki giriş empedansı yaklaşık 23 ohm olurken 6 ohm olurken diğer tarafta empedansın değeri 11 ohm olurken 11 ohm civarındaki giriş empedansı oldukça yavaşlar. İki adet çeyrek dalga katman kullanıldığında ise merkez frekansındaki empedans 40 ohm olurken diğer tarafta empedansın değeri daha da azalmıştır.

Dönüştürücünün akustik kapısında yapılan empedans uyulştırma düzenlemeleriyle dönüştürücünün merkez frekansı 10 civarındaki giriş empedansı azaltılarak band genişliği artırılabilir.

Değişik tip empedans uyulştırma katmanlarının bağıl frekans spektrumundaki etkileri Şekil-1.3 de görülmektedir.

Eğer dönüştürücünün merkez frekansındaki giriş empedansı, dönüştürücünün kullanılacak akustik vericinin empedansından farklı olursa, bu durumda elektriksel kapıda empedans uyulştırması gerekecektir. Önemli handlı dönüştürücüler

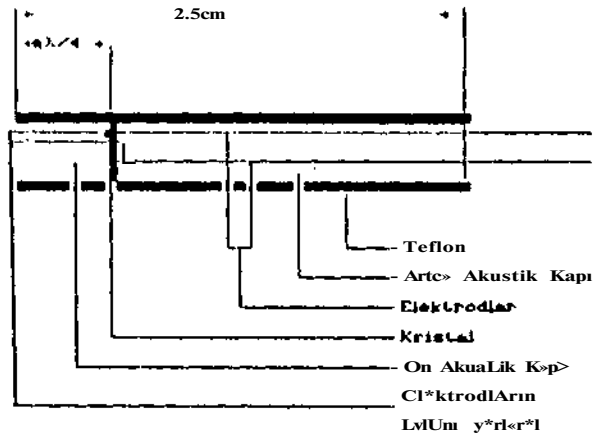


Şekil-1.3 Ün akustik kapısında iki katı kullanılan dönüştürücüye ait giriş empedansı

örneğin empedansın frekansına göre değişimi Şekil-1.3 de verilmektedir.

## 1. PRATİK TASARIM

Ün akustik bir dönüştürücü şekli basitçe şöyle verilebilir.



Şekil-1.1 Darbell doppler dönüştürücüsünün genel görünüşü

İlk önce kullanılacak kristalin çapına göre teflonun içerisi hassas bir tornavazla açılır, kristalin her iki yüzeyi alkolle temizlendikten sonra ön ve arka yüzlerinde bulunan bağlama şeklindeki gümüş elektrod-lara iletkenler lehimlenerek elektriksel kapı bağlantıları dışarı alınır ve teflon tüpün içerisine yerleştirilir. Kristalin teflon yuva içerisindeki belli bir seviyede ve açılan boşluk

İllisinin etkisini minimuma indirmek amacıyla, dönüştürücünün üri akustik kapısının empedansını uygunlaştırma düzenli M-1 kullanılır f. D.

Dönüştürücünün Laid genişliğini arttırmak veya optimum band genişliğini elde etmek için de akustik kapılarda empedans uygunlaştırmasına ihtiyaç duyulma

Mikrodalga t.vansmslyon hatları için düzenlenen çeyrek dalga empedans uygunlaştırma düzenleri, transmisyon hattı yapılarında faydalı bir şekilde kullanılmaktadır. Karakteristik empedansı  $Z_0$  olan bir transmisyon hattı parçasının  $Z_L$  yük empedansıyla sonlandırıldığı ilurumda uygunlaştırma katının karakteristik empedansı teorik olarak,

$$Z_1 = (Z_0 Z_L)^{1/2} \quad \text{C.1.0}$$

ile verilir.

Soutjuet'in araştırmaları, bu empedansın

$$Z_1 = (2Z_0 Z_L^2)^{1/3} \quad \text{(3.2)}$$

De S'ilets ise yaptığı araştırmalarda tek çeyrek dalga empedans uygunlaştırma katı kullanılacaksa,

$$Z_1 = Z_0^{1/2} V_L^{1/2} \quad \text{C3-Q}$$

iki tane çeyrek d.jlga empedansı uygunlaştırma katı kullanılacaksa, İlk katın akustik empedansı,

$$Z_x = Z_0^{1/2} Z_L^{3/2} \quad \text{Cj.*O}$$

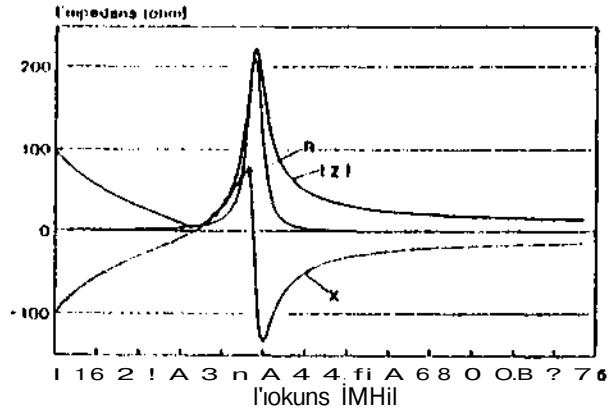
ikiinci katını akustik empedansı

$$Z_1 = Z_0^{1/2} Z_L^{3/2} \quad \text{(3.5)}$$

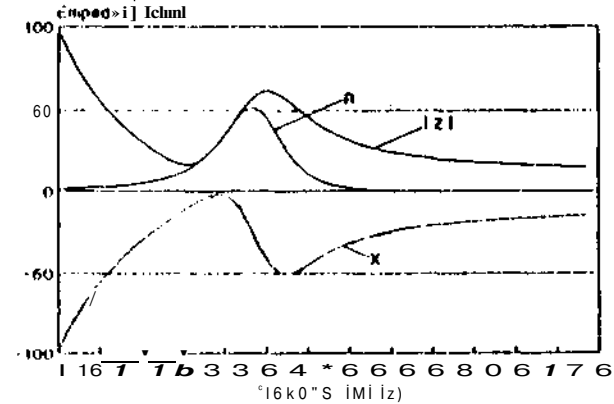
şeklinde olduğu ifade edilmiştir C1].

