

TMMOB ELEKTRİK MÜHENDİSLERİ ODASI

**Elektrik - Elektronik
Bilgisayar Mühendisliği
8. Ulusal Kongresi
6 -12 Eylül 1999**

Gaziantep



TMMOB Elektrik Mühendisleri Odası Gaziantep Üniversitesi
Gaziantep Şubesi Elektrik-Elektronik Mühendisliği

25. YIL
Bölümü

TÜBİTAK

Yayımlayanlar:

Gaziantep Üniversitesi
Mühendislik Fakültesi
Elektrik - Elektronik Mühendisliği Bölümü
27310/GAZİANTEP

Elektrik Mühendisleri Odası
Gaziantep Şubesi

TÜBİTAK

ISBN 975 - 7375 - 20 - 9 (TK) - 22 - 5 (2C)

Yayın Hakkı © 1999, Gaziantep Üniversitesi, EMO, TÜBİTAK

Her hakkı mahfuzdur. Bu yayının hiç bir kısmı yayımcılardan Gaziantep Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Elektrik - Elektronik Mühendisliği Bölümü, Elektrik Mühendisleri Odası Gaziantep Şubesi ve TÜBİTAK'ın yazılı izni alınmadan çoğaltılamaz ve hiç bir biçimde bir erişim sisteminde saklanamaz.

1. Basım : Eylül 1999
Uğur Ofset tarafından basılmıştır.
Telefax : (0 342) 220 34 02
GAZİANTEP

ÖNSÖZ

TMMOB Elektrik Mühendisleri Odası, Gaziantep Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Elektrik-Elektronik Mühendisliği Bölümü ve TÜBİTAK'ın işbirliği ile düzenlenen Elektrik-Elektronik Bilgisayar Mühendisliği 8. Ulusal Kongresini bu yıl, ilk defa Güneydoğu Anadolu Bölgesinde; Gaziantep'te yapmaktan gurur ve mutluluk duyuyoruz. Kongre; 6-10 Eylül 1999 tarihleri arasında Gaziantep Büyükşehir Belediyesinin Belediye Sarayı'nda tarafımıza tahsis ettiği salonlarda 4 eş zamanlı oturum halinde gerçekleştirilecektir.

Kongreye gösterilen yoğun ilginin sonucu çok sayıda bildiri gönderilmesine karşın teknik programda yeterli sayıda zaman aralığı bulunmaması nedeniyle, hakemlerden gelen değerlendirmelerin ışığında, programa toplam 212 bildiri alınabilmiştir. Her ne kadar ön duyurumuzda kongrede sunumları kabul edilmiş ancak katılım ücreti ödenmemiş bildirilerin Kongre Kitabı'nda yer almayacağını belirtmiş idiysek de Yürütme Kurulumuz bilimsel hedeflere öncelik tanıyarak, kongrede tartışılmayacak olsalar bile, kabul edilen tüm bildirilerin Kongre Kitabı'nda yer almasını uygun bulmuştur. Kabul edilen bu 212 bildiri 2 cilt halinde sizlere sunulmaktadır. Kongrede tartışılacak, ilginizi çekeceğine inandığımız, bu bildirileri doyurucu nitelikte bulacağınıza eminiz.

Kongre sırasında geniş bir katılımcı kitlesinin ilgisini çekeceğini umduğumuz iki konuda panel düzenlenmiş ve kongre içersinde çağrılı bildirilere de yer verilmiştir. Ayrıca kongre salonlarının hemen yakınında, 2000m* kapalı alanda düzenlenen ve sektördeki firmaların katıldığı "Elektrobil W Fuarının da kongremize ayrı bir renk katacağı inancını taşıyoruz.

Kongremizin sponsor kuruluşlarına, Elektrobil'99 Fuarı'na katılarak kongremizi destekleyen özel ve kamu kuruluşlarının yetkililerine, panelistlere, kongreye çağrılı bildiri ile katılan değerli bilim adamlarımıza destek ve katkılarından dolayı teşekkür etmeyi borç biliyoruz

Kongreler, yapılan bilimsel çatışmaların ve üretilen teknolojik yeniliklerin daha geniş bilimsel kitlelerin hizmetine sunulduğu, tartışıldığı ve karşılıklı bilgi alışverişi yapıldığı ortamlardır. Bu yönüyle anılarınızda özel bir yer almasını dilediğimiz 8. Ulusal Kongre'nin, siz katılımcılar için başarılı ve doyurucu olmasını; ayrıca ülkemizin bilimsel ve teknolojik ilerlemesine yön vererek ve ivme kazandırarak amacına ulaşmasını diliyor, Yürütme Kurulumuz adına hepinize saygılarımızı sunuyorum.

Tuncay Ege
Yürütme Kurulu Başkanı

Elektrik-Elektronik-Bilgisayar Mühendisliği

8.Ulusal Kongresi

(6-12 Eylül 1999)

Kongre Yürütme Kurulu

Tuncay EGE
Muhammet KOKSAL
M. Sadettin ÖZYAZICI
Hamit SERBEST
Eyüp AKPINAR
Cemil ARIKAN
ArifNACAROĞLU
Gülay TOHUMOĞLU
Savaş UÇKUN
M. Hacim KAMOY
Serdar BOZKURT
H. Ali YİĞİT
M. Sıtkı ÇİĞDEM
Erol KARABAY
Doğan EYİKOÇAK
Mustafa KURT
Alaadin COŞKUN

Gaziantep Üniversitesi EE Müh. Bö.
İnönü Üniversitesi EE Müh. Böl.
Gaziantep Üniversitesi EE Müh. Böl.
Çukurova Üniversitesi EE Müh. Böl.
Dokuz Eylül Üniversitesi EE Müh. Böl.
TÜBİTAK
Gaziantep Üniversitesi EE Müh. Böl.
Gaziantep Üniversitesi EE Müh. Böl.
Gaziantep Üniversitesi EE Müh. Böl.
ASELSAN A.Ş. Genel Müdürü
SİMKO A.Ş.
E.M.O. Yönetim Kurulu Başkanı
E.M.O. Yönetim Kurulu Yazman Üyesi
E.M.O. Gaziantep Şb. Yön. Kur. Bşk.
E.M.O. Gaziantep Şb. Yön. Kurulu Bşk. Yrd.
E.M.O. Gaziantep Şb. Yön. Kurulu Yazman Üyesi
E.M.O. Gaziantep Şb. Yön. Kurulu Üyesi

Konular

- * Bilgisayar Ağları ve Donanımı
- * Devreler ve Sistemler
- * Elektrik Makinaları
- * Elektromagnetik Alanlar ve Mikrodalga tekniği
- * Elektronik
- * Enerji Üretim, İletim ve Dağıtım
- * Güç Eletronliği
- * Haberleşme Tekniği
- * Mekatronik ve Robotbilim

- * Optoelektronik
- * Otomatik Kontrol
- * Örüntü Tanıma, Sinyal İşleme, Görüntü Kodlama
- * Tıp Elektroniği
- * Tapay Sinir Ağları, Bulanık Mantık
- * Yüksek Gelirim Tekniği
- * Ölçme Tekniği
- * Mühendislik Eğitimi

SES SİNYALLERİNE KARŞI BASILAR MEMBRAN HAREKETİNİN BENZETİMİ

Figen ERTAŞ

Uludağ Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi
Elektronik Mühendisliği Bölümü
Görükle, 16059 Bursa
E-mail: fertas@uludag.edu.tr

ABSTRACT

Modelling the human auditory periphery as a front-end processor in many speech processing applications has recently taken considerable attention. In this paper, we introduce modelling the basilar membrane by a gammatone filterbank and simulate its motion corresponding to acoustic signals. An example of a speech sound is also given, for which the motion of the basilar membrane is visualised in 3-D.

1. GİRİŞ

Bilindiği üzere söz tanıma ve konuşmacı tanıma (belirleme ve/veya onaylama) gibi ses sinyallerinin sayısal olarak işlendiği uygulamalarda, yapay sinir ağları, Markov modelleri, vektör nicemleme ve doğrusal öngörülme kodlama gibi çeşitli yöntemler uzunca bir süredir kullanılmaktadır [1]. Bu yöntemlerin birbirlerine göre avantajları/dezavantajları ve başarımları yönünden birbirlerine göre üstünlükleri bulunmaktadır. Son yıllarda ise dalgacık dönüşümü ve karma Gauss modeli gibi yöntemlerin kullanıldığı araştırmalara ek olarak, diğer yöntemlere göre pek çok üstünlüğü kanıtlanan, insan kulağının taklidine dayalı işitsel modelleme içeren yöntemler geliştirilmektedir [2]. İşitsel modellemenin en önemli basamağı ise, akustik sinyalleri beyinde algılanmak üzere uygun elektriksel dürtü dizilerine dönüştüren hücrelerin tetiklenmesini sağlayan, akustik giriş ile orantılı basilar membran (BM) hareketinin modellenmesidir. Dolayısıyla, oluşturulacak bir işitsel modelin gerçek durumu ne ölçüde yansıtacağı, bu kısmın gerçeğine ne derecede yakın temsil edildiğine son derece bağlı olacaktır.

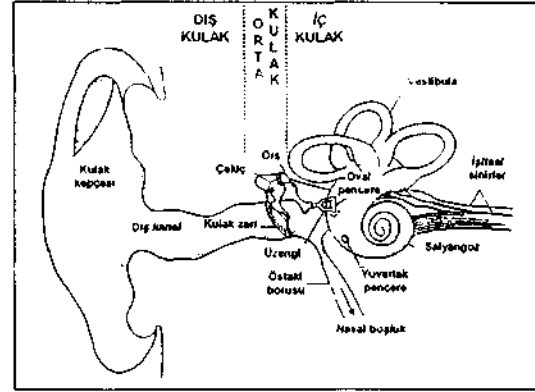
Bu çalışmada, akustik algılamanın en önemli basamağını oluşturan BM'nin psikofizyolojik ölçümler ışığında bir sayısal süzgeç takımı ile gerçekleştirilmesi anlatılacak ve gerçekleştirilen sistemle BM'nin bir ses sinyaline karşı hareketinin benzetimi görsel olarak sunulacaktır.

2. KULAĞIN YAPISI VE İŞİTME

İnsanın işitme sisteminin bilgisayar modelini yapabilmek için öncelikle akustik enerjinin dış kulak tarafından nasıl toplandığını, iç kulaktaki sıvıya nasıl taşındığını, iç kulağın bu enerjiyi nasıl sinirsel dürtülere dönüştürdüğünü, ve bu dürtülerin de akustik bilgiyi merkezi işitsel sinir sistemi tarafından algılanmak üzere nasıl kodladığını iyi anlamak gerekir. Ancak, biz bu çalışmada komple işitme sisteminin

boyutça göreceli olarak küçük fakat hayati öneme sahip bir kısmı olan basilar membranın davranışı ile ilgileneceğimizden, işitme olayının nasıl gerçekleştiğine kısaca bir göz atmak yerinde ve yeterli olacaktır.

İnsan kulağı, Şekil 1 de gösterildiği gibi, dış, orta ve iç kulak olmak üzere üç kısımdan oluşmuştur. Dış kulağın görevi ses basıncı değişimlerini, bu değişimlerin mekanik hareketlere dönüştüğü yer olan orta kulaktaki kulak zarına doğru yönlendirir. Orta kulağın iki önemli işlevi bulunmaktadır. Bunlardan birincisi, sıvı dolu iç kulağa giren akustik enerji miktarını arttırmak, ikincisi ise iç kulağı iki küçük kasın (*tensor tympani* ve *stapedius*) hareketleri yardımıyla şiddetli seslerden korumaktır [1].



Şekil 1. İnsan işitme mekanizmasının şematik görünümü.

İşitme olduğu kadar denge, ivme ve yer tayin etme duyu organları da içeren iç kulak, ses dalgalarını orta kulaktaki üzengi vasıtasıyla mekanik titreşimler halinde salyangoz üzerinde bulunan oval pencere yolu ile almaktadır. İsmi şekli almış olan salyangoz, helezonik bir tünel olup uzunluğu boyunca iki membran tarafından ortada *endolymph* ve diğer iki tarafta da *perilymph* sıvılarıyla dolu üç parçaya ayrılmıştır (Reissner membranı ve basilar membran). Salyangozun ve de dolayısıyla da basilar membranın en genel işlevi, üzengi vasıtasıyla oluşan iç kulak sıvısındaki mekanik titreşimleri işitsel sinirlerdeki sinirsel tepkiye dönüştürmektir. Bu dönüştürme işlemi, basilar membranın bir kenarı boyunca kemikli bir yapı ile desteklenen Corti organında oluşur. Bu

organ ise, aralarında işitsel sınırlara irtibatlı kılcal hücreler bulunan bir hücre topluluğu içermektedir. Basilar membran hareketi, kılcal hücrelerin bükülmesine neden olur ve bu da işitsel sınırlardaki nöronların ateşlenmesini tahrik eder. Bu sayede iç kulak, ses basıncı ile meydana gelen mekanik değişimleri merkezi işitsel sinir sisteminin yüksek katmanlarında algılanarak işitilmek üzere beyne ulaştırmış olur.

3. BASILAR MEMBRAN

Basilar membran bazal uçta yani orta kulak tarafında daha sert ve daha dar; apical yani diğer uçta ise daha geniş, yumuşak ve iridir. Sertliğindeki değişimler nedeniyle, farklı frekanslar membran boyunca farklı noktalarda maksimum titreşim genliğine neden olurlar. Yani bu, eğer salyangoz tarafından iki ayrı frekans aynı zamanda alınır, her ikisi de basilar membran boyunca değişik noktalarda bir maksimum yer değiştirme yaratacak demektir. Aynı şekilde, bir dizi frekans bileşenleri olan kompleks bir sinyal de, basilar membran boyunca farklı noktalarda her biri ayrı bir frekans bileşenine karşı gelen maximum genlikli titreşimler oluşturacaktır, ki bu da basilar membranın bir band geçiren filtre takımı gibi davrandığı anlamına gelir. Yani, basilar membranın hareketi frekans seçicidir ve bu sayede de gelen sinyalin bir tür frekans analizini yapar.

4. BM HAREKETİNİN MODELLENMESİ

Basilar membran hareketinin modellenmesine geçmeden önce burada, akustik sinyalleri kendisine şekillendirerek ulaştıran dış ve orta kulağın davranışının da modellenmesine kısaca değinmek yerinde olacaktır. Dış ve orta kulak, düşükten orta şiddette kadar olan seslere karşı yaklaşık doğrusaldır. Bu yüzden kulağın bu iki kısmı doğrusal bir süzgeç ile modellenbilirler. Dış ve orta kulağın transfer fonksiyonunun çok yaklaşık olarak modellenebilmesi mümkün olduğu halde [3] aşağıda verilen formda basit bir yüksek geçiren süzgeç de yaygın olarak kabul gören bir yaklaşım olarak alınmaktadır.

$$y[n] = x[n] - 0.95x[n-1] \quad (d)$$

Eşitlikteki $x[n]$ akustik girişin $t=n$ anındaki genliğidir.

1968 yılında de Boer ve Kuyper [4], bir işitsel sinir telinin dürtü cevabını hesaplamaya olanak sağlayan, tetiklenmiş ilişki adını verdikleri fakat daha çok ters ilişki («verse o>rrelation = *revcor*) olarak bilinen bir sistem belirleme yöntemi geliştirdiler. Teorik olarak, bu ters ilişki işleminin sonucu, göz önüne alınan sinir telinin tahmini dürtü cevabıdır. Ölçümlerle oluşturulan bu *revcor* fonksiyonu (dürtü cevabı) çok yaklaşık bir şekilde analitik olarak (2) de ifade edilen

$$g(t) = t^{-1} \exp(-2\alpha t) \cos(2\pi f_0 t + \langle j \rangle) u(t) \quad , \quad t > 0 \quad (2)$$

gamaton fonksiyonu ile temsil edilmiştir. Bu ifadede $u(t)$ birim basamak fonksiyonu, f_0 sinir telinin rezonans frekansı $\langle j \rangle$ dürtü cevabının evresi, n fonksiyonun mertebesi ve b ise dürtü cevabının uzunluğunu belirleyen frekansa bağlı bir sabittir. Eşitlikteki üstel ifadenin istatistikteki gama fonksiyonu ve kosinüs teriminin de[^]ton olması sebebiyle

fonksiyon gamaton olarak adlandırılmıştır. Bilindiği gibi işitsel sinir telleri kılcal sinir hücreleri vasıtasıyla BM üzerindeki, kendilerinin duyarlı olduğu frekanslara karşı gelen noktalara bağlıdır. Bu yüzden işitsel sinir tellerinin dürtü cevabı aslında BM'in ilgili noktalarının dürtü cevabıdır. Bu BM'in bir bölgesinin, dürtü cevabı $g(t)$ olan bir süzgeç ile temsil edilebileceği anlamına gelir. Dolayısı ile BM'in tamamı ise bir gamaton süzgeç takımı ile temsil edilebilirler.