Akustik kapı-da empedans uygunlaştırma düzenlemeleri kullanılmadan sadece plezoelektrik malzeme kullanılarak gerçekleştirilen akustik dönüştürücülerin band genişlikleri genellikle

dardır. *Hu* şekilde düzenlenen dönüştürücülerin merkez frekansındaki giriş empedansları oldukça büyüktür. Merkez frekansından uzaklaştıkça ise giriş empedansı hızlı bir şekilde azalır. Akustik kapılarda yapılan empedans uygunlaştırma düzenlemeleriyle merkez frekansındaki giriş empedansı küçük değerlere çekilir. Bu düzenlemeler sonucu, merkez frekans civarındaki giriş empedansının hızlı değişimi de yavaşlatılır. Böylece dönüştürücünün band genişliği arttırılabilir. Şekil-3.1 de verilen, çapı 17mm kalınlığı 0.64 mm olan PZT-5A dönüştürücüsüne ilişkin empedans eğrilerini ele alalım. Bu dönüştürücünün arka akustik kapısını hava ile sonlandırılmış olarak bırakalım. ön akustik kapıda bir ve iki adet çeyrek dalga empedans uygunlaştırma katı kullanılması durumunda «-1/dönüştürümünün girişinden cö-



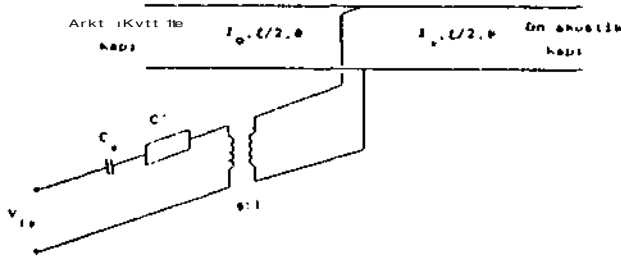
Şekil-3.1 Yalnız aktif elemana ilişkin giriş empedansı esrileri



Şekil-3.2 a ön akustik kapısında tek 1/4 katı kullanılan dönüştürücüye ait giriş empedansı



devreden görüleceği gibi dönüştürücü: U İki kısımdan oluşmaktadır. Bunun biri akustik kısım diğeri ise elektriksel kısımdır. KLM e<sup>dr</sup>er dt>vı -< siluln en belirgin özelliklerinden biri şudur: Dönüştürücünün akustik üzeüklerini belirleyen eleman, akustik bir transmisyon hattı parçasıyla verilmiştir. Yani akustik etkiler, toplu parametrelili akus- tik empedanslarla deglilde akus- Likta İr transmisyon haLLı yardımıyla dağılmış parametrelili olarak aynen muhafaza edilmiştir C 1 J. Bu hat parçasının uzunluğu dönüştürücünün kalınlığına eşlit- lir. İdeal bir elektroakustik



Şekil-2.1 KLM eşdeğer devresi

tı-ansl'ormatür kullanilat-ak bu hat parçası orta noktasından KLM oşdeger devresinin elektriksel kısmına küple edilmiştir. Bu eş- deger devrenin ikinci bir özel- liği de, ideal elektroakustik tratifiromatttr-ün dönüştürme ora- nının frekansın fonksiyonu olma- sıdır. Transformatorün dönüştür- me oi-anı  $\eta$

$$\phi = \left[ k_T \left( \frac{\eta}{\omega_0 C_0 Z_0} \right) \text{sinc} \left( \frac{\omega}{\omega_0} \right) \right]^{-1} \quad (2.0)$$

şeklinde İfade edilmektedir C1 D. Bu İfadedeki sincCx> ,

$$\text{sinc}(x) = \frac{\text{sin}(\pi x)}{\pi x} \quad (2.2)$$

şeklinde İfade edilir ve l uzun- luğunda ki akustik transmisyon hattının mekanik rezonans açışal

frekansı  $\omega_0$ , karakteristik empe- dansı  $Z_0$  ve sıkıştırılmış Vtapa- sitesi de  $G_0$  ile ifade edllmek- tedir. Toplu elemanlı elektrik- sel devre, bir İdeal elektroa- kustik transformator ve ona sei- l t.aflı iki kapasiteden meydana gelmektedir.  $C_0$  dönüştürücünün sıkıştırılmış kapasitesini C ise elektromekanik kupaLJ katsayısı  $k_T$  niin ve fr-ekânsını fonksiyonu- dur ve,

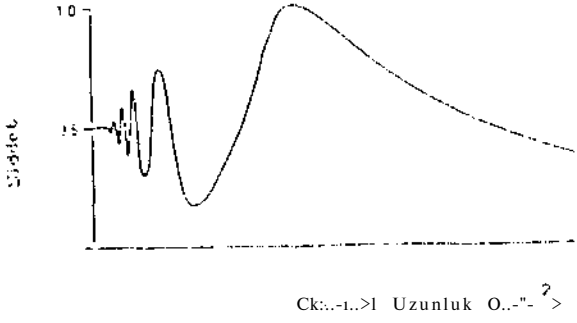
$$C = \frac{-C_0}{k_T \text{sinc} \left( \frac{\omega}{\omega_0} \right)} \quad (2.3)$$

şeklinde İfade edilir.