Son zamanlarda gamaton süzgeç birçok araştırmacı, özellikle [5] ve [6], tarafından uygun BM süzgeç modeli olarak ilgi görmüştür. Schofield [5] 4. mertebeden gamaton fonksiyonunun genlik karakteristiğinin, Patterson'un [7] *revcor* bilgilerinden elde edilen insanın işitsel süzgeç şekillerine çok iyi uyduğunu göstermiştir. Daha sonra Patterson ve arkadaşları [8] Schofield' in çalışmalarını genişleterek, 4. mertebeden bir gamaton süzgecin 60dB in üzerinde çok iyi uyum içinde olduğunu göstermişlerdir. Dolayısı ile, BM'in gamaton filtre takımı ile temsil edilmesinin; bu yöntemin fizyolojik bilgilere ve modellemeye dayanması, insan kulağının maskeleye bilgisini doğrulukla tahmin etmesi [9] ve IIR süzgeç olarak çok verimli bir şekilde gerçekleştirilmesi açısından çok avantajları bulunmaktadır.

5. BM HAREKETİNİN GAMATON SÜZGEÇ TAKIMI İLE GERÇEKLENMESİ

Görüldüğü gibi, her biri membran üzerindeki belirli bir noktanın frekans cevabını benzeten gamaton süzgeç takımları, basilar membranı modellemek için yaygın olarak kullanılmaktadırlar. Gamaton süzgecin en önemli iki parametresi, esas olarak dürtü cevabının uzunluğunu (dolayısı ile de band genişliğini) belirleyen b ile dürtü cevabının esas olarak iniş çıkışının eğimini belirleyen süzgeç mertebesi n dir. Gamaton süzgecinin temel band frekans karakteristiğini bulmak için (2) nin zarfının Laplace dönüşümünü

$$G(s) = \frac{1}{(s + 2\pi b)^n} \quad (3)$$

olarak alınıp denklemde $s = ja\omega$ konulursa

$$G(j\omega) = \frac{(n-1)!}{(2\pi b + j\omega)^n} \quad (4)$$

elde edilir. Daha anlamlı olarak, $G(\omega) = |G(j\omega)| \exp(\hat{y})$ ve $co = 2\pi f$ ilişkisini kullanarak süzgecin frekans ve evre cevabı

$$G(f) = \frac{(n-1)!}{[2\pi\sqrt{(b^2 + f^2)}]^n} \exp(-y \arctan(f/b)) \quad (5)$$

olarak belirlenmiş olur. Çeşitli tanımlama ve ölçme şekilleri olmasına rağmen, band genişliğinin en çok kullanılan tanımı 3dB band genişliğidir. (5) den görüldüğü gibi belirli band genişliğine sahip bir gamaton süzgecini oluşturmak için b parametresinin değerinin bilinmesi gerektiği açıktır. Holdsvorth *et al.* [6] gamaton süzgecin b ye bağlı olarak 3 dB band genişliğini,

$$(Af)_{3dB} = c_n b \quad (6)$$

olarak belirlemiştir. Burada c_n , $c_n = 2\sqrt{2^{1/n} - 1}$.

Alternatif olarak, band genişliğinin diğer bir ölçümü ise

eşdeğer Jörtgensel band genişliğidir (ERB). Bir süzgeç için ERB, o süzgecin geçirdiği toplam beyaz gürültü gücüne eşit güçte gürültü geçiren ideal dörtgensel bir filtrenin band genişliği olarak tanınlanmaktadır. Gamaton süzgecin band genişliğini belirleyen parametresi b yi Holdsworth *et al.*[6] ERB cinsinden

$$b = a_n^{-1} ERB(f_0) \quad (7)$$

$$a_n = \frac{K(2n-2) \cdot 2^{(\ln 2)}}{[(n-1)!]^2} \quad (8)$$

olarak vermektedir. Burada f_0 süzgecin merkez frekansı ve a_n (8) den görüldüğü gibi süzgeç mertebesine bağlı sabittir. Yukarıdaki denklemlerden hesaplanarak, 4. mertebeden bir gamaton süzgeç için a_n ve c_n parametrelerinin değerleri aşağıda Tablo 1 de verilmiştir.

a_n	a_n^{-1}	c_n	C_n
0.982	1.019	0.870	1.149

Tablo 1 4. Mertebe gamaton süzgeç sabitleri.

Bu durumda, verilen herhangi bir merkez frekansı ve mertebe için gamaton süzgeç parametreleri kolayca hesaplanabilirler. Yukarıdan görüldüğü gibi, 4. mertebeden ($n=4$) bir gamaton süzgecin ERBsi ile b parametresi arasında $b= 1.019$ ERB ve 3dB band genişliği arasında ise $(Af)_{3dB} = 0.887ERB$ gibi sabit bir ilişki bulunmaktadır.

Bilindiği gibi basilar membranın her bir noktası farklı bir frekansa karşı duyarlıdır. Dolayısı ile BM'ı temsil etmek için her nokta, merkez frekansı kendisinin duyarlı olduğu frekansta bir gamaton süzgeç ile temsil edilmektedir. Glasberg ve Moore [10] deneysel ölçümlerle insan işitsel süzgeçlerinin ERB'si ile süzgeçlerin merkez frekansları arasındaki bağıntıyı

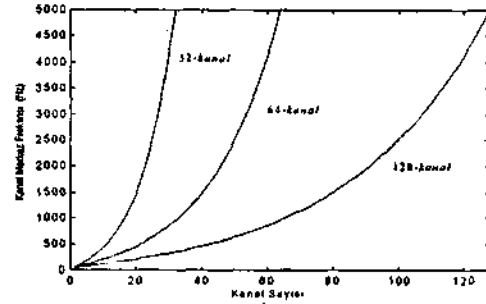
$$ERB = 24.7(4.37/f_0 + 1) \quad (9)$$

olarak belirlemişlerdir. Bu denklemde f_0 in birimi kHz dir. Şimdi, BM benzetimini gerçekleştirmek için yapılması gereken iş, benzetimi yapılacak frekans kapsamına ve kullanılacak filtre sayısına karar vermektir. Bunlara karar verildiğinde, istenilen frekans kapsamı aralığında istenilen sayıda süzgeç ERB eşelinde eşit aralıklı olarak yerleştirilirler. Böyle bir yerleştirme işlemi için, 50Hz-5kHz aralığında çeşitli sayılarda süzgeçler için süzgeç merkez frekansları arasındaki ERB eşelinde eşit mesafeler (9) u kullanarak Tablo 2 de verilmiştir.

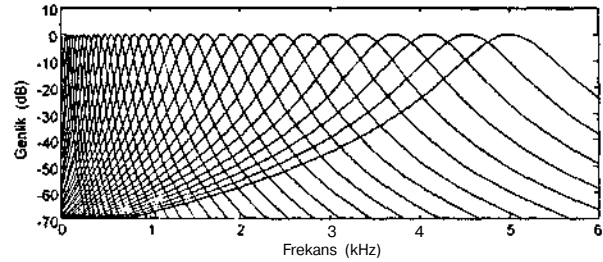
Frekans Kapsamı : 50 - 5000 Hz				
Kanal sayısı	16	32	64	128
Süzgeç aralığı	1.82 ERB	0.88 ERB	0.43 ERB	0.21 ERB

Tablo 2. ERB eşelinde süzgeç (kanal) aralığı.

Bu mesafeler kullanıldığında ise, süzgeç (veya kanal) frekanslarının 50Hz-5kHz arasındaki dağılımı Şekil 2 de gösterilmiştir. Uunlardan, BM'in 50Hz-5kHz aralığındaki frekanslara duyarlı kısmını 32 süzgeç ile temsil eden 32-kanallı süzgeç takımının frekans genlik cevabı ise Şekil 3 de gösterilmiştir. Görüldüğü gibi, süzgeçlerin band genişlikleri buldukları merkez frekansları ile orantılı olarak değişmektedir.

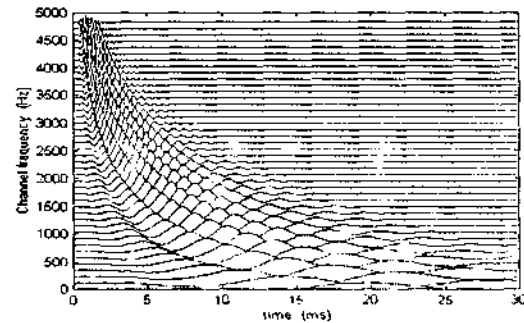


Şekil 2. Kanal merkez frekanslarının dağılımı.



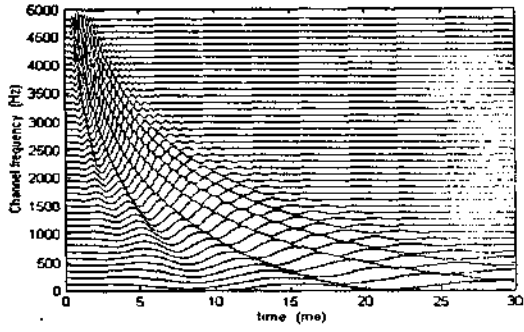
Şekil 3. 32-kanallı gamaton süzgeç takımının frekans cevabı.

Şekil 4 de ise basilar membranın dürtü şeklinde bir akustik sinyale karşı 50Hz-5kHz aralığına duyarlı bölgesinin hareketinin zamanla değişimi 128 kanal kullanarak gösterilmiştir. Burada süzgeç merkez frekanslarını gösteren düşey eksenin, aslında membran üzerinde bir uzunluğa karşı geldiğine dikkat ediniz. Meddis ve Hewitt [3] bu uzaklığın yaklaşık 0.9mm sinin İERB ye karşı geldiğini belirtmişlerdir.

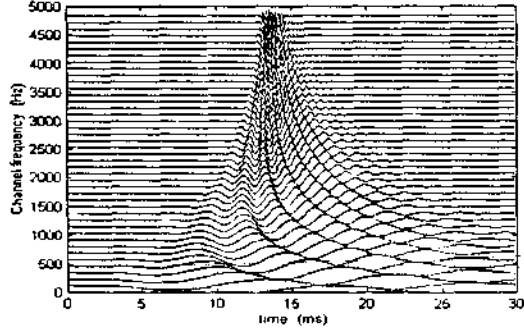


Şekil 4. BM'in dürtüsel bir akustik sinyale karşı hareketi.

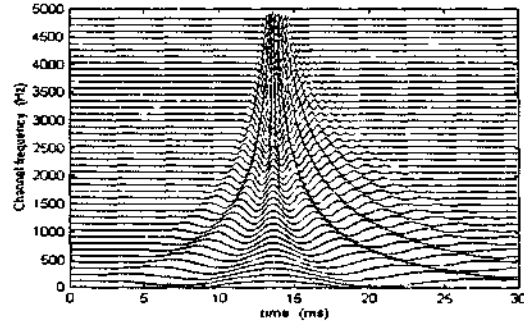
Şekil 4 den de görüldüğü gibi, süzgeç takımındaki süzgeçlerin band genişlikleri farklı olduğundan kanallar arasındaki zarf ve faz gecikmeleri farklı olmaktadır. Bu farklar çeşitli durumlarda telafi edilmek istenebilir. Bu durumda, zarf hizalama için süzgeç çıkışlarına $t_c = (n - 1) / 2nb$ kadar bir ilerleme verilerek zarf telafisi, $\langle j \rangle_c = -2vf_j$ kadar bir evre gecikmesi vererek evre telafisi yapılabilir. Şekil 5, 6 ve 7 de farklı telafi durumları için Şekil 4 dürtü cevabı tekrarlanmıştır.



Şekil 5. BM'nin sadece evre telafisi varken dürtüye cevabı.



Şekil 6. BM'nin sadece zarf telafisi varken dürtüye cevabı.



Şekil 7. BM'nin zarf ve evre telafisini varken dürtüye cevabı.

Şekil 8 de ise BIRD kelimesindeki /a/ sesli harfi için BM hareketinin 50Hz-5kHz arasında 128 kanallı bir süzgeç takımı ile benzetimi gösterilmiştir.

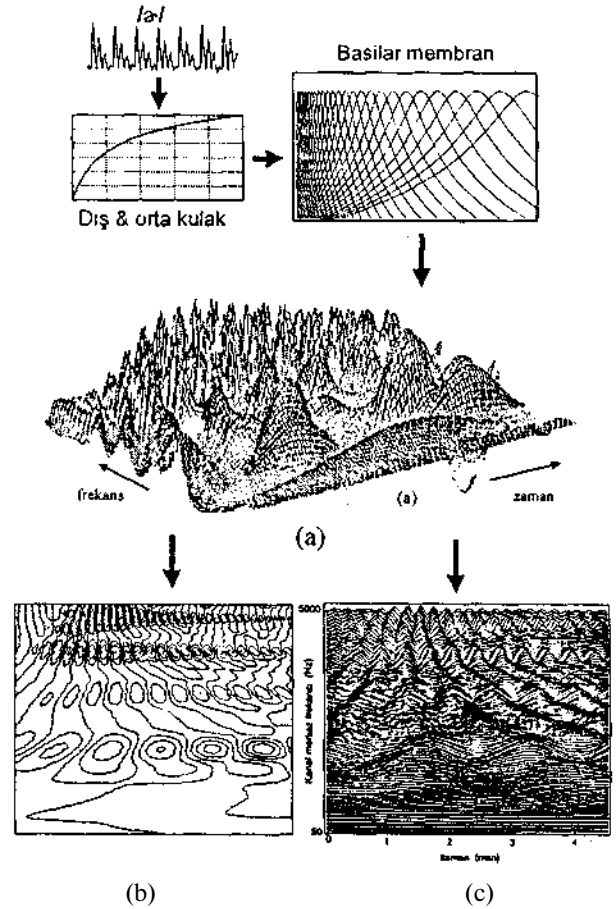
6. SONUÇ

İnsan kulağının basilar membrana kadar kısmının gamaton süzgeç takımı ile modellenmesi tanıtılmış ve yapılan modelle, bir örnek sese karşı basilar membranın 3 boyutlu hareketinin benzetimi sunulmuştur. İnsan işitme sisteminin en önemli basamağı olan bu modelleme, çeşitli ses işleme uygulamalarında kullanılabilir ve işitsel modelleme ile yeni sinyal işleme metodlarının geliştirilmesine temel teşkil edecektir.

7. KAYNAKÇA

- [1] O'Shaughnessy, D., "Speaker Recognition", in *Speech Communication: Human and Machine*, Addison-Wesley, Publishing, 1990
- [2] Campbell, J. P., "Speaker recognition: A tutorial", *Proc. IEEE*, Vol. 85, No.9, pp 1437-1463, September 1997
- [3] Meddis, R. and Hewitt, M. J., "Virtual pitch and phase

- sensitivity of a computer model of the auditory periphery : Pitch identification", *JASA*, 89(6), pp 2866-2882, June 1991
- [4] de Boer, E. and Kuyper, P., "Triggered correlation", *IEEE Trans. on Biomed. Engg.*, 15 (3), pp 169-179, 1968
 - [5] Schofield, D., "Visualisations of speech based on a model of the peripheral auditory system", *UK National Physical Lab. Repon*, 62/85, HMSO, 1985
 - [6] Holdsworth, J., Nimmo-Smith, I., Patterson, R. D. and Rice, P., "Implementing a gammatone filterbank", in *Auditory/Connectionist Techniques for Speech*, Applied Psychology Unit, Cambridge University, 1988
 - [7] Patterson, R. D., "Auditory filter shapes derived with noise stimuli", *JASA*, 59, pp 640-654, 1976
 - [8] Patterson, R. D., Nimmo-Smith, I., Holdsworth, J. and Rice, P., "An efficient auditory filterbank based on the gammatone function", *Institute of Acoustics Speech Group Meeting on Auditory Modeling*, RSRE, Dec, 14-15, 1987
 - [9] Patterson R.D. and Moore B.C.J., "Auditory filters and excitation patterns as representations of frequency resolution", in *Frequency Selectivity in Hearing*, Ed. 13.C.J. Moore, Academic, London, pp 123-177, 1986
 - [10] Glasberg, B. R. and Moore, B. C. J., "Derivation of auditory filter shapes from notched-noise data", *Hearing Research*, 47, pp 103-138, 1990



Şekil 8. BIRD kelimesindeki /a/ sesli harfi için BM hareketinin: (a) 3-boyutlu (b) Kontur ve (c) Şelale görünüşü.

TIBBİ TEŞHİS VE ANALİZ İÇİN EEG İŞARETLERİNE DALGACIK TRANSFORM TEKNİKLERİNİN UYGULANMASI¹

Mahit GÜNEŞ M.Kemal KIYMIK Şaban ERGÜN
Elektrik - Elektronik Mühendisliği Bölümü
K.Maraş Sütçü İmam Üniversitesi
46001 K.Maraş
E-Mail: mahit_gunes@hotmail.com

ABSTRACT

EEG (Electroencephalography) signals that are obtained as the result of brain activity and received from humans head as biologic signals. EEG signals consist many of useful information for research and medical applications. Signal processors have been in many investigations on this signals as used different algorithms.

in recently, neurologists use not only time domain, also utilize frequency domain for recognizing of special pathological conditions. Because of EEG signals are not stationary, the frequency components are so important as being consist of peak values like as pulls and complex waves that contains very important information on medical diagnosis. On the other hand, Some special spectral components can be appeared in any time interval. in this case, time-frequency analysis get importance. in this study, EEG signals are analyzed by using continuous and discrete Wavelet transform methods on EEG signals for diagnosis and research to help neurologists.