MHz ler mertebesindeki frekans- larda çalıştırılacak geniş band- lı dönüştürücülerin incelenme- sinde ve tasarımında, mekanik ve elektriksel elemanların İncelen- diği yollar arasında farklılık olması doğaldır. Çünkü bu fre- kans değerleri için yapılan a- kustik empedans uydurma tek- nikleri dağılmış parametrelili transmisyon hattı yaklaşımını gerektirmektedir. Bu yüzden KLM modeli bu tür dönüştürücülerin tasarımında daha etkili olmakta- dır C J.

### 3. AKUSTİK KAPILARLA EMPEDANS UYGUNLAŞTIRMA

Piezoelektrik malzeme ile ultra- sonlk İşaretin propagasyon yap- cağı bu ortamlar arasındaki bü- yük akustik empedans farklılığı bir süreksizlik oluşturmaktadır. Piezoelektrik malzeme ile üreti- len akustik işaret propagasyon ortamına aktarılırken veya pro- pagasyon ortamından gelen akus- tik İşaret piezoelektrik malze- melerle algılanırken, bu süreksizlikten kaynaklanan önemli o- rarıda yansımalar meydana gelmek- tedir L2Ü. Üu yansımalar netice- sinde hem dönüştürücünün verimi azalmakta hem de dönüştürücünün kullanılabilceği dinamik aralık daralmaktadır. Bu iki malzeme a- rasındaki akustik empedans: fark-



Se-WH-1-1 Dönüştürücü >:ıkl:2l Itda-  
kl srlnyaltlı X-UY.it:ii;:ılıı x-öi<«  
>İrlı.lt;t def i',;ıml

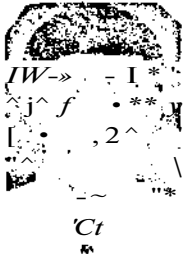
### SONUÇ VE YORUM

Yapılan çalışmayla teorik olarak empedans uyundandır. Kişinin ayakta durma pozisyonundaki empedansın sima olan etkileyi ve dolayımı ile hand fenomeni iline ol-m c-llile-i liiCKrlt^unlvLlr. Ayi-ıca pı-a-t.lk ülaı-.ık n.-i-çırkUr^tlı-llen (l^ıii^-,t.(ii-ü<im(^ü tnpul': cev.ıhı â~htııu^: V(- y:ıl.l;^ık fi MUZ de inak-s.ııııim .^t-ullk. ile^<-i-lul aldırıı gÜzleııııf t f.

### REFERANSLAR:

CIH-DF, SıLETS\ c.s, FRASF.R, C.  
S, and KINO. ÜS'. The De-

- «İfvn ol rıfıcotıL Hic-^dMnnd  
Ti<-v:<ıolrect,vic Tı-^n-ıflucerK,  
IKETC Ti-ar>- Son. UK,-rs •, ,.,.,.,  
Vtd. SU-215, pp. 11C-12IJ, M.-  
IVfı
- ı'•:]-r.ANCKK, C.T., soupurrr, o.  
and UOM, N., FeiTO ele.-t.t-Jft  
Ceramics Veraus Polymei. Tie-  
zolectııc Materials, Uitr-ı, ..  
sondes, pp. ino-142, Mıy İPHJ  
E3-ERODN, Ş., disk Şekıldekt  
lıce Piezoelektrik Plakalar  
kull.,m hu- Gerçekleştırdıen  
Genış Bandlı Ultrasonik Dö-  
nüştürebıl Tasarımı, Ercıyes  
üniv.ıı'ıı tesd Fen İllııııııı  
ı-n-ı tüs-ü, Doktora Tezi, Şu-  
bat 1992
- E4 J-ı'ıı.llıps Application Book: Pl-  
e-^oc'lektrıe Öremıcs, J. Van  
Randeraat, Ed. Tenı. p,.,h.  
Dep., Philips, p p. 4 i - .ıı >  
The Netherlands: 1960
- E5 3-UULER, L., Multıçate Pul^e  
Vave Dnppler Ürit: De.sdıı  
and ConsMjcLlon of Transducer  
and Analog Fületronıe^.,  
LelcesLeı- Roy-ıı İnl'orınary İnt-  
ter-nal Report No 09X01, pp.  
36-61, 1909
- E6:i-ül)N!-:Ş, S., Ultrasonik Dönüp-  
törüçü, FıfCııyoK t)ıulv<r>ııt>.s:J  
Fen İllııııı-ri KnstttüsO, Vük-  
sek Lisans Tt>3'ı, TeıMım.: 1993



1962 yılında Karaman'da doğan Şahin Feriye'nin eğitimini 1962-68 yılları arasında Erciyes Üniversitesi Müh. Fak. Elektrik Bölümünde, Yüksek Usan.'ı eğitimini 1968-73 yılları arasında İ.T.Ü. Müh. Fak. Elektrik Bölümü'nde ve Doktora eğitimini 1973-76 yılları arasında Erciyes Üniversitesi'nde tamamladı. 1976-79 yılları arasında Erciyes Üniversitesi Müh. Fak. Elektronik Bölümünde AT-Ç. Öğr. olan Şahin Feriye, Ekim 1979'dan itibaren Selçuk Üniversitesi Müh.-Mim. Fak. Elektrik Müh. Bölümünde öğretim (iy-si olarak çalışmaktadır.



1979 yılında Konya'nın Kadınhanı ilçesinde doğan Salih Öner, eğitimini 1980-85 yılları arasında Erciyes Üniversitesi Müh. Fak. Elektrik Bölümünde, Yüksek Lisans eğitimini 1985-87 yılları arasında Erciyes Üniversitesi Müh. Fak. Elektrik Bölümünde tamamladı. Temmuz 1987'den itibaren Selçuk Üniversitesi Müh.-Mim. Fak. Elektrik Müh. Bölümü'nde öğretim görevlisi olarak çalışmaktadır.