1. GİRİŞ

Tıbbi teşhis ve araştırmalarda kullanılan EEG (Elektroensefalogram) işaretleri beynin sinirsel faaliyeti sonucu elde edilen biyoelektrik sel işaretler olup frekans bileşenleri son derece önemlidir. Bu işaretlerde beynin fonksiyonları ile ilgili çok miktarda bilgi saklıdır. Bu bilgilerin kullanılabilmesi için sinyal işleyicileri çok çeşitli araştırmalar yapmaktadır. Nörologlar sağlıklı bir insanın EEG işaretini referans alarak bu referanstan sapmalarını patolojik belirti olarak kabul etmektedirler. Bazı patolojik belirtiler zaman alanında fark edilmeyebilir. Nörologlar genellikle zaman alanına göre teşhis yapmaktadırlar. Son zamanlarda bilgisayarların bu sinyalleri kayıt ederek bu patolojik belirtilerin bulunmasında frekans bileşenlerinden faydalanılmaktadır [1],[3],[4].

EEG işaretleri durağan olmayıp frekansları sürekli değişir. Bu işaretlerde arada sırada kısa süreli ortaya çıkan dik darbeler ve kompleks dalgalar teşhis açısından önemli bilgiler taşır. Bu durumda bu özel spektral bileşenlerin hangi zaman aralığında meydana geldiği önemli olabilir. Bu çalışmada bilgisayardan alınan EEG işaretlerine, son zamanların popüler transfer tekniği olan Dalgacık Dönüşümü Sürekli ve Ayrık yöntemleri ile Haar ve Daubechies dalgacıkları ile analiz edilerek tıbbi teşhis ve araştırmalara yardımcı olacağı düşünülmüştür.

2. DALGACIK TRANSFORM VE EEG ANALİZİ

EEG sinyallerine FFT algoritması uygulanıp yüksek bir frekans çözünürlüğü elde edilmek istenirse, spektral bileşenlerinde oldukça büyük ölçüde istatistiksel hata meydana gelir. Normal kişilerden alınan kayıtlar arasında büyük farklar olması bu yöntemle yeteri kadar bilgi elde edilememesine neden olur [18]. EEG de bazı patolojik bilgiler çok kısa bir sürede ortaya çıkabilirler ve bazı özel spektral bileşenleri zaman alanına ihtiyaç duyduğunda zaman-frekans gösterimi tekniği kullanılır.

2.1. Dalgacık analizi

Sinyal işlemecilerin en çok bildiği Fourier analizi bir sinyali zaman alanından frekans alanına dönüştürüp frekans bileşenleri önemli olduğu zaman sıkça başvurulan bir tekniktir. Fourier analizinde, frekans alanına geçildiğinde zaman alanı yok olur. Durağan sinyallerde fourier analizi iyi bir yöntem olmaktadır, fakat EEG sinyalleri durağan olmayan yapıya sahiptir. Bu tip sinyallerde fourier analizi yeterli olamamaktadır [25].

Zaman-frekans analizi gerçekleştirebilen Sürekli Dalgacık Dönüşümü (Continuous Wavelet Transform) bütün zaman aralığı boyunca dalgacık fonksiyonu ψ/n 'nin ölçeklenmiş ve kaydırılmış şekliyle fonksiyonun çarpımından oluşur.

¹ Bu çalışma TÜBİTAK tarafından 197E14 EEE AG-249 no' lu projeye desteklenmektedir.

$$CWT_x^\psi(\tau, s) = \frac{1}{\sqrt{|s|}} \int_{-\infty}^{\infty} H'KI\left(\frac{t-r}{s}\right) dt \quad (2.1.1)$$

Denklem 2.1.1 sürekli dalgacık dönüşümü olup t ve s değişkenlerinden oluşur ve sırasıyla, zaman alanına taşıma ve ölçek anlamlarını ifade ederler. $y(t)$ dönüşüm fonksiyonu olup $\psi(t)$ 'ye ana dalgacık denir.

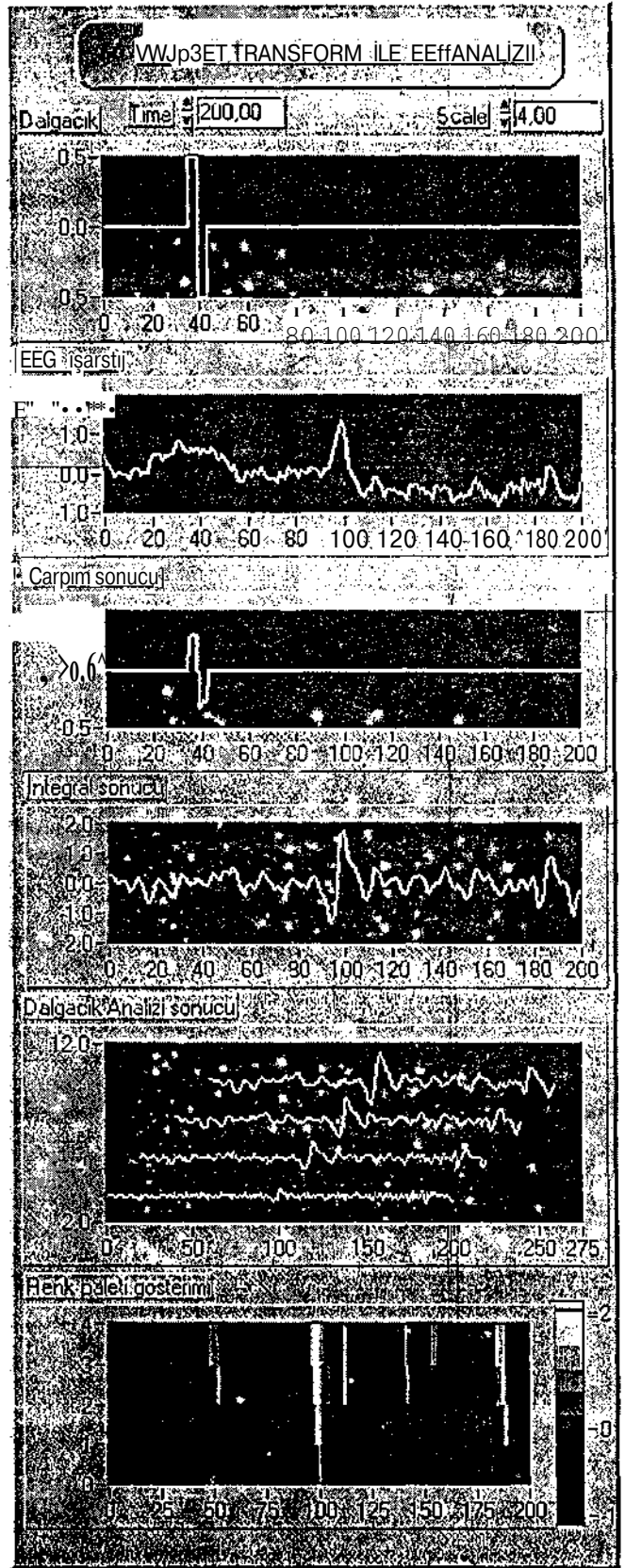
Ana dalgacık terimi, isminden de anlaşılacağı gibi iki önemli kelimeden oluşup bunlar sırası ile: Dalgacık terimi, küçük dalga anlamında dalgacık olarak ifade edilir. Buradaki küçüklük belirli uzunlukta pencere fonksiyonu olarak tarif edebiliriz. Dalga ise buradaki pencere fonksiyonunun titreşimli olduğunu ifade etmektedir. Buradaki ana kelimesi ise: bir ana fonksiyondan dönüşüm tekniği ile türetilip değişik alanları desteklemek için oluşturulan fonksiyonlardır. Diğer bir ifade ile ana dalgacık, diğer pencere fonksiyonlarını üretmek için prototiptir [6],[21].

ψ transfer fonksiyonunda translation terimi pencerenin yerini belirler ve sinyal boyunca pencereyi kaydırır. Bu terim transfer alanında zaman bilgilerini içerir. Bu dönüşümde frekans bilgisine sahip değil fakat ölçek parametresi $1/\text{frekans}$ olduğu için bu parametreden yararlanırız. Burada yüksek ölçek sinyalin daha az detaylı görünüşünü ve düşük ölçek ise detaylı görünüşü oluşturur. Ölçek bir matematiksel işlem olup sinyali hem açar hem de sıkıştırır. Yüksek ölçekler sinyali açar düşük ölçekler ise sinyali sıkıştırırlar.

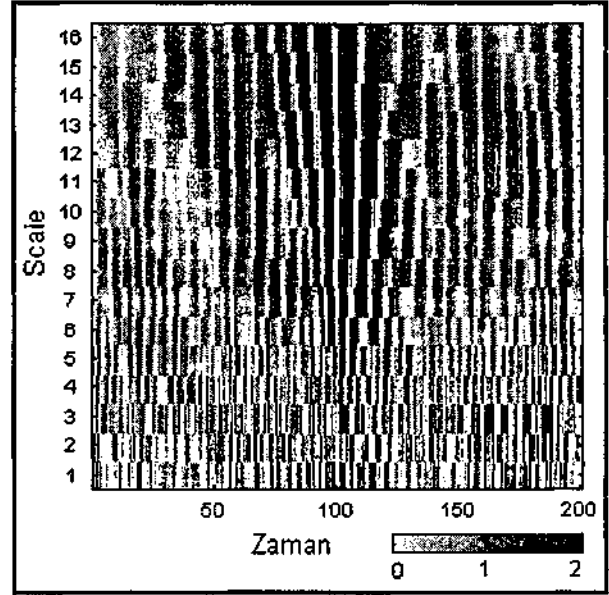
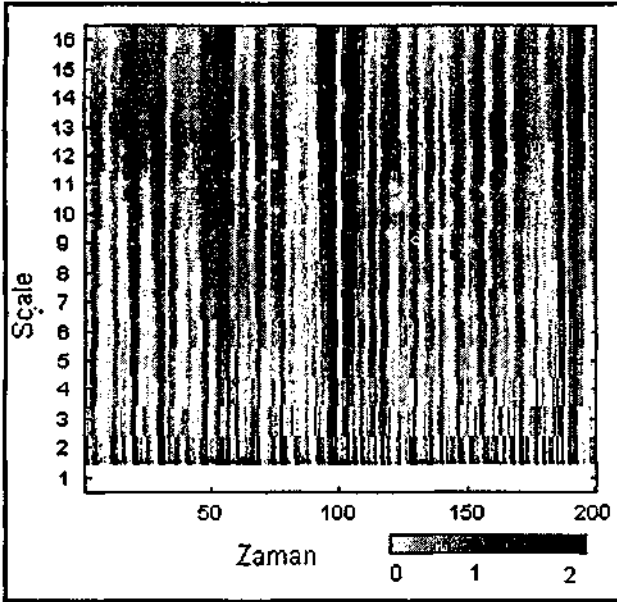
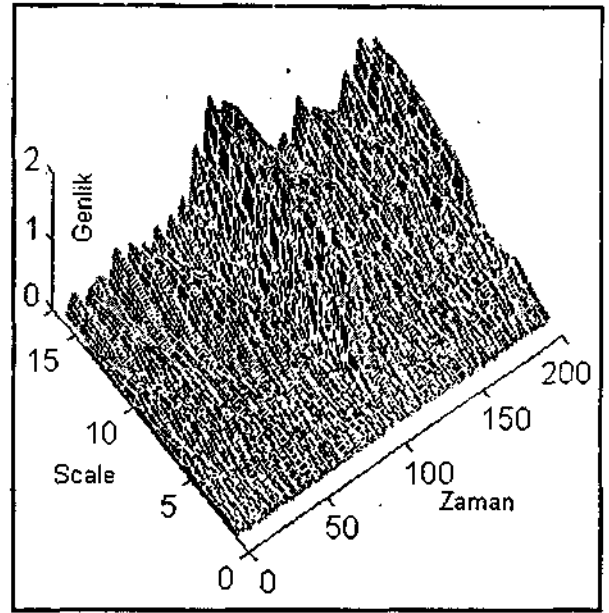
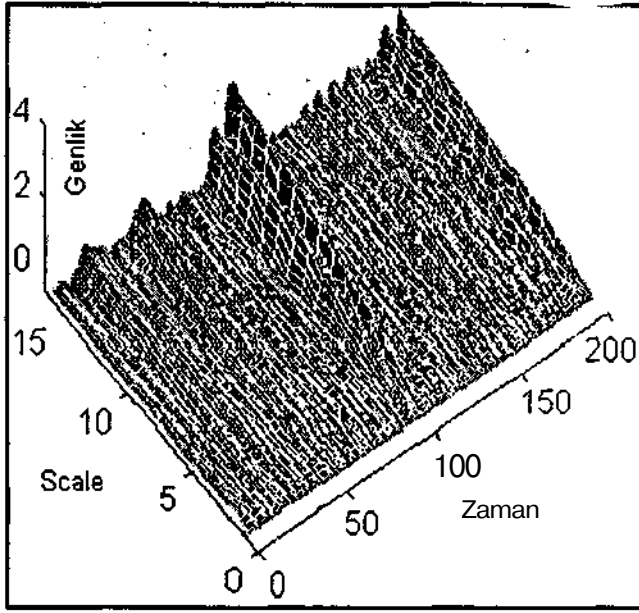
Çalışmamızda ilk olarak sara hastası olan bir kişiden alınan EEG işaretini TÜBİTAK destekli yazılım ve donanım kullanılarak işlem basamakları halinde, kullanılan bilgisayarın kapasitesine göre gerçek zamanda analiz yapabilmektedir. Şekil 2.1.1.

Bu analiz haar dalgacığı kullanılarak EEG işaretine sürekli dalgacık dönüşümü uygulanmıştır. Bu analiz sonucunda dalgacığın düşük ölçeklerinde yüksek frekans bileşenleri yüksek ölçeklerinde ise düşük frekans bileşenleri elde edilmiştir. Diğer bir ifade ile düşük ölçekler yüksek frekans çözünürlüğüne yüksek ölçekler ise yüksek zaman çözünürlüğüne karşılık gelmektedir. Renk paleti gösteriminde ise zaman-ölçek-genlik olarak gösterilmiş olup açık renkler yüksek genliklere tekabül etmektedir.

Bir sonraki analizimizde ölçeği 16 alarak haar ve daubechies dalgacığı kullanılarak üç boyutlu olarak analiz edildiğinde daubechies'in 10.mertebeden seçilen dalgacığın çözünürlük açısından daha iyi olduğu görülmektedir. Şekil 2.1.2. de haar dalgacığı ile gerçekleştirilen analizde düşük ölçeklerde yüksek frekans spektrumu yüksek ölçeklerde ise düşük frekans spektrumu elde edilmiştir.



Şekil 2.1.1



Şekil 2.1.2

Şekil 2.1.3

Daubechies dalgacı ile gerçekleştirilen analiz haar ile yapılan analize göre veri kaybının daha az olduğu Şekil 2.2. ile Şekil 2.3 kıyaslandığında görülmektedir. Her iki analizde de frekans bilgisi $1/\text{ölçek}$ olarak ele alınmalıdır. Bu analizlerin sonucunda yüksek zaman çözünürlükleri için yüksek ölçeklere yüksek frekans çözünürlükleri için düşük ölçeklere bakılmalıdır. Her iki analizde de dalgacık katsayıların mutlak değeri alınarak üç boyutlu ve renk paleti gösterimi elde edilmiştir. Renk paleti gösteriminde genlik koyu renge doğru gittikçe artmaktadır.

2.2. Ayrık Dalgacık (Discrete YVavelet) Transform

Her bir ölçek ölçek için dalgacık katsayılarını bulmak problem olduğundan veri kaybına neden olmaktadır. Ölçek ve pozisyonun belli bir basamağa göre seçerse örneğin, ölçek ve pozisyonları 2 nin katları şeklinde seçerse analizimiz daha verimli ve doğru sonuç çıkacaktır [9]. Bu şekilde yaptığımız analiz Ayrık Dalgacık Dönüşümü ile elde edebiliriz. Bunu oluşturmanın bir yolu da filtreler kullanmaktır. Çoğu sinyal için düşük frekans sinyalin önemli kısmını içerir. Yüksek frekans ise sinyalin ayrıntı kısmını içerir.

Dalgacık analizinde detay ve ayrıntıları seçmek için süzgeçler kullanılır. Süzgeçleme işleminde alçak geçiren süzgeç ayrıntıları içermekte olup sinyalin düşük frekansını yüksek ölçeğini alır. Yüksek geçiren filtre ise sinyalin detay kısmını alıp düşük ölçek ve yüksek frekansa tekabül etmektedir [9].

Orijinal bir S sinyaline bu işlemi uyguladığımızda mevcut verinin iki katı veriye ihtiyaç duyulur. Bu problemi düzeltmek için altörnekleme (downsampling) dediğimiz örneklemeyi düşürerek dalgacık ayrıştırması gerçekleştirilir [25].

Ayrık dalgacık dönüşümü ele alınırken anlaşılması gereken en önemli nokta büyük ölçekler için alt örneklemiş işaretin "genel görünümünü" ele alırken, küçük ölçekler için işaretteki küçük "ayrıntılar" ele alınır. DWT denklem 2.2.1' de ifade edilmiştir.

$$C(a,b) = C(j,k) = \sum_{n \in \mathbb{Z}} x[n] 2^{-j/2} g(2^{-j}n - k) \quad (2.2.1)$$

Burada $a = V, b = k2^j, j \in \mathbb{N}, k \in \mathbb{Z}$ dir.

İşaret içerisindeki ayrıntı bilgisinin miktarının ölçüsü olarak kabul edilen işaretin çözünürlüğü, süzgeçleme işlemleri ile değiştirilirken, ölçek ise yukarı-örnekleme (upsampling) ve alt-örnekleme (subsampling) veya aşağı-örnekleme (downsampling) işlemiyle gerçekleştirilir [5].