# ODAKLAYAN SESÖTESİ AŞIRI ISITMA TEDAVİLERİNDE KAYNAĞIN İKİNCİL ALAN ÖLÇÜMLERİYLE BELİRLENMESİ

M. Serhat, Özyar ve Hayrettin Köyünen\*

Elektrik ve Elektronik Müh. 13öl. O.D.T.Ü. 00531. Ankara

\*Elektrik  $\diamond$  Elektronik Müh. Böl. Bilkent Univ., 00533. Ankara

## ÖZET

Otlıklı/nı srsötesi kaynakların kullanılıl- n, | derinliğinde arzu edilen bölgede, islenen l)oyu lanla ve enerji düzeyinde yoğunlacı ra- lılmenin uygun yollarından l>ıisi, vücudun dışından içerideki belirlenmiş l>ölj>elere o<lak- layal)ileı akustik çevirgeçler [lrni.«hur- is ) knllanmakl II [I].

Otlıklı/nı srsötesi kaynakların kullanılıl- n, | derinliğinde arzu edilen bölgede, islenen l)oyu lanla ve enerji düzeyinde yoğunlacı ra- lılmenin uygun yollarından l>ıisi, vücudun dışından içerideki belirlenmiş l>ölj>elere o<lak- layal)ileı akustik çevirgeçler [lrni.«hur- is ) knllanmakl II [I].

lerinde ölürü, sesötesi (ultrasonir ) dalgala- ın taşıdığı enerji gelir. Sesötesi dalgalan \ü- | derinliğinde arzu edilen bölgede, islenen l)oyu lanla ve enerji düzeyinde yoğunlacı ra- lılmenin uygun yollarından l>ıisi, vücudun dışından içerideki belirlenmiş l>ölj>elere o<lak- layal)ileı akustik çevirgeçler [lrni.«hur- is ) knllanmakl II [I].

Tedavi çalışmalarında kullanılan aşırı ısı- ma sistemlerinin haşla gelen sorunu, ener- jinin yoğunlaş-ırıldığı l>ölj>eler<leki sıcaklık dağılımının l>iliyel>ilmesi ve kontrol allınla l>ılulahlilnesidir. \J\| kapsamda, belirli bir lümeör oylutuii'la islenen sıcaklığı üel.e- bilnek için gerekli soğurulmuş, gücün +./>- inansal (lrnıpntrnl ) ve " .<X' .y' ' ' /' ) özel- liklerin vücuda herhangisi iü iüüda- lele(le bulunmaksızın ( lrniırasın ) koni-rol edebilen yöntem ve düzenlemler gereksinim duyulmaktir.

## PARAMETRİK ODAKLAYAN DİR AŞIRI ISITMA SİSTEMİ

(/alışmamızda yüksek şiddetli ses dal- yalarını l>uramı-l-rik (iki farklı frekansı olan dalgaların toplamında oluşun) olarak odak- layan kaynağı olan bir aşın ısıtma sistemi kullanılmıştır. l'aranlılık l:ullanım<lau a- naçlarııı. yüksek şiddetli ses alanları için geçeli olan doğrusal olınayan sesbiluıı ku- laım iedeniyle. enerjinin yoğunlaş-ıı lldi- ği bölgede ortaya çıkacak olan laik frekans

## ODAKLAYAN SESÖTESİ AŞIRI ISITMA SİSTEMLERİ

İnsan vü-udunda linln:nı kanslılı doku lamı si(:d;lıklarinin normalin → İd derece ñsliıne çıkanlaak iyile^irilmesi amacıyla üzerlerinde enerji \u,ö,nlaş-ıı lıııası yönlenuı a^ıı ısıtına (lrı/ıprırlıı nnin) tedavisi olarak adlandırılmaktir. ün amaçla knllanıııııııle- <<k enerji imlerinin lıasjnda, çerçılı özellik.

dalgası yayılımının, bölgede oluşacak sıcaklık yükselmesinin talimin edilmesinde kullanılacak olmasıdır [2].

Hu tür bir kaynaktan ortama yayılan - laikli fakat, yakın değerli- frekanslara sahip iki birincil dalğanın (bu çalışmada  $J \approx 8 \times 10^{-12}$  W/m<sup>2</sup>; ve  $f_2 = 952.5$  MHz) odak oylumundaki etkileşimi sonucu fark-frekans dalgasının açığa çıkabilmesi, odnklnynn sistemin şiddet kazancıyla ve odak oylumundaki şiddet dağılımıyla doğrudan ilişkilidir. Görelî olarak büyük dalga boyuna sahip olan fark-frekans dalgasının, vücut ortamında çok daha az soğrulacağı ve akustik parametrik dizi özelliğî nedeniyle kolayca yayılabileceğinden, vücut etralından ölçülebîlmesi olanaklıdır. Bu ölçümler, odak oylumundaki şiddet dağılımını herhangi bir cerrahi müdahale olmaksızın ve yerinde (*in situ*) tahmin edebîlen bir yöntemin verileri olacaktır [3].

## YÖNTEM VE MODELLEME

Yöntemde veri olarak kullanılmak üzere, parametrik odaklayan bir sesötesi çevirgecin doğrusal davranmayan bir ortamda yol açılığî fark-frekans dalgası yayılımı, homojen olmayan dalga denklemi için parabolik yaklaşım, kullanılarak hesaplanmıştır. Bu hesaplamaların temellendirildiğî model [1, 2]'de açıklanmıştır. Anılan çalışmada, ortaya çıkan çok boyutlu integrallerini hesaplanması için kullanılan *QUADPACK* yazılım paketi [4], fark-frekans dalgası yayılımının r-ekseni (*indini*) boyunca dağılımının hesaplanmasında yetersiz kalmıştı. Şimdiki çalışmamızda ise doğrusal olmayan sesbilimi kuramında karşılaşılan benzer çok boyutlu integraller için geliştirilmiş olan *DCUHIIE* yazılımı kullanılmıştır [5, 6, 7]. Bu yazılımı kullanarak sistemin yolaçacağı fark-frekans dalga alanı hem z-ekseni (*a.rial*) hem de r-ekseni boyunca hesaplanmıştır. Bu hesaplama sonuçları Şekil 1, 2, 3 ve 4'te gösterilmiştir.