Ayrık dalgacık dönüşümü katsayıları Sürekli dalgacık dönüşümünden diyatik olarak örneklenirler. Yani, $s=2^j$ ve $T=k*2^j$ gibi.

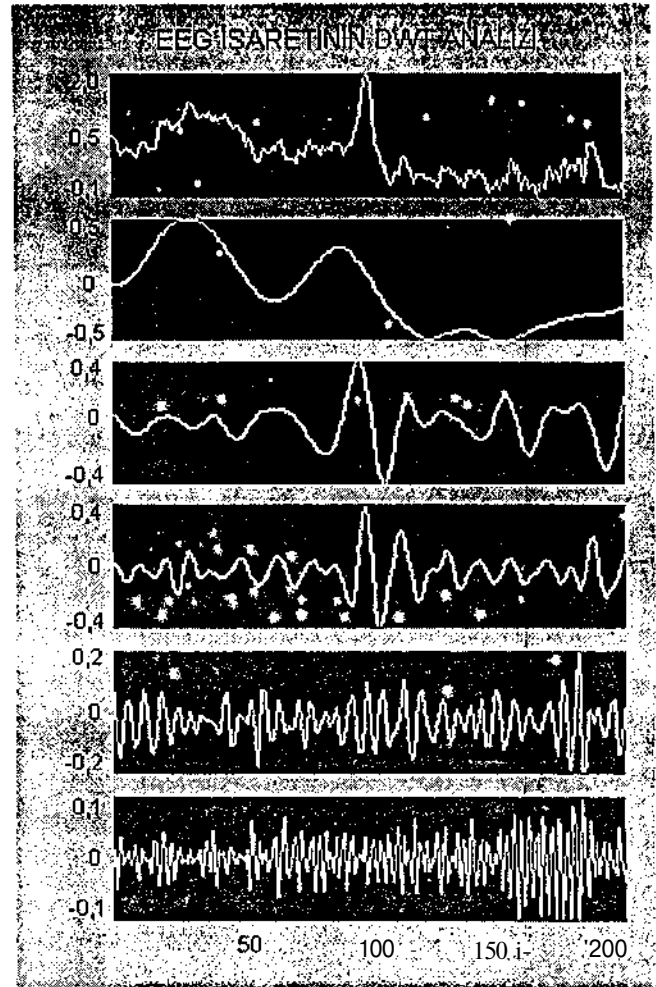
Bilgisayarda incelenen sinyal ayrık (ayrık) olduğundan sinyaller $X[n]$ ile gösterilecektir ve burada n tamsayıdır.

Bu işlem, impuls cevabı $h[n]$ olan yan-bant sayısal alçak-geçiren filtreden işaretin geçirilmesi ile başlar. Bir işaretin süzgeçlenmesi, süzgecin impuls cevabı ile işaretin matematiksel olarak konvolüsyonunu almak demektir, ayrık durumda konvolüsyon işlemi denklem 2.2.2'de verilmiştir.

$$y[n] = X[n] * h[n] = \sum_k X[k] \cdot h[n - k] \\ = \sum_k h[k] \cdot X[n - k] \quad (2.2.2)$$

Alçak-geçiren süzgeçleme çözünürlüğü yarıya düşürürken, ölçeği değiştirmez. İşaretin 2 ile alt-örnekleme ile de örneklerin yarısı gereksiz olur. Alt-örneklemeden sonra ölçek iki katına çıkar. Bu yöntem matematiksel olarak denklem 2.2.3'te ifade edilmektedir.

$$y[n] = \sum_{k=-\infty}^{\infty} h[k] \cdot X[2n - k] \quad (2.2.3)$$



Şekil 2.2.1

Son olarak aynı EEG işaretini ayrık dalgacık dönüşümü ile analiz ettiğimizde: bu sinyalin ayrıntı ve detay katsayıları elde edilir. Ayrıntı katsayıları sinyalin düşük frekans bileşenleri, detay katsayıları ise yüksek frekans bileşenlerini teşkil eder. Bu işleme dalgacık ayrıştırması denir ve Şekil 2.2.1 de görüldüğü gibi orijinal sinyal ayrıntı ve detay kısımlarına ayrıştırılarak tıbbi teşhis ve uygulamalar açısından faydalı olacağı düşünülmüştür.

3. SONUÇLAR

Son zamanlarda tıbbi teşhis ve araştırmalarda kullanılan EEG işaretleri gibi biyolojik işaretleri sadece zaman alanında değil de frekans alanında da incelenmeye başlanmıştır. Bilgisayarların gelişmesiyle çeşitli algoritmalar geliştirilmiş ve bu algoritmalar yardımıyla teşhis ve analizler değişik yorumlamaları ortaya çıkarmıştır. Örneğin EEG işaretlerinde bazı patolojik olayların özel durumlarda ortaya çıkması durumunda bu özel şartların iyi bir şekilde belirlenmesi gerekmektedir. Bu gibi olayların belirlenmesinde iyi bir analiz yöntemi ortaya konmalıdır.

Temel frekans analizi olan Fourier Analizinin durağan olmayan EEG işaretleri için Frekans çözünürlüğü arttınlamaması ve bazı özel şartların hangi anda meydana geldiğinin bilinmiyor olması açısından dezavantajdır. Fakat sinyalin ne tür bir spektral bileşenlere sahip olduğunu belirlemesi açısından yararlıdır. Fourier analizin bazı özel spektral bileşenlerin hangi zaman aralığında gerçekleştiğini tespit edemediği için zaman-frekans analizi olan Dalgacık analiz yöntemi kullanılabilir. Dalgacık Dönüşümü düşük ölçeklerde iyi bir zaman çözünürlüğü, yüksek ölçeklerde ise ise iyi bir frekans çözünürlüğü elde edilebilmektedir. Bu özellik Dalgacık Dönüşümünde, dalgacık fonksiyonun genişliği analiz boyunca sürekli değiştiği için var olmaktadır ve Dalgacık Dönüşümünün en büyük avantajlarından birisidir. Ayrıca Ayrık Dalgacık Dönüşümü yöntemi kullanılarak analiz edilecek sinyal filtrelerle alt frekanslara ayrıştırılarak ayrıtı ve detay kısımları incelenerek değişik bir teşhis açısı sağlanabilir.

Son yıllarda hızla gelişme gösteren Dalgacık Dönüşümü, EEG işaretleri üzerine uygulandığında aynı anda analiz boyunca hem iyi bir zaman hem de iyi bir frekans çözünürlüğü elde edildiği gözlenmiş olup, uzman hekimlerin bu yöntemlerden faydalanıp yorum yapabilmesi, tıbbi teşhis ve araştırmalara çok faydalı bilgiler verebileceği gözlenmiştir.

4. KAYNAKÇA

- [1]. Güneş, Mahit., 1999 KSÜ Fen Bilimleri Yüksek Lisans Tezi. "EEG İşaretlerinin Dalgacık Analizi ve Diğer Parametrik Yöntemlerle Karşılaştırılması"
- [2]. Proakis, Manolakis, Prenlice Hail, 1996. "Digital Signal Processing, Principles, Algorithms, Applications"
- [3]. Chui Charles K., Acedemic Press Inc. , 1992. "An introduction to Wavelet"
- [4]. Meyer Yves, SIAM 1993. "Wavelets Algorithms & Applications"
- [5]. Vatterli Martin, Prentice Hail, 1995. "Wavelets and Subband Coding"
- [6]. Chui Cherles K. Acedemic Press Inc. "Wavelets Autorial in Theory and Applications"
- [7]. Akansu, Ali N., "Wavelets and filter banks", IEEE Circuits & Devices, pp. 14-18, November 1994.
- [8]. Akın, M., 1995. "Uyarılmış beyin potansiyellerinin spektral analiz yöntemlerle incelenmesi". Doktora tezi, E.Ü.
- [9]. Misiti M., Misiti Y., Oppenheim G., Poggi M.J. Math Works Inc. 1996. "Wavelet Toolbox"

- [10]. Blanco, S., Quinan, Q.R., Rosso, O.A., Kochen, R., 1995. "Time-frequency analysis of electroencephalogram series."
- [11]. Bruce A., Donoho D., and Gao Hong-Ye, 1996. "Wavelet analysis", ,IEEE Spectrum p.26, October.
- [12]. Childers, D. G., 1977. "Evoked Responses: Electrogenesis Models, Methodology and Tracking Analysis." Proceedings of IEEE, vol.5, pp. 612-626.
- [13]. Daubechies, I., 1992. 'Ten lecturès on V/avelets." Capital City.
- [14]. Daubechies, I., 1994. "Ten lectures on Wavelets." CBMS, SIAM, vol.61, pp. 194-202.
- [15]. Gevin, A.S., 1987. "Mcthods of analysis of brain electrical and magnetic signals." Handbook of Electroencephalography and Clinical Neurophysiology, vol. 1,pp. 31-83.
- [16]. Isaksson, A., Wennberg, A., 1975. "Visual evaluation and computer analysis of the EEG- A comparison." Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol., vol.38, pp. 79-86.
- [17]. Isaksson, A., 1981. "Computer Analysis of EEG Signals with Parametric Models." Proceedings of IEEE, vol.69/4,pp. 451-461.
- [18]. Yazgan,E. ve Korürek,M.,1996. "Tıp Elektroniği."
- [19]. Lewalle J., 1995. "Tutorial on wavelet analysis of experimental data.", April.
- [20]. Lopes da Silva, F., 1982. "Event-related potentials, methodology and quantification in EEG." Basic Principles, Clinical Applications and Related Fields, pp.655-664,Munich.
- [21]. Ramchandiran K., Vetterli M., 1996. "Wavelets, subband coding and best basis." Cormac Herley Proceedings of IEEE ,vol. 84, no.4, pp.541, April.
- [22]. Rioul O., Vetterli M., 1991. "Wavelets and Signal Processing." IEEE SP Magazine, pp.14, October.
- [23]. Webster, J. G., 1978. "Medical Instrumentation, Application and Design." Houghton Mifflin Company, pp. 184-207.
- [24]. Önal Bilal, KSÜ Fen Bilimleri Yüksek Lisans Tezi, "EEG işaretlerindeki Epileptik Sürecin Dalgacık Dönüşümü ile Tesbiti"
- [25]. Polikar Robi, Iowa 1996. "Wavelet Tutorial"
- [26]. F. Auger, May-August 1994, July 1995. CNRS (France). "Time Frequency Toolbox for Matlab".

MİKROKONTROLÖR DESTEKLİ AMALGAMATÖRÜN TASARIMI VE GERÇEKLEŞTİRİLMESİ

Salih GÜNEŞ Süleyman CANAN Mehmet MİMTAŞ

Selçuk Üniversitesi Müh.-Mim. Fak .

Elk.-Elt. Müh. Bölümü, 42031- KONYA

E-mail :sgunes@karatay1 xc.selcuk.edu.tr, scanan@karatay1 .cc.selcuk.edu.tr

ABSTRACT

in this study, PIC microcontroller based medical apparatus was constructed for dentistry. The function of the apparatus is to obtain high quality tooth filling material. In dentistry the tooth filling material does not adhere correctly and fail often after some period of time. The reason of this problem is that the mixing process of mercury and amalgam aren't done correctly. With the realized system this mixing problem was solved and achieved successfully.

1.GİRİŞ

Şu anda teknoloji çağında yaşamaktayız. Gelişmelerin hızla ilerlediği zamanımızda bilgiye ulaşılabilirlik kolaylaştığı gibi en son gelişmeleri takip etmek zorlaşmıştır. Büyük bir pazar payına sahip sağlık sektörü de en son teknolojiden nasibini almıştır. İnsan sağlığına değer vermek ve olabilecek en son imkanları seferber etmek insanoğlunun vazifesidir.

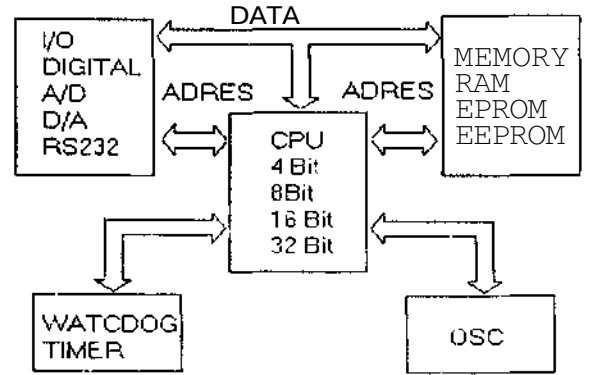
Bu çalışmada Diş Hekimliği alanında kullanılan PIC mikrokontrolör destekli bir tıbbi cihaz gerçekleştirilmiştir. Görevi ise diş dolgu maddesinin kaliteli bir şekilde hazırlanmasıdır. Diş dolgusunu oluşturan civa ve amalgam maddeleri homojen bir şekilde istenen ölçüde karıştırılmamasından dolayı, dişte dolgunun tutmaması veya belirli bir süre sonra düşmesi sıklıkla karşılaşılan şikayetlerden birisidir. Cihazda bu karıştırma işlemi mekanik bir sistem ile sağlanmakta ve bu mekanik sisteme hareketi DC motor vermektedir. DC motor olarak güçlü bir silecek motoru kullanılmıştır. PIC mikrokontrolcüsü ile DC motor üzerine düşen gerilim kontrol edilerek titreşimi kontrol edilmiştir. Ayrıca PIC ile çalışma süresi de kontrol altına alınmıştır.

Bu çalışmanın ikinci bölümünde, PIC mikrokontrolör elemanının genel özellikleri ve komut yapısı anlatılmıştır. Üçüncü bölümde, gerçekleştirilen sistemin genel blok yapısı ve bu bloğu oluşturan katların genel yapıları kısaca anlatılmıştır. Son bölümde ise sonuç ve tartışmalara değinilmiştir.

2. PIC (PROGRAMMABLE INTEGRATED CIRCUIT)

2.1 PIC Nedir?

PIC ler RAM, EPROM, E²PROM, PIA gibi mikroişlemci sistemlerinde bulunması gereken temel elemanları tek bir çatı altında toplayan entegrelerdir. Bütün bu elemanların tek bir entegre eleman altında toplanması ile mikroişlemci tabanlı sistemlerin boyutları küçülmüş, sistem maliyetlerinde kayda değer bir azalma sağlanmış ve en önemlisi bu tip sistemlerin tasarlanması daha kolay bir hale getirilmiştir. CPU, RAM, EPROM ve PIA elemanlarının birbirleri arasında bağlantıyı sağlayacak adres bus, data bus ve kontrol bus sistem üzerinde bulunmayacaktır. Çünkü bunların tamamı PIC üretici firma tarafından PIC entegresinin içine yerleştirilmiştir. Yukarıda sayılan önemli özelliklerinden dolayı PIC entegreleri son zamanlarda oldukça tercih edilen bir eleman haline gelmiştir[1]. Tipik bir mikrokontrolör sistemi aşağıdaki şekilde görülmektedir(Şeki2.1).



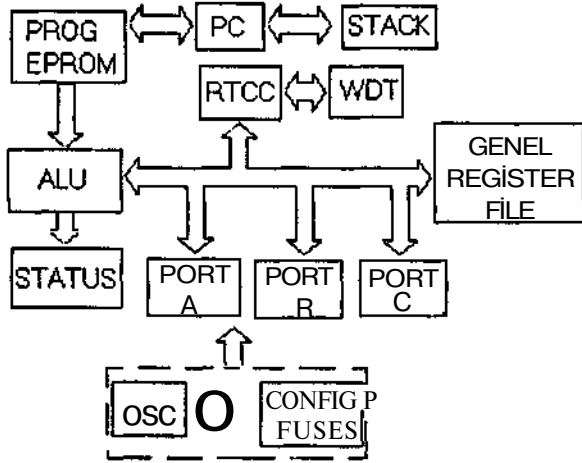
2.1. Tipik Bir Mikrokontrolör Sistemi

PIC içine yazılan programı işleyen mikroişlemci RISC mimarisine benzer bir mimari ile donatılmıştır. RISC mimarisi mikroişlemci tasarımında kullanılan ve temelde iki kısma ayrılan mimari tipinden biridir. Bunlar RISC ve CISC mimarileridir. RISC mimarisinde, mikroişlemci komut seti üzerinde bulunan komutların sayısı azaltılmış

ve bu komutların hepsi tek bir saat darbesi ile tamamlanması sağlanmıştır[2].

2.2 PIC Komut Yapısı

Programlama sırasında yazdığımız komutların her biri PIC üzerinde 14 bitlik bir yer kaplamaktadır. Bu 14 bitin ilk 6 biti, komutu tanımakta geri kalan 8 biti ise kullanılan veriyi taşımaktadır. Komut taşınan kısım 6 bit olduğundan (26064) PIC'de en fazla 64 komut bulunacağı açıktır, örneğin 16C74 PIC entegresinde 35 adet komut bulunmaktadır. Üzerinde İK E²PROM program belleğine, 15 adet özel donanım Registeri, 36 adet genel amaçlı Register ve 64 byte E²PROM data belleğe sahiptir.



Şekil 2.2 Temel PIC Blok Diyagramı

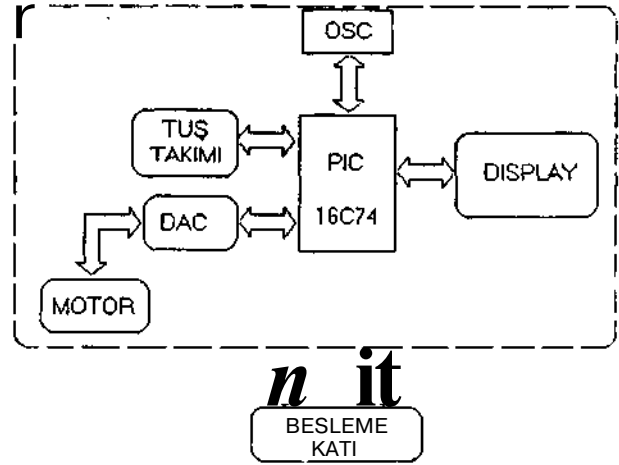
Bu entegreler teorik olarak bir milyon defa programlanabilmekte ve üzerinde bulunan programları 40 yıldan daha fazla bir süre kayıpsız olarak saklayabilmektedir[2]. Şekil 2.2 de PIC in genel yapısı görülmektedir. PIC'ler, yapılarının CMOS olmasından dolayı oldukça az güç harcarlar. Uygulamalarda kullanılan voltaj aralığı 2 ile 6 Volt arasında değişmektedir. Kendi güçlerinin küçük olmasına rağmen PIC'ler direkt LED sürme kabiliyetine sahiptir. Tüm anlatılan bu özelliklerinden dolayı PIC'ler bugün yaygın bir biçimde kullanılmaktadır.

3. SİSTEMİN GENEL YAPISI ve ÇALIŞMASI

Gerçekleştirilen sistemin blok şeması aşağıdaki şekilde gösterilmiştir(Şekil 3.1). Blok şemadan da görüldüğü üzere mikrokontrolör olarak PIC 16C74 kullanılmıştır. PIC in kontrolü altında, tuş takımı, osilatör devresi, display, DAC, DC motor ve besleme katlarından oluşmuştur. Bu katların yapılarına kısaca bakalım:

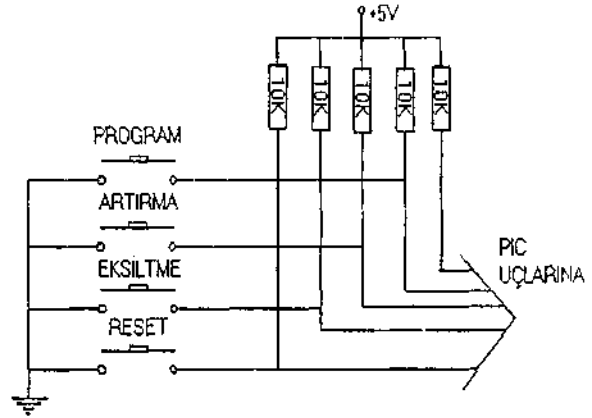
Mikrokontrolör kartında PIC 16C74 entegresi ile birlikte 20MHz lik kristal osilatör, kondansatörler ve 4 tane tuş takımı bulunmaktadır(Şekil 3.2). Bu tuşlar programın yapısına bağlı olarak yerleştirilmiştir. Normal konumda tuşun bağlı olduğu bacak 10KQ luk direnç üzerinden

+5V besleme kaynağına bağlıdır. Program bu bacağı lojik 1 seviyesi olarak algılar, Tuşa basıldığı zaman PIC



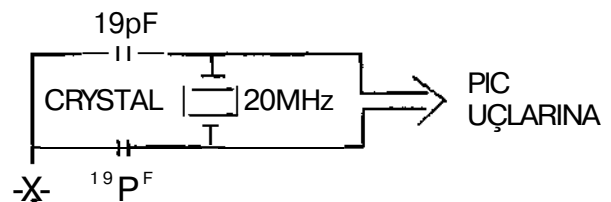
Şekil 3.2. Sistemin Genel Blok Şeması

bacağına gerilim değeri 0V toprak gerilim seviyesine çekilir. Bu durumu program lojik 0 olarak algılar. Tuşların herbirinin görevi Şekil 3.3. de gösterilmiştir.



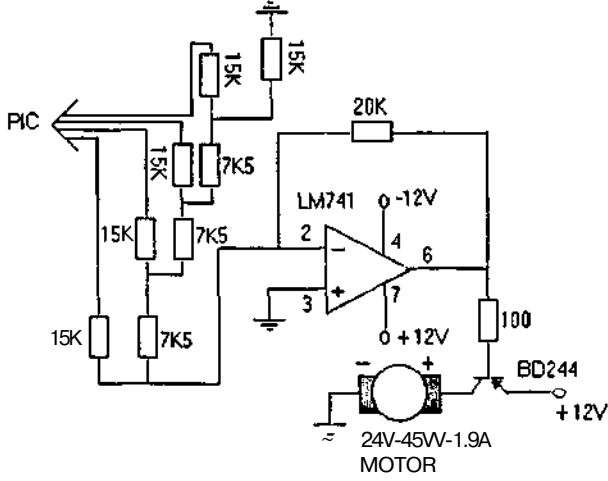
Şekil 3.3. Tuş Katı

Osilatör olarak 20MHz lik kristal kullanılmıştır. PIC katalogunda bu osilatör HS tipi kristal veya seramik rezonatör, yüksek hızlı olarak geçmektedir. Kristal osilatörle kullanılan kapasitör ise birlikte kullanılacak kapasitör aralığı içindedir[3,4]. Ve değeri 19pF dr. PIC entegresi beslemesi ise yerine göre 12. ve bacaklarından veya 30. veya 31. bacaklarından gerçekleştirilebilir(Şekil 3.4).



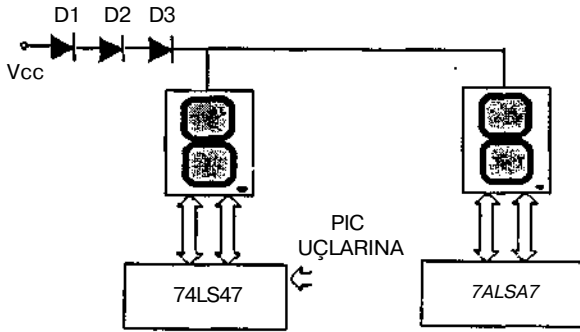
Şekil 3.4. Osilatör Devresi

Sistemde kullanılan DAC, R-2R yöntemi ile gerçekleştirilmiştir. DAC kartı PIC in D portunun ilk dört bitine bağlanmıştır. DAC kartında 4 bitlik sayısal bilgi R-2R metodu ile analoğa çevrilerek bir opampla kuvvetlendirilip seri bir direnç üzerinde Şekil 3.5. de görüldüğü gibi bir tranzistörü sürmektedir. İletime geçen tranzistör base akımının büyüklüğüne bağlı olarak emiterden kollektöre bir akım geçmektedir. Böylece DC motor üzerinde bir gerilim düşerek çalışması sağlanmaktadır.



Şekil 3.5. DAC ve Motor Sürücü Devresi

Display kartlarında iki display, iki 74LS47 entegresi, display sürme dirençleri, diyodlar ve dekaplaj kondansatörleri bulunmaktadır[4,5,6]. Burada displaylar ortak anodludur(Şekil 3.6.).



Şekil 3.6. Display Devresi

Devrede yukarıda gösterilen tüm devrelerin sürülmesi için besleme kartı için de iki adet 78xx ve iki tane de 79xx üç uçlu gerilim regülatörü kullanılmıştır[7]. Böylece değişken gerilimlerden dolayı kaynaklanabilecek bozukluklardan elektronik kartlar ve özellikle PIC korunmuş olur. Ayrıca DC motor içinde yukarıdaki besleme kartından bağımsız besleme kartı tasarlanmıştır.

4. SONUÇ ve TARTIŞMA

DC motora akuple edilmiş mekanik elemanların değişik hızlardaki titreşimi ile Diş Hekimliği'nde Amalgamatör olarak bilinen bu cihaz, diş dolgusu elde etmekte kullanılan civa ve amalgam maddelerini birbirine istenen şekilde karıştırdığı gözlemlendi. Gerçekleştirilen cihazda PIC mikrokontrolörünün kullanımının en büyük nedeni, maliyetinin ucuz, programlanmasının kolay ve geliştirme araçları konusunda kullanıcıya zengin bir yelpaze sunmasıdır.

Gerçekleştirilen bu cihazda yapılacak bazı mekanik değişiklikler sonucu kimya sanayisine ve laboratuvar analiz çalışmalarına da cevap verebilecek şekilde geliştirilebilir şekilde yeniden tasarlanmalıdır.

KAYNAKÇA

- [1] Gardner, Nigel, Çeviren: Cevdet Yalçın, "Yeni Başlayanlar için PIC Programlama El Kitabı", Bilişim Yayınları, İstanbul 1997.
- [2] Microchip Technology Inc. 2355, "8-Bit CMOS Mikrokontrollerler With A/D Converter", West Chandler Bird.
- [3] Helms, Harry L. "Electronic Circuits Cookbook", U.S.A., 1998.
- [4] Plant, Malcom, "Digital Systems", U.K. 1990.
- [5] MANO, Morris. "Digital Systems", Prentice-Hall, 1980.
- [6] Hail, Douglas V. "Mikroişlemciler ve Sayısal Sistemler", Eskişehir. 1994.
- [7] R., Boylestad, L., Nashelsky, "Elektronik Elemanlar ve Devre Teorisi", MEB Yayınları, Ankara-1994.

YSA Tabanlı Aritmi Sınıflamada Kullanılan EKGWin Paket Programı

Yüksel ÖZBAY

Nihat YILMAZ

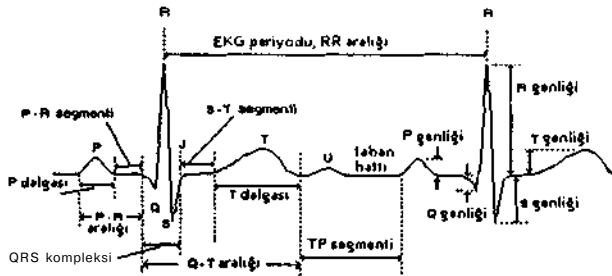
S.Ü. Elk-EltMüh. Böl, 42031, Konya, ybay@karatayl.ce.selcuk.edu.tr

ABSTRACT

in this study, an application has been developed by Delphi 3.0 high level programming language. This application includes real time monitoring and recording of ECG signals, filtering, finding the R peaks. artificial neural networks (ANN), displaying outputs, drawing graphics, and storing patient information. Ten different arrhythmia types have been chosen from MIT-BIH ECG Arrhythmia Database to train the ANN. Patients ECG records could be tested in a very short time and also could be seen visully on the computer monitör.

1. GİRİŞ

Kalbi, gövde (torso) içinde bir elektrik üretici olarak düşünebiliriz[1]. Kalpte meydana gelen elektriksel aktivitenin kaydedilmesine elektrokardiyografi, elde edilen traseye de elektrokardiyogram(EKG) denir[1-6]. Metabolizması anormal nitelikler almış bir kalpte elektriksel kuvvetlerin doğuş ve yayılışında; depolarizasyon ve repolarizasyon işleminin oluşumundaki bozulmaların EKG de yansımından dolayı, bazı kalp hastalıklarının teşhisinde endirek bir şekilde EKG den yararlanılır[3,4]. Normal EKG işareti, kalbin dinlenme durumundaki izoelektrik seviyesi (taban seviyesi, taban hattı) üzerinde sıralanan belli başlı P, Q, R, S ve T adları verilen dalgalardan oluşur. Bazen T dalgasını izleyen küçük genlikli bir U dalgası da olabilir[3]. Şekil-1 de normal bir EKG sinyali görülmektedir.



Şekil-1: Normal elektrokardiyogram bileşimi, tipik dalga şekilleri ve aralıkları

SA düğümünde oluşan depolarizasyon dalgası, kulakçıklar (atriyumlar) içindeki iletim yolu üzerinde 30 cm/sn hızla ilerlerken, kulakçık kaslarını uyarır ve bunun sonucunda kulakçıklar bir bütün olarak kasılıp, kendi içinde kalmış kanın tümünü karıncıklara pompalar. Kulakçıkların

kasılması sırasında, EKG işaretinde P dalgası adı verilen değişim oluşur. 0,1 sn kadar süren P dalgasının genliği, kulakçık kasının aktivitesi hakkında bilgi verir. Depolarizasyon dalgası, kulakçıklarla karıncıklar (ventriküller) arasındaki AV düğümüne gelince hızı 5 cm/sn ye kadar düşer. Böylece AV düğümü, bir gecikme elemanı gibi görev yaparak aksiyon potansiyel dalgasının karıncıklara; kulakçıkların kasılmasından 0,1 sn sonra ulaşmasına neden olur. Aksiyon potansiyeli dalgası, His demeti ve purkinje lifleri yardımıyla tüm karıncık kaslarına 3 m/sn gibi bir hızla yayılınca karıncık bir bütün olarak kasılır[2].

Karıncıkların kasılması sırasında EKG işaretinde 0,12 sn kadar süren ve QRS kompleksi adı verilen değişim gözlenir. Q, R ve S dalgalarından oluşan QRS kompleksinin 0,1 sn den daha uzun sürmesi karıncıkların eşzamanlı olarak uyarılmadıklarını gösterir. Karıncık kaslarının kulakçık kaslarından daha çok ve güçlü olması nedeniyle QRS kompleksindeki R dalgası, P dalgasından genlik olarak oldukça büyüktür. Bunun yanında R dalgasının genliğinin normalden büyük olması, hipertansiyonda kalp büyümesinin bir göstergesi olabilir. S dalgasından sonra, karıncık kasları aynı potansiyeldedir ve bu nedenle T dalgasına kadar EKG işareti izoelektrik seviyededir. Bu seviye, ST segmenti olarak bilinmektedir. Karıncık kaslarının hızlı repolarizasyonu sonucunda T dalgası oluşur[1-2].

EKG işaretinde dalgalar arasında kalan uzaklıklara aralık adı verilir. PR aralığı, His demeti iletim zamanını gösterir. PR aralığının 0,2 sn den uzun olması, His demetinde bir iletim bozukluğu olduğunu belirtir. ST aralığı, özel olarak ST segmenti diye isimlendirilir ve normalde izoelektrik seviyededir. ST segmentinin izoelektrik seviyeden olan sapmaları ve anormal uzunluğu da kalbin normal çalışmayışının göstergesi olarak kullanılmaktadır[3-5]. İki R dalgası arası uzaklığa RR aralığı veya bir kalp periyodu adı verilir. RR aralığı kalbin dakikadaki vuru hızının bir göstergesidir ve kalp rahatsızlıklarının teşhisinde kullanılan parametrelerden biridir[2].

Kalp hastalıklarının teşhisinde kullanılan yollardan birisi de elektrokardiyografi(EKG) çekimidir ve klinikte EKG rutin olarak kullanılır. Her seferinde EKG analizi geniş yer tuttuğundan bu işlemi maksimum ölçüde otomatikleştirmek gerekir. Bilgisayarlı EKG sistemleri, manuel sistemlere benzer şekilde iki aşamalı işlem yürütür. Birinci aşamada

örüntü tanıma veya parametre ölçüm işleri yapılır. İkinci aşamada ise, birinci aşamanın sonuçları kullanılıp yorum yapılır[7,8]. Doktorlar EKG işaretinde kardiyak hastalığı olup olmadığına karar vermek için EKG parametrelerini hesap ederler. Bu parametreler her dalganın yüksekliği ve süresi, RR aralığı, PP aralığı, QT aralığı ve ST segmentidir[9]. Son yıllarda EKG yorumuna birçok kriterler önerilmektedir. Bu kriterlerin çoğunluğu sakın halde EKG'nin bilgisayarlı yorumuna yazılım aşamasındadır[10]. Bir çok araştırmacı EKG işaretinin yorumu ve aritmi sınıflamasında Yapay Sinir Ağlarını (YSA) kullanmışlardır[9-18]

2. YÖNTEM

Geliştirilen EKGWin programında YSA ve hastalardan kayıt yapılması önemli temel aşamalardandır. YSA'nın eğitiminde bulunmuş olan en uygun mimariler hasta kayıtlarını test edebilecek şekilde EKGWin de kullanıldı.

2.1. YSA'nın Eğitimi

Çok kullanılan ve popüler olan danışmanlı (supervised), ileri beslemeli (feed forward) ve geriye yayımlı (back-propagation) öğrenme algoritması[19,20] çok katmanlı idrak yapısı içinde bu çalışmada kullanıldı. YSA'nın eğitilmesinde kullanılan örüntüler MIT-BIH ECG Arrhythmia Database [21]'den seçildi. Aritmi çeşidi olarak normal sinüs ritmi, sinüs bradikardisi, ventriküler taşikardi, sinüs aritmisi, atrial prematüre kasılması, yapay vuru, sağ dal bloku, sol dal bloku, atrial fibrilasyonu ve atrial flutter seçildi. Bütün veriler filtrelerden geçirilerek gürültülerden temizlendi. Filtreleme işleminden sonra, R tepelerinin yerleri belirlendi ve örüntüler 0-1 arasında normalize edildi.