ELEKTRİK MÜHENDİSLİĞİ 5. ULUSAL KONGRESİ

Bu büyüklük dağılımları (Şekil 1 v< 3) analiz edildiğinde fark frekans dalga alanının 6 dB demet genişliğinin, odak düzleminde bir laik İrekans dalga - boyunun yaklaşık yüzde 15'i ve z-ekseni boyunca da bir fark frekans dalga - boyu olacak şekilde etkin bir biçimde odaklandığı görülmektedir. Burada fark -frekansının ( $|f_1 - f_2|$ ) 55 KHz ve sesin ortalama hızının su ortamı için 1500 m/s olduğu gözönüne alınırsa, fark frekans dalga -boyunun 2.6cm olduğu bulunur.

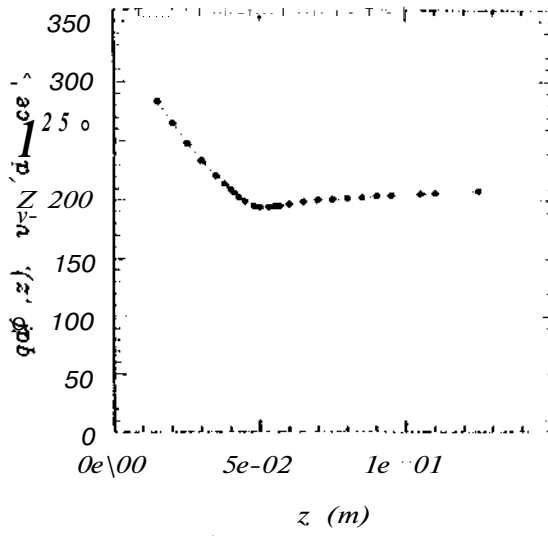
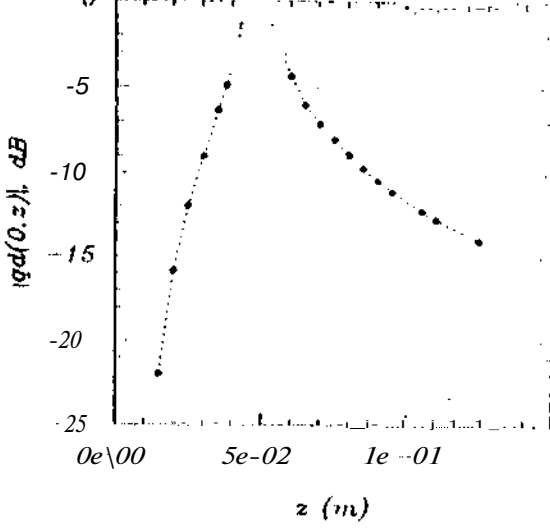
Öle yandan, ortamda açığa çıkan fark-frekans dalgasına yolaçan birincil dalgaların ve fark-frekans dalgasının odak oylumundaki G-Cİ3 çevrilini (*couïours*) de odağın niteliğî hakkında bir fikir vermektedir. Şekil 5'le görüldüğü gibi sesötesi enerji odakta adeta *mermi* biçimli bir oylum oluşturacak şekilde yoğunlaşmıştır. Birincil dalga şiddeti ( $I_1$ ) "Ç-" "e" "ii" boyutları z-ekseni boyunca yaklaşık altı birincil dalga -boyu, r-ekseni boyunca ise yaklaşık yarını birincil dalga -boyudur. (Birincil dalga -boyu yaklaşık 1.1mm'dir.)

Gerek birincil dalga şiddeti evre dağılım grafikleri [2] gerekse fark-frekans dalgası evre dağılım grafikleri (Şekil 2 ve 4) incelendiğinde, odak oylumu bölgesindeki ses basıncı değerlerinin evresinin çok yavaş değışliğı görülmektedir. Tüm odak oylumunda gözlenen en fazla değışim 30 dereceden azdır. Dalga alanlarının odak bölgesindeki bu özelliklerinden ötürü, özünde karmaşık sayılarla ifade edilen basınç niceliklerinin salt büyüklükleriyle ifade edilmesi, ortalama bir kaynak şiddeti tahmini için olanaklı olmaktadır.

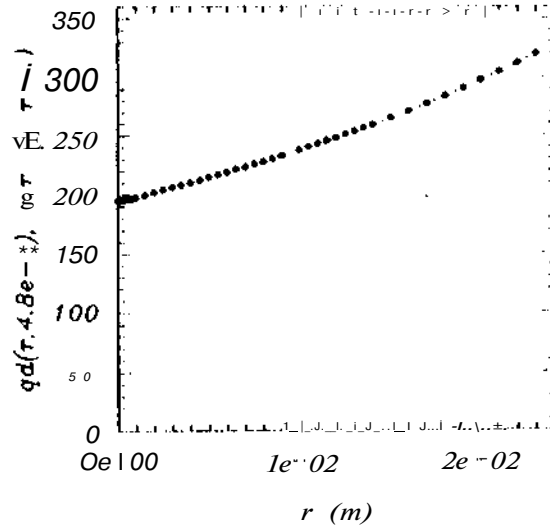
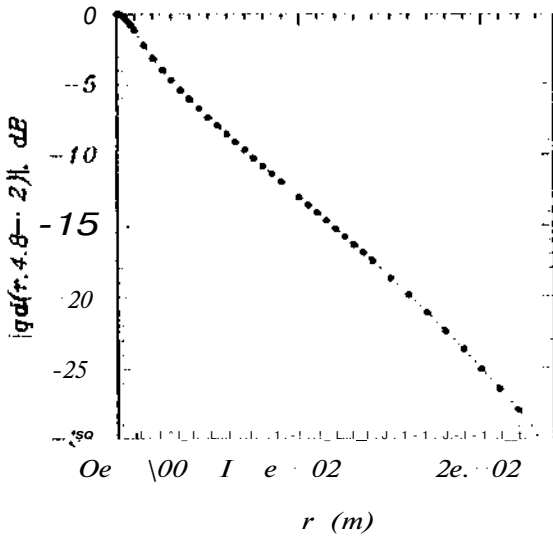
Elimizdeki bu veriler gözöüne alındığında, sunulan yöntem, odak ötesi bölgesindeki fark-frekans dalga alanı değerleri kullanılarak Şekil 5'le gösterilen odak oylumundaki küçük *mcrmfmin* içinde yer alan birincil dalga şiddeti dağılımının ortalama, bir değerini elde etmeyi amaçlamak- tadır. Bunun için [2]'de verilen (G) m0Mı