Sınıflama için iki yol izlendi. Birincisinde, her bir aritmi için tek sınıflama örüntüleri oluşturuldu. İkincisinde ise karışık sınıflama örüntüsü oluşturuldu. Bu örüntüler ayrı ayrı kullanılarak 11 tane YSA mimarisi eğitildi. Tek bir aritmi tipine göre sınıflamada kullanılan 10 tane YSA yapıları 200:3:1 şeklinde, $e=1$ ve $cc=0.5$ alındı. Kullanılan örüntü setlerinde ilgili aritmi verisi ve normal veri bulunmaktadır. YSA'nın çıkış katı düğümünün değeri lojik 1 ise ilgili aritmi var, lojik 0 ise aritmi yok (veya normal veri var) şeklinde yorum yapıldı. Eğer düğümün çıkışı $y(i) \geq 0.5$ ise lojik 1'e yakın olduğu kabul edildi ve hata hesabında $h(i)=|1-y(i)|$ ifadesi kullanıldı. Eğer düğümün çıkışı $y(i) < 0.5$ ise lojik 0'a yakın olduğu kabul edildi ve hata hesabında $h(i)=|0-y(i)|$ ifadesi kullanıldı.

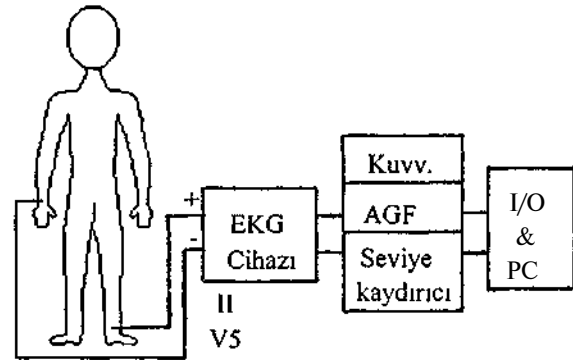
EKG aritmilerinin karışık sınıflandırılmasında ise bu aritmiler sırayla karıştırıldı. Böylece uzunluğu 21200 örnek (set sayısı 106) olan eğitim örüntüsü oluşturuldu. Test örüntüleri de benzer şekilde oluşturuldu. YSA'nın çıkış katındaki düğümleri $Q_1 = \text{Normal(N)}$, $Q_2 = \text{Bradikardi(Br)}$, $Q_3 = \text{Taşikardi(Tşk)}$, $Q_4 = \text{Sinüs aritmisi(S)}$, $Q_5 = \text{Atrial prematüre vuru(Apc)}$, $Q_6 = \text{Yapay vuru(P)}$, $Q_7 = \text{Sağ dal bloğu(R)}$, $Q_8 = \text{Sol dal bloğu(L)}$, $Q_9 = \text{Atrial fibrilasyonu(Afib)}$, $Q_{10} = \text{Atrial flutter(Aflt)}$ şeklinde yazıldı. Eğitim örüntüsü, mimarisi 200:15:10 olan bir YSA da eğitildi ve test örüntüsüyle test edildi. Burada öğrenme oranı $e=1$, öğrenme hızını ayarlayan momentum katsayısı

$a=0.2$ alındı. 10000 iterasyon sonucu eğitim hatası %0.07 bulunurken, test hatası %0.13 şeklinde gerçekleşti.

Karışık sınıflamada, test sonuçlarının değerlendirilmesi için bir algoritma geliştirildi. YSA'nın eğitim örüntüsünde arzu edilen çıkış düğüm değerleri lojik 0 veya lojik 1 olup, her bir eğitim seti için sadece bir düğümün çıkışı lojik 1, diğer düğüm çıkışları ise lojik 0 şeklindedir. Hasta test örüntülerini değerlendirildikten sonra düğümlerin çıkış değerleri 0-1 arasında değişmektedir. Test sonuç dosyasında eğer herhangi bir çıkış düğümünün değeri $y(i) \geq 0.5$ ve $y(i) > (\text{diğer düğümler})$ ise o çıkış düğümü için ilgili aritmi var şeklinde yorumlanıp hata hesabında $h(i)=|1-y(i)|$ ifadesi kullanıldı. Eğer herhangi bir çıkış düğümünün değeri $y(i) < 0.5$ ise o çıkış değeri için söz konusu aritmi yok şeklinde yorumlandı ve hata hesabında $h(i)=|0-y(i)|$ ifadesi kullanıldı. Herhangi bir andaki giriş setine karşılık gelen bütün çıkış düğümlerinin değerleri $y(i) < 0.5$ olması halinde bilinmeyen durum oluşacaktır. Yani YSA'nın eğitim örüntüsünde böyle bir giriş seti verilmedi, o halde karşılaşılan bu durumda YSA'nın bilmediği başka bir aritmi vardır ve öğrendiği aritmiler içinde sınıflama yapamadığı kabul edilmelidir. Bu durumu belirtmek için ? simgesi kullanıldı.

2.2. EKG Kaydı

Şekil-2 deki düzenek kullanılarak hastalardan EKG sinyalleri kaydedildi[18]. Ag-AgCl elektrotları [22] ve Model 6101 portatif EKG cihazı kullanıldı. EKG cihazının çıkışı kuvvetlendirilip, kesim frekansı 28 Hz olan ikinci dereceden Butterworth alçak geçiren aktif filtreden geçirildi. Filtrelenen sinyale seviye kaydına devre ile de seviye eklendi ve 12 bitlik standart ADC kartı ve yazılım ile 360 Hz de örneklenecek PC ye kaydedildi.



Şekil-2: EKG kayıt düzenneği

3. EKGWin YAZILIMI

Şekil-3 de görüldüğü gibi, geliştirilen aritmi tanıma sisteminde hasta EKG sinyali üzerinde 5 farklı aşama izlenebilir. Bunlar EKG sinyalinin gerçek zamanda izlenmesi, sinyalin kaydı, filtreleme, EKG sinyalinde R tepelerinin bulunması, YSA, sonuç gösterme ve eğri çizimi. Program DELPHİ 3.0 da yazıldı. Delphi ile program yazarken Windows ortamındaki zamanlayıcı aralıklarının yeterli olmamasından dolayı çok hızlı olması gereken I/O

işlemleri ve YSA C++ dilinde gerçekleştirildi ve execute (yürütülebilir program) halinde ana programa ilişkilendirildi. C++ dilinde yazılan tüm program parçalarına sistemin hızına ayak uydurması ve istenen klasörlerdeki verilere ulaşması için ana program tarafından katsayılar ve konum bilgileri gönderildi. Şekil-3 de görülen pencereyle programda hasta sicil bilgileri dosyalanır; kayıt arama, düzeltme, kayıt silme, kayıt ekleme ve kayıtlar arasında dolaşma işlemleri yapılmaktadır. İşlenen veriler **veya yeni yapılan kayıtlar her işlem**den sonra bir dosya **kayıt** prosedürü ve kayıt diyalog prosedürü sayesinde **güvenli bir şekilde** ve istenen klasörlere saklanabilmektedir. Benzer şekilde işlenecek veriler bir dosyadan okunacaksa açma diyalog prosedürü yardımıyla yapılmaktadır.

Programın filtreleme kısmında iki adet filtre vardır. Kesim frekansı 0.5 Hz olan yüksek geçiren filtre(YGF) ve yine kesim frekansı 28 Hz olan alçak geçiren filtre(AGF) vardır. Filtre tasarımında istenilen filtrenin Z-domenindeki transfer fonksiyonu bulunarak filtre çıkışı bu transfer fonksiyonundan elde edildi. Filtrenin başlangıç değerleri sıfır seçildi. YGF için transfer fonksiyonu :

$$H(z)_{YGF} = \frac{0.9945 - 1.9889Z^{-1} + 0.9945Z^{-2}}{1 - 1.9889Z^{-1} + 0.9890Z^{-2}} \quad (D)$$

(1) deki transfer fonksiyonunda H(z) yerine Y(z)/X(z) yazıldığında YGF nin fark denklemi;

$$y(n)_{YGF} = 0.9945x(n) - 1.9889x(n-1) + 0.9945x(n-2) + 1.9889y(n-1) - 0.9890y(n-2) \quad (2)$$

şeklinde dir. Benzer şekilde AGF için transfer fonksiyonu ise aşağıdaki gibidir:

$$H(z)_{AGF} = \frac{0.0432 - 0.0864Z^{-1} + 0.0432Z^{-2}}{1 - 1.3323Z^{-1} + 0.5050Z^{-2}} \quad (3)$$

Aynı şekilde (3) deki transfer fonksiyonunda H(z) yerine Y(z)/X(z) yazıldığında AGF nin fark denklemi de aşağıdaki gibi elde edildi.

$$y(n)_{AGF} = 0.0432x(n) - 0.0864x(n-1) + 0.0432x(n-2) + 1.3323y(n-1) - 0.5050y(n-2) \quad (4)$$

Şekil-4 de istenilen grafiklerin gösterilir. Grafiklerde; kullanılan programlama dilinin verdiği olanaklarla ayrıntıların en iyi bir şekilde gösterilebilmesi için büyütme, küçültme, kesme ve kopyalama işlemleri kolaylıkla yapılabilmektedir. Şekil-5 de pencereyle hastalardan alınan EKG sinyallerinin test sonuçları gösterilmektedir. Programda; test verilerinin değerlendirilmesi iki farklı biçimde yapılmaktadır. Birincisi aritmilerin karma sınıflamasına göre önceden eğitilmiş grupta, ikincisi ise aritmilerin ayrı ayrı tek sınıflamasına göre oluşturulan önceden eğitilmiş grupta değerlendirme yapılır. Bunun için sonuçlar penceresinde değerlendirme seçimi için bir seçenek buton takımı vardır. Eğer bu buton takımından "tek

bir aritmi için" seçeneği işaretlenecekse hangi aritmiye göre değerlendirme yapılacağını gösteren "tek aritmi türü" isimli seçenek butonlarından herhangi birinin seçilmesi de gerekmektedir.

4. SONUÇLAR

İnsan ölümlerinin nedenlerinden birisi olan kalp hastalıkları çağımızın önemli sorunlarından dır. Kalp ile ilgili sorunların zamanında teşhisi ve tedavisiyle ani insan ölümleri önlenabilmektedir. Normal atım düzeni dışındaki bütün düzensizliklerin aritmi olarak adlandırılıp zamanında teşhis edilmesi ve doktorlara bir fikir vermesi amacıyla bilgisayarlı yorumlayıcı sistemler geliştirilmektedir. Böyle sistemlerde değişik yöntemler kullanılmakta olup bunlardan biri de Yapay Sinir Ağları (YSA) dır.

Bu çalışmada geliştirilen YSA tabanlı EKGWin programıyla hastalardan alınan EKG kayıtları çok kısa sürede test edilebilmekte ve EKG de oluşan aritmiler sınıflanmaktadır. Geliştirilen EKGWin programında önceden YSA da 10 tane aritmi tek sınıflamalarda ve karışık sınıflamada eğitilmiş ağırlık dosyalan kullanıldı. Programda aritmi çeşidi artırılabilir. Hastalardan alınan EKG sinyallerinde aritmi olup olmadığı, eğer aritmi var ise hangi tipden ve kaç periyodu aritmili, kaç periyodu normal olduğu çok kısa sürede anlaşılabilir. S.Ü. Tıp Fakültesi, Kardiyoloji Anabilim dalında. yaş ortalaması 38.59 olan 17 hastanın (11 erkek, 6 bayan) test sonuçlarında tek sınıflamalar prosedüründe ortalama sınıflama başarısı %95.7, karışık sınıflama prosedüründe ise sınıflama başarısı %98.2 olarak bulundu.

5. KAYNAKÇA

- [1] Yazgan E., Korürek M.1996. *Tıp Elektronikği*, İTÜ
- [2] Korürek M. *Tıp Elektronikğinde Tasarım İlkeleri*, İTÜ, 1996
- [3] Uçak D. *Elektrokardiyografi*, 3. Baskı, Cerrahpaşa Tıp Kitabevi, 1994
- [4] Oktay S. *Pratik Elektrokardiyografi*, 2. Baskı, Güneş Kitabevi, 1986
- [5] Yanardağ H. *Klinik Elektrokardiyografi*, Cerrahpaşa Tıp Kitabevi, 1991.
- [6] Aston R. *Principles of Biomedical Instrumentation and Measurement*, Pennsylvania State Universty, 1990.
- [7] Trahanias P. and Skordalakis E., *Syntactic Pattern Recognition of the ECG*, IEEE Trans. on Pattern Analysis and Machine Intelligence V.12, No.7, pp.648-657, 1990.
- [8] Trahanias P.E., *An Approach to QRS Complex Detection Using Mathematical Morphology*, IEF.E Transactions on Biomedical Engineering, Vol.40, No.2, 1993.
- [9] Suzuki Y, "Self-Organizing QRS-Wave Recognition in ECG Using Neural Networks". IEEE Trans. On Neural Networks, V.6, No.6, pp. 1469-1477, Nov. 1995.
- [10] Dassen W.R, Mulleneers G.A, Dulk K, Talmon J.L. *Artificial Neural Networks and ECG Interpretation*, Journal of Electrocardiology, Vol.26, 61-65, 1993.
- [11] Devine B, and Macfarlane P.W, "Detection of Electrocardiographic left ventricular strain using neural

nets", Med.&Biol. Eng.&Comput, Vol.31, pp.343-348, 1993.

[12] Hu Y.H, Tompkins W.J, Urristi J.L, Valtino X.A. *Application of Artificial Neural Networks for ECG Signal Detection and Classification*, Journal of Electrocardiology, Vol.26,pp:66-73, 1993.

[13] Bortalan G and Willems J.L. *Diagnostic ECG Classification Based on Neural Networks*, Journal of Electrocardiology, Vol.26, 75-79,1993.

[14] Edenbrandt L, Heden B, Pahlm O. *Neural Networks for Analysis of ECG Complexes*, Journal of Electrocardiology Vol.26, 74,1993.

[15] Clayton R. H, Murray A, Campbell R. W. F. *Recognition of ventricular fibrillation using neural networks*, Med.&Biol. Eng.Comput., V:32, pp:217-220, 1994.

[16] Karlık B., Derelioğlu A.A. *Yapay sinir ağıları kullanarak EKG dedeksiyonu*, S1U95, Kapadokya, 1995.

[17] Özbay Y, Karlık B, Canan S. *YSA kullanarak EKG dal bloklarının sınıflandırılması*, Biyomut 97, 13-14 Ekim, Boğaziçi Üni., İstanbul, 1997.

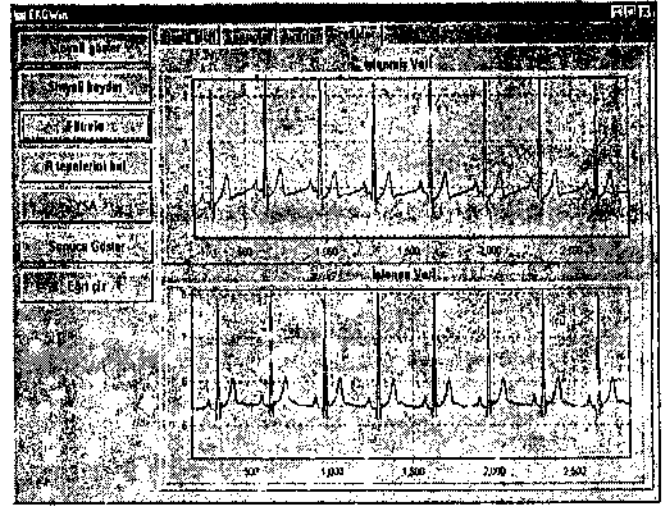
[18] Özbay Y, *EKG Aritmilerini Hızlı Tanıma*, Doktora Tezi, S. Ü. Ocak 1999,

[19] Nielsen R.H., *Neurocomputing*, HNC Inc. and University of California, San Diego, 1990.

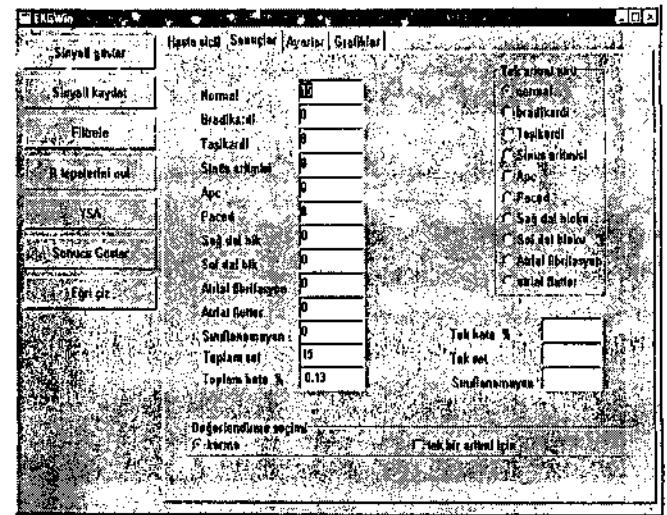
[20] Lippmann R.P. *An Introduction to computing with neural nets*, IEEE ASSP Mag. April, 1987.

[21] MIT-BIH *ECG Arrhythmia Database*, Available Beth Israel Hospital, Biomedical Engineering Division Room, KB-26, 330 Brookline Ave., Boston MA 02215

[22] Korürek M., *Tıp Elektronikinde Kullanılan Kuvvetlendiriciler ve Dönüştürücüler*, İTÜ, 1988.