875



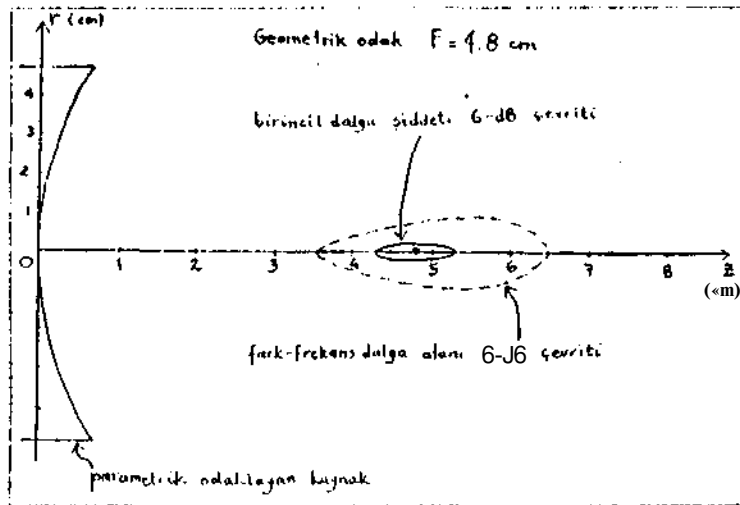


Şekil 1. Fark frekans dalgasının evresinin z-ekseni boyunca dağılımı. Grafikteki eğri, parametrik odaklanma kaynağının birinci dalgasının büyüklüğünün z-ekseni boyunca dağılımı olarak çizilmiştir. r-ekseni boyunca dağılımı



Şekil 2. Fark frekans dalgasının evresinin r-ekseni boyunca dağılımı

Şekil 1. Fark frekans dalgasının evresinin z-ekseni boyunca dağılımı



Şekil 3. Parametrik odaklanma kaynağının birinci dalgasının büyüklüğünün ve fark frekans dalgasının yayılma hızının z-ekseni boyunca dağılımı

# İNSAN KAS TEPKİSİNİN ARAŞTIRILMASI

Ahmet ÖZKURT, Kemal ÖZMEHMET

Dokuz Eylül Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi, Elektrik ve Elektronik Mühendisliği Bölümü  
35100 Bornova, İZMİR

## ÖZET

Bu çalışmada, insan kasının bağlı sinir uçlarından harici olarak uyarılması yolu ile, gerçek uyartım simülasyonu yapılmış, bu yöntem üzerinde kas uyartım parametreleri tanımlama, hastalık tanı ve performans yorumlamasına çalışılmıştır. Uyartım sinyali genliği, uyartım vuru süresi ve uyartım vuru tekrarlama frekansı değiştirilerek yapılan deneylerde kasın TETANUS eğrisinin elde edilmesi baz alınmış, her değişen durumda eğrinin parametre değişimleri incelenmiştir.

## GİRİŞ

İnsan kası, sinir uçlarından iletilen elektriksel işaretlerin kas ve sinir hücreleri arasındaki kimyasal reaksiyon oluşturma sonucu kasılmakta veya gevşemektedir. Normal bir durumda ise kasın üzerinde sürekli bir kasılma mevcuttur ve değeri yaklaşık -90 mV [1] dir. İnsanın yaş, fiziksel durum ve hastalığına göre uyartım sinyallerine verdiği tepki aynı değildir. Normal bir insan kasının kendi sinir uçlarından doğal olarak uyarılması ile elde edilmiş elektromyogram örneği şekil. 1'de [2] verilmiştir.

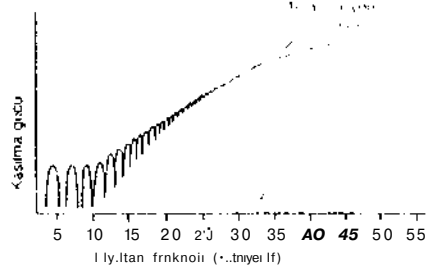


Şekil. 1. Normal bir kas uyartım sinyali

Bir kasın tepkisinin belirlenmesi için kasın tepki verip vermemesi, birim uyartıma tepki hızının bulunması, kasa bilgi taşıyan sinirlerin bilgi iletim hızlarının hesaplanması gibi yöntemler bulunmaktadır.[2] Ancak, kasın parametreleri değişken uyartım sinyali ile uyarılması sonucu elde edilen TETANUS eğrisi, kasın performansı hakkında diğer yöntemlerden daha geniş ve daha sağlıklı yorumlama imkanı tanımaktadır. Öyleki, aynı koşullardaki deneklerden alınmış benzer eğriler karşılaştırıldığında, genlik, tetanus doyum eğimi, tek tek uyartımlara verilen tepki eğimleri ve

süreleri birer tanıtıcı öge olmaktadır. Buradan hareketle, TETANUS eğrilerinin toplanıp saklanması, sağlıklı ve hasta kas tepkilerinin değişik gruplarda karşılaştırılması ve buradan genel yorumlara geçilmesi mümkün olmaktadır.