Şekil-4: Grafik gösterme penceresi



Şekil-5: Sonuç gösterme penceresi

Şekil-3: Hasta sicil bilgileri penceresi

işlemleri ve YSA C++ dilinde gerçekleştirildi ve execute (yürütülebilir program) halinde ana programa ilişkilendirildi. C++ dilinde yazılan tüm program parçalarına sistemin hızına ayak uydurması ve istenen klasörlerdeki verilere ulaşması için ana program tarafından katsayılar ve konum bilgileri gönderildi. Şekil-3 de görülen pencereyle programda hasta sicil bilgileri dosyaları; kayıt arama, düzeltme, kayıt silme, kayıt ekleme ve kayıtlar arasında dolaşma işlemleri yapılmaktadır. İşlenen veriler veya yeni yapılan kayıtlar her işlemten sonra bir dosya kayıt prosedürü ve kayıt diyalog prosedürü sayesinde güvenli bir şekilde ve istenen klasörlere saklanabilmektedir. Benzer şekilde işlenecek veriler bir dosyadan okunacaksa açma diyalog prosedürü yardımıyla yapılmaktadır.

Programın filtreleme kısmında iki adet filtre vardır. Kesim frekansı 0.5 Hz olan yüksek geçiren filtre(YGF) ve yine kesim frekansı 28 Hz olan alçak geçiren filtre(AGF) vardır. Filtre tasarımında istenilen filtrenin Z-domenindeki transfer fonksiyonu bulunarak filtre çıkışı bu transfer fonksiyonundan elde edildi. Filtrenin başlangıç değerleri sıfır seçildi. YGF için transfer fonksiyonu :

$$H(z)_{YGF} = \frac{0.9945 - 1.9889Z^{-1} + 0.9945Z^{-2}}{1 - 1.9889Z^{-1} + 0.9890Z^{-2}} \quad (!)$$

(1) deki transfer fonksiyonunda H(z) yerine Y(z)/X(z) yazıldığında YGF nin fark denklemi;

$$y(n)_{YGF} = 0.9945x(n) - 1.9889x(n-1) + 0.9945x(n-2) + 1.9889y(n-1) - 0.9890y(n-2) \quad (2)$$

şeklinde dir. Benzer şekilde AGF için transfer fonksiyonu ise aşağıdaki gibidir:

$$H(z)_{AGF} = \frac{0.0432 - 0.0864Z^{-1} + 0.0432Z^{-2}}{1 - 1.3323Z^{-1} + 0.5050Z^{-2}} \quad (3)$$

Aynı şekilde (3) deki transfer fonksiyonunda H(z) yerine Y(z)/X(z) yazıldığında AGF nin fark denklemi de aşağıdaki gibi elde edildi.

$$y(n)_{AGF} = 0.0432x(n) - 0.0864x(n-1) + 0.0432x(n-2) + 1.3323y(n-1) - 0.5050y(n-2) \quad (4)$$

Şekil-4 de istenilen grafiklerin gösterilir. Grafiklerde; kullanılan programlama dilinin verdiği olanaklarla ayrıntıların en iyi bir şekilde gösterilebilmesi için büyütme, küçültme, kesme ve kopyalama işlemleri kolaylıkla yapılabilmektedir. Şekil-5 de pencereyle hastalardan alınan EKG sinyallerinin test sonuçları gösterilmektedir. Programda; test verilerinin değerlendirilmesi iki farklı biçimde yapılmaktadır. Birincisi aritmilerin karma sınıflamasına göre önceden eğitilmiş grupta, ikincisi ise aritmilerin ayrı ayrı tek sınıflamasına göre oluşturulan önceden eğitilmiş grupta değerlendirme yapılır. Bunun için sonuçlar penceresinde değerlendirme seçimi için bir seçenek buton takımı vardır. Eğer bu buton takımından "tek

bir aritmi için" seçeneği işaretlenecekse hangi aritmiye göre değerlendirme yapılacağını gösteren "tek aritmi türü" isimli seçenek butonlarından herhangi birinin seçilmesi de gerekmektedir.

4. SONUÇLAR

İnsan ölümlerinin nedenlerinden birisi olan kalp hastalıkları çağımızın önemli sorunlarından biridir. Kalp ile ilgili sorunların zamanında teşhisi ve tedavisiyle ani insan ölümleri önlenmektedir. Normal atım düzeni dışındaki bütün düzensizliklerin aritmi olarak adlandırılıp zamanında teşhis edilmesi ve doktorlara bir fikir vermesi amacıyla bilgisayarlı yorumlayıcı sistemler geliştirilmektedir. Böyle sistemlerde değişik yöntemler kullanılmakta olup bunlardan biri de Yapay Sinir Ağları (YSA) dır.

Bu çalışmada geliştirilen YSA tabanlı EKGWin programıyla hastalardan alınan EKG kayıtları çok kısa sürede test edilebilmekte ve EKG de oluşan aritmiler sınıflanmaktadır. Geliştirilen EKGWin programında önceden YSA da 10 tane aritmi tek sınıflamalarda ve karışık sınıflamada eğitilmiş ağırlık dosyaları kullanıldı. Programda aritmi çeşidi artırılabilir. Hastalardan alınan EKG sinyallerinde aritmi olup olmadığı, eğer aritmi var ise hangi tipden ve kaç periyodu aritmili, kaç periyodu normal olduğu çok kısa sürede anlaşılabilir. S.Ü. Tıp Fakültesi, Kardiyoloji Anabilim Dalında, yaş ortalaması 38.59 olan 17 hastanın (11 erkek, 6 bayan) test sonuçlarında tek sınıflamalar prosedüründe ortalama sınıflama başarıları %95.7, karışık sınıflama prosedüründe ise sınıflama başarıları %98.2 olarak bulundu.

5. KAYNAKÇA

- [1] Yazgan E, Korürek M. 1996. *Tıp Elektronik, İTÜ*
- [2] Korürek M. *Tıp Elektronikinde Tasarım İlkeleri, İTÜ*, 1996
- [3] Uçak D. *Elektrokardiyografi*, 3. Baskı, Cerrahpaşa Tıp Kitabevi, 1994
- [4] Oktay S. *Pratik Elektrokardiyografi*, 2. Baskı, Güneş Kitabevi, 1986
- [5] Yanardağ H. *Klinik Elektrokardiyografi*, Cerrahpaşa Tıp Kitabevi, 1991.
- [6] Aston R. *Principles of Biomedical Instrumentation and Measurement*, Pennsylvania State University, 1990.
- [7] Trahanias P. and Skordalakis E., *Syntactic Pattern Recognition of the ECG*, IEEE Trans. on Pattern Analysis and Machine Intelligence V.12, No.7, pp.648-657, 1990.
- [8] Trahanias P.E., *An Approach to QRS Complex Detection Using Mathematical Morphology*, IET-E Transactions on Biomedical Engineering, Vol.40, No.2, 1993.
- [9] Suzuki Y, "Self-Organizing QRS-Wave Recognition in ECG Using Neural Networks". IEEE Trans. On Neural Networks, V.6, No.6, pp. 1469-1477, Nov. 1995.
- [10] Dassen W.R, Mulleneers G.A, Dulk K, Talmon J.L. *Artificial Neural Networks and ECG Interpretation*, Journal of Electrocardiology, Vol.26, 61-65, 1993.
- [11] Devine B, and Macfarlane P.W, "Detection of Electrocardiographic left ventricular strain using neural

nets", Med.&Biol. Eng.&Comput, Voi.31, pp.343-348, 1993.

[12] Hu Y.H, Tompkins W.J, Urristi J.L, Valtino X.A. *Application of Artificial Neural Networks for ECG Signal Detection and Classification*, Journal of Electrocardiology, Vol.26,pp:66-73, 1993.

[13] Bortalan G and Willems J.L. *Diagnostic ECG Classification Based on Neural Networks*, Journal of Electrocardiology, Vol.26, 75-79,1993.

[14] Edenbrandt L, Heden B, Pahlm O. *Neural Networks for Analysis of ECG Complexes*, Journal of Electrocardiology Vol.26, 74,1993.

[15] Clayton R. H, Murray A, Campbell R. W. F. *Recognition of ventricular fibrillation using neural networks*, Med.&Biol. Eng.&Comput., V:32, pp:217-220, 1994.

[16] Karlık B., Derelioğlu A.A. *Yapay sinir ağları kullanarak EKG dedeksiyonu*, S1U95, Kapadokya, 1995.

[17] Özbay Y, Karlık B, Canan S. *YSA kullanarak EKG dal bloklarının sınıflandırılması*, Biyomut 97, 13-14 Ekim, Boğaziçi Üni., İstanbul, 1997.

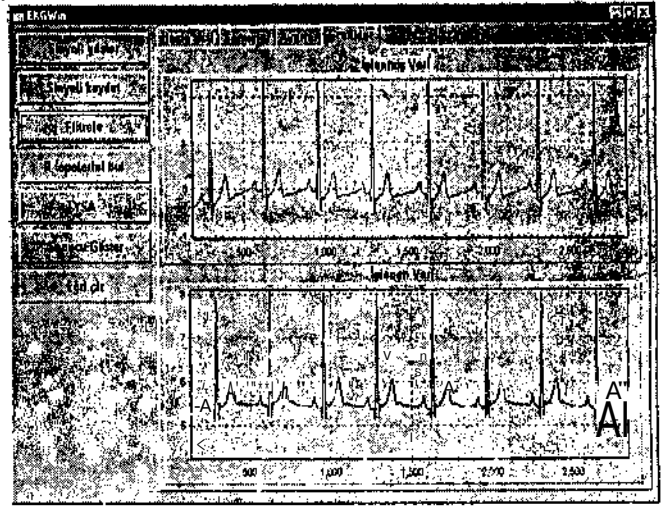
[18] Özbay Y, *EKG Aritmilerini Hızlı Tanıma*, Doktora Tezi, S. Ü. Ocak 1999,

[19] Nielsen R.H., *Neurocomputing*, HNC Inc. and University of California, San Diego, 1990.

[20] Lippmann R.P. *An Introduction to computing with neural nets*, IEEE ASSP Mag. April, 1987.

[21] MIT-BIH *ECG Anhythmia Database*, Available Beth Israel Hospital, Biomedical Engineering Division Room, KB-26, 330 Brookline Ave., Boston MA 02215

[22] Korürek M., *Tıp Elektronikinde Kullanılan Kuvvetlendiriciler ve Dönüştürücüler*, İTÜ, 1988.



Şekil-4: Grafik gösterme penceresi

Şekil-5: Sonuç gösterme penceresi

Şekil-3: Hasta sicil bilgileri penceresi

AMELİYATLAR İÇİN GÖRÜNTÜLÜ DESTEK VE EĞİTİM SİSTEMİ

Ahmet ÖZKURT , Kemal ÖZMEHMET

Elektrik ve Elektronik Mühendisliği Bölümü
Dokuz Eylül Üniversitesi, Kaynaklar Kampusu
35160 İZMİR

ahmet.ozkurt@eee.deu.edu.tr, kemal.ozmehmet@eee.deu.edu.tr

ABSTRACT

For a surgery, a surgeon has to prepare on very detailed notes about biological tests and radiological materials. During the operation, the surgeon may return to the notes and the other Information such as NMR data. We developed a system that helps the surgeon with visualization of all required Information related with the operation on surgeon's helmet. Preliminary acquired data such as NMR, real time patient health information like ECG and blood pressure, and the critical notes about the operation area can be overlaid on real video running on helmet. This opportunity can increase the concentration and success rate of the surgery,

1. GİRİŞ

Ameliyathazırlanış ve uygulamada bir hayli dikkat ve özen gerektiren işlemlerdir. Bir cerrah, ameliyata hazırlanırken hastaya ait kan basıncı, ilgili tahlil sonuçları gibi tüm biyolojik bilgiler ile gerekli bölgenin röntgen, CT veya NMR gibi görsel materyallere ihtiyaç duyar. Bunlar üzerinde çalışır ve notlar alır. Ancak, ameliyat sırasında gelişen akışta tüm bunların tekrar gözden geçirilmesi gerekebilir. Bu sırada oluşabilecek bir zaman kaybı veya hatada ameliyatın başarısında düşme olabilir.

Geliştirilen sistem ile, daha önceden hazırlanmış notlar, gerekli kritik bilgiler, ameliyat bölgesinin NMR, CT, gibi önceden hazırlanmış radyolojik görüntüleri, ECG, nabız ile kan basıncı ve kas tonusu gibi gerçek zamanlı bilgiler, cerrahın başındaki "Baş Üstü Ekran" (HMD) veya başlık (Helmet) üzerindeki kameradan alınan gerçek görüntünün üzerine toplanır. Bu durumda, cerrah ameliyat bölgesini görürken aynı zamanda da hastanın durumundan haberdar olur, ameliyat notlarını gözden geçirebilir ve isterse önceden sayısal ortama aktarılmış CT, NMR veya röntgen görüntülerine ulaşabilir. İlerdeki amaç, 3 boyutlu görüntülerin de eş zamanlı olarak bu ekrana yansıtılmasıdır.

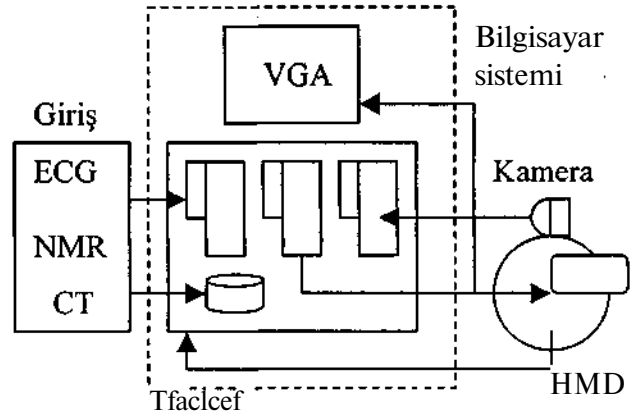
Bu sistem ile ameliyathazırlanışın basan yüzdesinin artırılması hedeflenmiştir. İleriki çalışmalarda uzaktan ameliyat yapılması konusunda bu sistemden oluşacak düşünceler yararlı olacaktır.

2. SİSTEM

Temel olarak sistem 5 ana bölümden oluşur. Bunlar:

- I) Kişisel Bilgisayar,
- II) Yazılım,
- III) Baş Üstü Ekran,
- IV) Kamera ve Görüntü Alma, işleme Kartı ve
- V) Gerçek zamanlı sinyalleri bilgisayara aktarmakta kullanılan data acquisition kartıdır.

Sistemin blok diyagramı Şekil. 1 de verilmiştir.



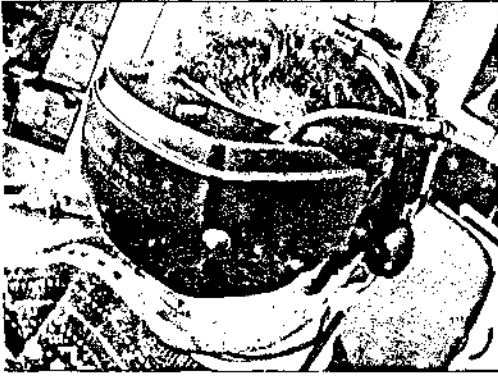
Şekil 1. Sistem blok Diyagramı

2.1 Bilgisayar Sistemi:

Seçilen bilgisayar sistemi, gelişmiş iş istasyonlarına oranla çok daha ucuz, nisbeten piyasada daha kolayca ulaşılabilecek özelliklere sahip bir kişisel bilgisayardır. İşletim sistemi olarak kullanıcının rahatlığı düşünülerek Windows™ NT WorkStation 4.0 ortamı kullanılmıştır. Çift Pentium II işlemci, 128 Mbyte Ram, SCSI Hard Disk ve üzerinde frame grabber ve ekran kartı olan bir sistem ile çalışılmıştır. Yapılan iş aslında makinenin kapasitesinin altındadır. Ancak ilenki aşamalarda bu işlem gücü gerekli olacaktır.

2.2 Baş Üstü Ekran:

Özellikle sanal gerçeklik uygulamalarında kullanılmak üzere geliştirilmiş olan bu ekipman, ekran kartı üzerinden görüntüyü alır, içerisinde iki adet yüksek hızlı TFT renkli LCD ekran sayesinde gözlere ayrı ayrı verir. Bu sayede stereo görüntü elde etmek ve çok daha gerçekçi bir etki bırakmak da mümkündür. Ancak bu çalışmada bu yöntem kullanılmamıştır. HMD üzerinde başın sağa sola 360 derece (yaw), öne arkaya 90 derece (pitch) ve omuzlara doğru 90 derece (roll) hareketini algılayan ve bunu seri kanaldan bilgisayara ileten bir sensör vardır. Bu sayede interaktif bir görüntüleme mümkündür. Aynı zamanda kompozit görüntü de ekrana düşürülebilir. Bu çalışmada sadece VGA görüntüler kullanılmıştır. Kullanılan HMD, Victormaxx firmasının **Cybermaxx** Head Mounted Display 2.0 adlı ürünüdür. Bu ürün ucuz, ancak çalışmanın ilk aşamalarında yeterli performanslı bir ekipmandır. Kullanılan HMD ve kullanıcının görüntüsü şekil 2 de verilmiştir.