Sağlıklı bir denekten alınmış TETANUS eğrisi örneği şekil.2 de [2] verilmiştir.

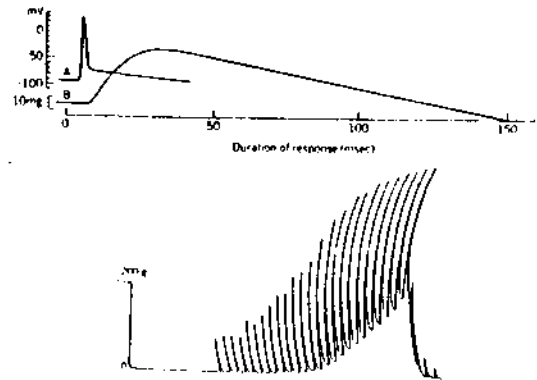


Şekil.2. Tetanus Eğrisi

Çalışmada amaç, yukarıda sözü edilen tetanizasyon eğrisinden hastalık ve anormallik tanımlama doğrultusunda geliştirilmiş ve bu alanda hastalık ve performans analizlerinde kullanılabilecek bir sistem meydana getirilmiştir.

## KAS UYARTIMI VE TEPKİ

Fiziksel terapi ve performans analizlerinde, tepkisi ölçülmek istenen kas grubu, kendisine ait motor sinir uçlarından uyarılır. Bu durumda tek bir uyartıma ait transmembran potansiyeli ve bu etki sonucu kasta oluşan kasılma kuvveti şekil.3 te [1] verilmiştir.



Şekil.3. Transmembran Potansiyeli ve kasılma kuvveti

Yukarıdaki şekilde görüleceği gibi tek bir uyarıtma kas, belli bir tepki verme süresi sonunda cevap vermekte ve uyarıtım vuru süresinden bağımsız olmaktadır, uzun bir sönüm periyodu vardır. Bu sönüm periyodu kasın tepki hızını belirler. Ancak incelenen kas grubunun çeşidine göre değişik değerleri olduğundan hangi kas grubu ile çalışıldığı önemlidir. [1]

## İNSAN KAS TEPKİSİNİN ARAŞTIRILMASI

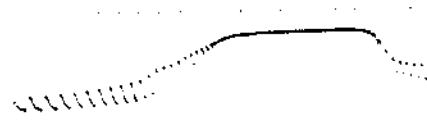
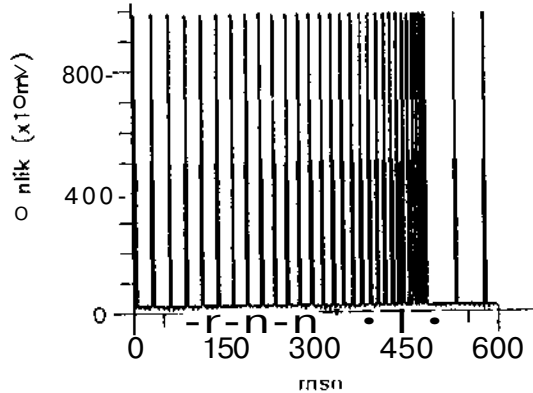
Çalışma, temel olarak üç ana grupta yapılmıştır. Bunlar:

1. Kas uyarıtım sisteminin kurulması, En optimum parametrelerin seçimi.
2. Denekler üzerinde yapılan deneyler sonucunda örnek verilerin toplanması.
3. Elde edilen temel bilgiler ve örnek verilerden hareketle TETANUS eğrileri üzerinde yorum yapılması.

Çalışmada kullanılan sistem, çok amaçlı bir mikrocontroller denetiminde yapılan değişken vuru süresi, değişken vuru tekrarlama aralığı ve değişken genlikte uyarıtım vurusu üreteci, kas tepkilerinin toplanmasında kullanılan sensör ve değişken kazançlı yükselteç oluşan sezici kısım ve verilerin bilgisayara yüklenmesi ve işlenmesini sağlayan analog sayısal çevirici karttan ibarettir.

Ana denetim 8031A mikrocontroller ile yapılır. Bilgisayar üzerindeki PLC818 A/D ile senkron çalışan vuru üreteci sinyali hastayı koruyan bir tampondan sonra uygulanır. Tüm sistem topraklanmıştır. Özellikle bilek bölgesinde, baş parmağın kasılmasını kumanda eden Median N. motor noktası deri üzeri elektrodları ile uyarılır. Parmak ucundan ise tepki genlikleri ölçülmüştür. Tepkiler senkron bir şekilde 818 kartı kullanılarak bilgisayara depolanır.

örnek uyarıtım sinyali ve tepkisi şekil.4 de gösterilmiştir.

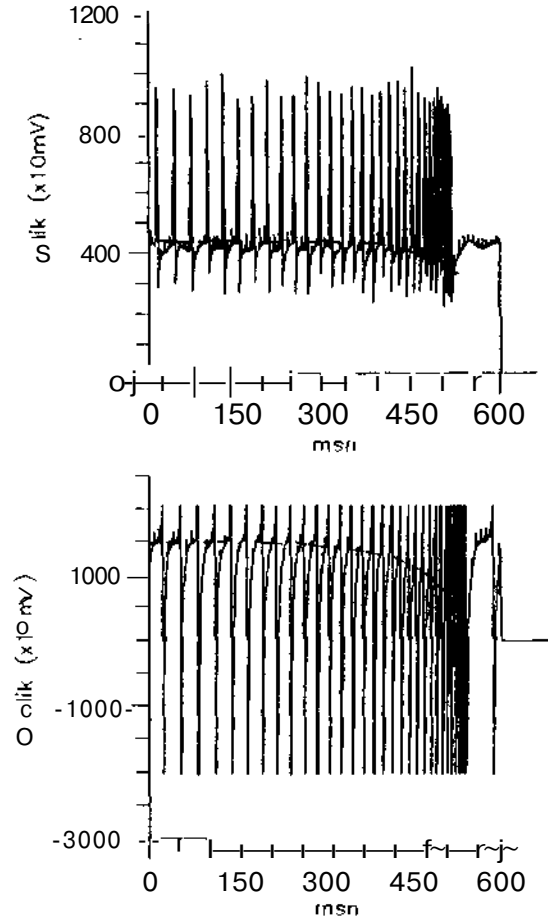


Şekil.4. Örnek uyarıtım ve elde edilen tepki.

Sistemde kullanılan uyarıtım sinyali, genliği 5-30 V arasında, vuru arası süreler en büyük 250 mikrosaniye ve en küçük 25 mikrosaniye olarak uygulanmıştır. [1]

Başlangıç olarak 3 ayrı denekte yapılan veri toplama işlemi, aynı tip uyarıtım işareti ile ancak değişik genliklerde yapılmış, en ideal tepkiler 24V dan başlayarak görülmüş ve en büyük izin verilen akım 30 miliamperde sınırlanmıştır.

Elde edilen tepkilerden 5V ve 30V a ait olanlar **eski**da sunulmuştur.



Şekil.5. Değişik vuru gerilimleri için tepkiler.



## YORUMLAR

Farklı deneklerden alınan verilerden görülmüştür ki:

i. Kas tepkisi ölçümünde ardarda gelen uyarılara verilen cevap tek bir uyarıya verilenden daha açıklayıcıdır. Çöyloki. İlii keie uyarılan kas tepki verebilmekte, ancak sürekli uyarımda elde edilen TETANUS eğrisinde kasın yorulması veya tepki süresinde bir artma görülmektedir. Bu şekilde eğrinin doyuma ulaşma süresi ve eğimi kasın gerçek fiziksel performansını net olarak vermektedir.

ii. Kas uyarıtınmda diğer bir nokta, uyarıtım vuru genişliğidir. Uyarıtımda vurunun süresi azaltıldığında elde edilen TETANUS eğrisinin doyuma ulaşma eğimi artmaktadır. Böylece hızlı ve çok kısa uyarıtımları kası daha çok yorduğu söylenebilir. Zaten kas tepki süresi bir çeşit kas için yaklaşık sabit olduğundan hem yorulma hem de tepki sinisinin uyarıtım yanında uzun kalması eğrinin bu dtiumunu açıklar.

## SONUÇ

Özellikle performans İpsilerinde kullanılabilir bu yöntem, denek sayısının ve özelliklerinin artırılması ile haşinlik tanısında kullanılabilir genellemeler yapılmasına uygundur. Hastada tedavi sırasında kas performansıncının incelenmesi, sporcularda belli bir kas grubunun çalışmalara verdiği iyileştirme gözlemleri ve eğer yeterli sayıda örnek veri alınabilir ve doğru yorumları yapılırsa kas hiperlofisi, kas atrofisi, denervasyon durumları ve miyastennia gravis gibi hastalık ve anomaliklerin tanısında kullanılabilir. [2]

## KAYNAKLAR

(1) Principles of APPLIED BIOMEDICAL INSTRUMENTATION, Third Edition, I. A. GEDDES, L. E. BAKER, John Wiley & Sons, New York, 1909. sayfa: 491-528.

[2] Tıbbi Fizyoloji, sayfa: 133-213.

## ÖZGEÇMİŞLER



Ahmet ÖZKURT, 1970 Antalya doğumlu. 1991 yılında Dokuz Eylül Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Elektrik ve Elektronik Mühendisliği Bölümünden mezun oldu. Aynı yıl yüksek lisans eğitimine başladı. Özel sektörde mikrodalga teknikleri konusunda çalıştı. Şubat 1993 tarihinden beri D.E.Ü. Mühendislik Fakültesi Elektrik ve Elektronik Mühendisliği Bölümünde Elektromag-netik Alanlar ve Mikrodalga Teknikleri Anabilim Dalında araştırmaya görevli-sidir. İlgilendiği konular: Biomedikal elektronik, sayısal haberleşme teknik-leri. RF güç sistemleridir



Kemal ÖZMEHMET Lefkoşe Kıbrıs doğumludur. Lisans ve yüksek lisans eğitimini Londra üniversitesinde tamamlamıştır. Doktorasını Wawiek Üniversitesinden almıştır. 1980'de Hacettepe Üniversite'sinde Doçent ve 1987'de de Profesör Ünvanını almıştır. Halen D.E.Ü. Elektrik ve Elektronik Mühendisliği Bölüm Başkanlığıı yürütmektedir.

İngiltere'de bulunduğu sürede GEC Hirst Research Centre, Warwick Üniversitesi ve Ratheon kuruluşlarında araştırmacı olarak mikroelektronik, mikrodalga sistemleri ve askeri elektronik alanlarında uygulamalı çalışmalar yaptı.

1973 - 1978 yılları arasında İncettopp Üniversitesi Elektrik ve Elektronik Mühendisliği Bölümü kuruluş çalışmalarını da yürütmüş olan Prof. ÖZMFHMGİ halen Ü.E.Ü.'de uydu haberleşme sistemleri, tıp elektroniği. EMİ ve EMC konularında araştırmalar sürdürmektedir.

FLEKİNİK MÜHENDİSLİĞİ >. ULUSAL KONGRESİ