Şekil 2. Baş Üstü Ekran ve Kullanımı

2.3 Video İşleme Sistemi:

Bu bölümde yapılan işlem, bir CCD kameradan alınan ameliyat bölgesi görüntüsünün bilgisayar içine, bir video yakalama kartı ile alınıp gerçek zamanda üzerine hasta ve ameliyat bilgilerinin yine bilgisayar ortamında eklenmesidir. Bu adımda kolayca bulunabilecek bir Philips kamera kullanılmış, **Mulech IV400** 4M video yakalayıcı (Frame Grabber) ile gelen bu görüntü üzerine "key overlay" metodu kullanılarak bilgisayar görüntüsü eklenmiştir. Bilgisayarda oluşturulan görüntü, akın video üzerinde arka planı transparan olarak görünür. Sözü edilen işlem video kartı tarafından bilgisayardan bağımsız olarak yapılır. Bu sayede ilerdeki aşamalarda hesaplamalarda işlem gücünün düşmesi ekran işlemlerinden dolayı engellenmiştir.

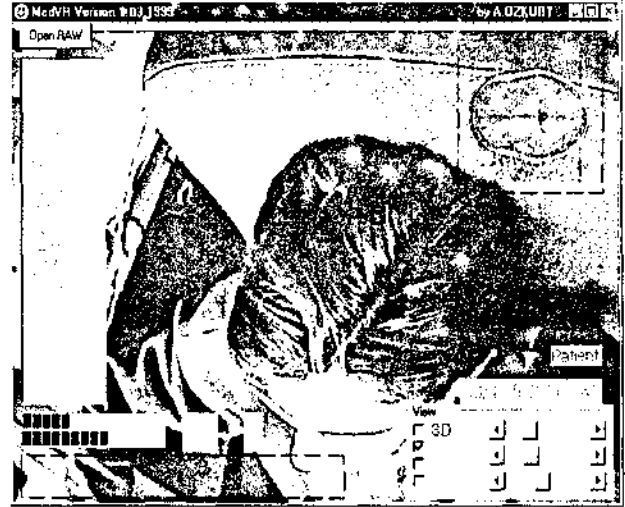
2.4 Yazılım

"MedVR" adı verilen yazılım **Windows 95/98/NT** ortamları için geliştirilmiştir. İlerdeki çalışmalarda unix gibi diğer işletim sistemlerinde de çalışmalar yapılacaktır. **Borland C++**

Builder kullanılarak arayüzü yazılan program temel olarak ekran bilgisini tazeleme işlemi yapar. Tazelenen bilgi, isteğe bağlı olarak NMR, CT imajlar, hastaya ait kan basıncı, ECG gibi gT-.ei bilgiler olabildiği gibi, ameliyata ait notlar da olabilir. Bunlar ekranda mümkün olduğunca cerrahın görüş açışım kapatmayacak şekilde yerleştirilmeye çalışılmıştır.

Çalışır. ı la kullanılan NMR veya CT bilgileri önceden alınıp ham tui:..ma diske yazılmıştır. 256 x 256 boyutlarında, çeşitli sayılardı (23, 52, 74 ve 103) kesit içeren sağlıklı gönül Kürden alınmış NMR görüntüleri ve 512 x 512 boyutunda 52 kesitten oluşan CT bilgileri internetten derlenmiştir. Amaç, bu bilgilerin ameliyatı yapan hastalı.menin ilgili cihazları ile kombine çalışarak elde edilmesidir. Çalışmamızda belirlenen hedef bölge beyin ve kafaiasıdır. Çünkü şu anda uygulamada risk taşıyan amc::> atlar arasında bu tip operasyonlar başta gelmektedir. Ancak, sistem dğer tüm ameliyat bölgelerinde de küçük delikliklerle uygulanabilir.

Sistemde NMR veya CT datasınıır. alınmasında gerçek zamanlı bir duta akışı yoktur. ECG veya diğer biyolojik veriler ise bir data acquisition kartı yardımıyla gerçek zamanlı olarak alınır ve gösterilir. Bilgi sınır değer alımı gibi gerekli görülebilecek eklentiler kolaylıkla yapılabilir. Ayrıca sesli uyanlar veya bilgiler başlık üzerindeki kulaklıklar yardımıyla operatöre aktarılabilir.



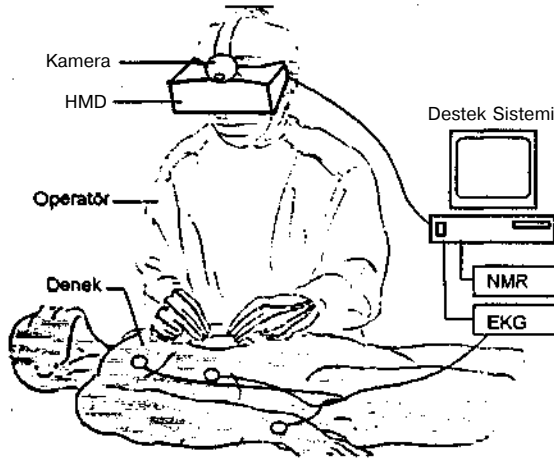
Şekil 3. Pogramın Örnek Ekran Çıktısı

Şu anda oluşturulan yazılım deneysel amaçlıdır ancak, belli ameliyat bölgeleri ve tekniklerine göre özel değişiklikler yapılması gereklidir. Deneysel Programın örnek ekran çıktısı Şekil 3 de verilmiştir.

2.5 Data Acquisition Sistemi

Bu bölüm temel olarak Bytronic MPIBM4 çok fonksiyonlu giriş çıkış kartından ve bu kartı kullanan program parçasından oluşmuştur. En çok saniyede 100 k örneklilik bir örnekleme frekansına sahip kartta 8 (12 bit) veya 16 (8 bit) giriş, 2 çıkış portu vardır. İstenilen miktarda giriş bu sistem vasıtasıyla ekrana aktarılabilir. Hız ve gerilim seviyeleri bakımından ECG ve diğer yavaş biyolojik sinyallere yetecek bir performansı vardır. Yazılan fonksiyon, bilgisayarda belirlenen bir giriş çıkış adresinden datayı belirli aralıklarla okur veya yazar, ve vga ekranın istenilen bölgesine basar.

Yukarıda anlatılan bölümlerden oluşan sistem laboratuvar koşullarında biraraya getirilmiştir. Sistem temel olarak başında HMD taşıyan bir cerrah, onun komutları ile sistemi kullanan bir operatör ve bütün bunları yöneten bir bilgisayar yazılımından oluşur. Sistemin çalışma prensibi Şekil 4'de verilmiştir.



Şekil 4. Sistem Çalışma Prensibi

3. SONUÇ VE YORUMLAR

Bu çalışmada cerrahlara özellikle beyin ameliyatlarında yardımcı olabilecek bir destek sistemi geliştirilmiştir. Ancak bu sistem diğer tüm ameliyat bölgelerinde de küçük değişikliklerle rahatlıkla kullanılabilir.

Operatör bu sistemi kullanarak daha sağlıklı bilgiye ulaşır. Ayrıca ameliyatın başarısı açısından da bu bilgilerle her an donatılmış bir operatör, olumsuz insan faktörünün bir miktar daha azaltılmasında önemli bir ilerleme olabilir.

Üç boyutlu ham NMR ve CT görüntüleri iki boyutlu kesitler şeklinde operatörün başlığına aktarılmıştır. Ancak ilerdeki çalışmalarda ameliyat bölgesinin üç boyutlu olarak tekrar oluşturulmuş hacimsel görüntüsünün de sisteme eklenmesi, bu görüntünün içinde sanal olarak dolaşma imkanının

verilmesi ve bu görüntü üzerinde döndürme gibi çeşitli işlemler yapılabilmesi hedeflenmiştir. Bu sayede çok daha yararlı ve ayrıntılı bilgi verebilecek bir sistem ortaya çıkacaktır.

Oluşturulan sistem "Telemedicine" veya "Remote surgery" olarak tanımlanabilen kapsamlı bir çalışmanın ilk aşamasıdır. Sistem ve yazılım bu amaca yönelik olarak daha çok deneysel olarak uygulanmıştır. Pratikte uygulaması şu anda yapılmamıştır. Ancak, tıbbi personel ile yapılacak görüş alışverişi ile son şeklini alacaktır. Bu konuda çalışmalar devam etmektedir.

Bu sistemi sanal gerçeklik (Virtual Reality) ekipmanlarından "Data Glove" (Etkileşimli Veri Eldiveni) ve yüksek hassasiyetli robot sistemleri kullanılarak, gelişmiş haberleşme teknikleri ile uzaktan ameliyat, tedavi ve eğitim amaçlı olarak kullanmak da mümkündür.

4. KAYNAKÇA

- [1] Robb, R. A.. "VR Assisted Surgery Planning," *IEEE Engineering in Medicine and Biology*, MarcJ1/April 1996, pp 60-69.
- [2] Akay M. "the VRT Revolution: Applications Range from Telesurgery to Monitoring Early Human Development," *IEEE Engineering in Medicine and Biology*, MarchJApril 1996, pp 31-33.
- [3] Greenleaf J. W. "Developing the Tools for Practical VR Applications," *IEEE Engineering in Medicine and Biology*, March/April 1996, pp 23-30.
- [4] Bajura M., Fuchs H., Ohbushi R. "Merging Virtual Objects with the Real World: Seeing Ultrasound Imagery within the Patient", Research Report, Dept. of Comp. Sc., University of North Carolina, 1994.
- [5] Agarwal N., Son S.H. "Experiences with the Development of a Multimedia Information System for Medical Applications", Research Report, Dept. of Comp. Sc., University of Virginia, 1993.
- [6] Kühnapfel U.G., Krumm H.G., Kuhn C, Hübner M, Neisius B. "Endosurgery simulations with KISMET: A Flexible Tool For, Surgical Instrument Design, Operation Room Planning and VR Technology Based Abdominal Surgery Training", Research Report, Imtitut für Angewandte Informatik.
- [7] Rosen J.M., Soltanian H., Redett R. J., Laub D. R."Evolution of Virtual Reality: From Planning to Performing Surgery ," *IEEE Engineering in Medicine and Biology*, March/April 1996, pp 16-22.

İRİDOTEŞHİS YÖNTEMİNDE KULLANILAN XV KAPALI SİSTEMİNİN ÖZELLİKLERİ

Çiliyiz EFENDİYEV, Cemal ÇAKIROĞLU
Elektrik ve Elektronik Mühendisliği Bölümü
Ondokuz Mayıs Üniversitesi
Samsun
Email:ccrcndi@samsun.onui.edu.tr

ABSTRACT

This is short description of an applied TV system. wlich con.si.sl of a caniptiler and a multifunctional y-coneclor il allmv.s lo do fast and fiunctiona! anolysis of iris sectorsfor dclerninaliou of/uuuan organ condilions.

Son yıllarda çeşitli hastalıkların teşhisinde özel önem. direkt olmayan yöntemlere yer verilir. Bu yöntemlerin esas üstünlüğü, hastanın ilk muayenesinde hangi organda hangi hastalığının bulunduğu belirlenebilir. Yani bu yöntemle hızlı bir şekilde teşhis konulabilmektedir.

İridolçşlüs, yani gözün irisi üzerinde oluşan değişimleri (normal iris durumuna karşılık) incelenmesi, hastalığın hangi organ ya da bölgede olduğunu teşhis edilebilir.

Bu yöntemle bundan 3000 yıl önce hastalıkların teşhisi yapıldı. Örneğin, Mısırda Tutanhamonun mezarlığında bir firavunun göz irisinin metal üzerinde bir kaç renkli görüntüsü olduğu bulunmuştur. (Halen bu görüntünün o dönemde nasıl alındığı bilinmemektedir.) Şekilleri oluşturan kişi El Aks adlı bir şahıstır. (Mısır, Hiza şehri). Bu şekillerden firavunun bir çok hastalığının olduğu anlaşılmaktadır.

İridoteşhisin yeni tarihi Macar doktoru J.Peczli'nin (1866) oluşturduğu iris bölgelerinin diyagramının yayınlanması ile başlamaktadır. Daha sonra Alman doktoru P.Thil böyle bir diyagramda insan organlarının bölgelerinin net bir şekilde nasıl yerleştiğini vermiştir [1].

1951'de Fransız bilim adamı B.Jensen'nin teşebbüsü ile Uluslararası İridoteşhisler Ortaklığı kurulmuştur.

1967'de Sovyetler Birliği'nde Velkhovcr.E ve Romaşov.F'in teşebbüsü ile Moskova'da P.Lumumba Üniversitesi'nde özel bir iridoteşhis merkezi kurulmuştur.

1980 yılından başlayarak Azerbaycan'da Prof. Dr. Aliyeva Z.'nin yönetmenliği altında iridoteşhis alanında bilimsel ve pralik çalışmalar başlamıştır ve halen özel bir merkez faaliyet göstermektedir.

ABD'de iridolçşlüs yöntemlerinden yararlanan Amerikan genetik araştırmalar merkezi faaliyet göstermektedir.

1983'de ABD'de (Chicago) tridoleşhis problemleri enstitüsü kurulmuştur.

Bilindiği gibi iris gözün ön parçasında bulunan bir tabakadır ve çok yassı bir koni şeklindedir. Eliptik biçimde olan tabakanın ortalama ölçüleri 12.5x12mm'dir. (yatay ve dikey ölçüleri). İris tabakasının merkezinde olan delik göz bebeği (pupilla) olarak adlandırılır. İridoteşhistic göz bebeğinin biçimi ve onun etrafındaki bölge önemli rol oynar. Normal durumda göz bebeğinin çapı 3 mm (nesnenin parlaklık derecesine bağlıdır.), bebeklerde (1 yaşına kadar) 2 mm, gençlik döneminde 4 mm (en büyük) olur ve yaşlandıkça çapı yine azalır.

Belirtmek gerekir ki, genelde irisin parlaklık derecesi kişinin sağlıklı olduğunu gösterir.

İrisin göz bebeğine bitişik olan bölgesi, irisin kökü olarak adlandırılır. Kökün kan damarları birbirine yaklaşmak irisin küçük arteriyl çevresini oluşturmaktadır.

Deneyisel araştırmalar göstermiştir ki, iris tabakasının morfoloji değişimlerinin nedeni, vücutta geçen vasküler süreçlerdir. Bu durumun da iridoteşhisin mümkünliğini kanıtlamaktadır.

İridoteşhis işlemleri yapmak için hastanın gözü yan taraftan +15-20 Dioptri optik kuvveli olan mercek yardımı ile ışıklandırılır (karanlık odada) ve göze 2.5-20 kat büyüten bir mercek bakılır.

Daha iyi sonuçlanıl alınması için stereo mikroskoplu oftalmoskop ve ona ek olarak özel yarıklı ışık lambası kullanılmalıdır.

Teşhis cihazları açısından bu problemin çözümü çeşitli yöntemlerle oluşturulabilir (TV yöntemi, polarizasyon yöntemi vs).

İridolçşlüs işlemi iki kısımdan ibarettir:

a) İris tabakasının yapısı öğrenilir (renk, yapısının homojenliği, liflerin yoğunluğu ve uzunlukların eşitliği her iki göz için incelenir);

b) İris tabakasının sektörleri incelenir.(Seklörlcr doktor tarafından seçilmeli ve her zaman aynı sıra ile incelenmelidir).

İris tabakasının rengi: Kişilerin yaşadığı bölgeden ve bölge ikliminden etkilenir (normal durum).Fakat eğer siliar ve göz bebeği kemerlerinin rengi farklıysa. bu

durumda mide -bağırsak Iraklında patolojik değışimler mevcuttur.(Örneğin mavi gözliilerde, bebek kemeri sarı ve siliar kemer mavi olduğu durum)

Göz bebeğinin **biçimi**: Bronşiyel aslım, holcskii ve 12 parmak bağırsak yarası olduğu hallerde go/. bebeğinin ışğa duyarlılığı normalden daha yüksek olur. t-ji aşağı duyarlılık çeşitli kanser hastalıklarında oluşur.

Bazı durumlarda hastalık sonucunda uygun sektörlerde pigmentli lekeler de oluşabilir.

Belirtmek gerekir ki, her bir hastalığın belirli göz değışimleri istatistiksel olarak bulunmuştur ve bu konuda geniş bilgiler mevcuttur.

İridolçhis yönteminin başarısı, doktorun deneyimli olmasına ve onun teknik teçhisatına da bağlıdır.

Teknik açıdan oftalmoskopa birlikte **çalıştırılan** kapalı TV sistemi, doktorun hem verimini hem de teşhisin başarısını önemli derecede yükseltebilir.

Kullanılan bilgisayar destekli TV sisteminin esas özelliği, (TV görüntüsünün belleğe yazılması imkanı olduğu dununda) hastanın muayenesi için göz görüntü örneklerinin alınmasının çok kısa bir zaman süresi içerisinde gerçekleştirebilmesi, (Yalnızca mikroskopa yapılan direkt işlemler bazı durumlarda saallarca sürebilir) ve alınan TV görüntüsünün kontrastlığını ve renkliliğini değışebilen işlemlerinin yapılabilmesidir. Yani TV sisteminin bu parametreleri doktor tarafından islenen derecede değıştirilbilmektedir.

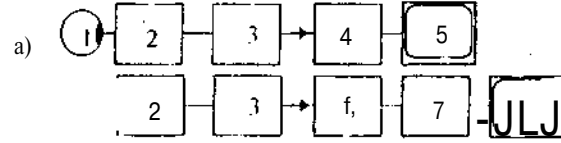
Bu açıdan da TV vericisinden alınan görüntü sinyalinin işlenmesi için özel bloklar olmalıdır. Böyle sistemlerin blok diyagramı şekil 1'de gösterilmiştir. Şekilde iki sistemin yapısı göslerilmiştir: (a)Yalnız TV yöntemi ile çalışan ve (b) Bilgisayar içeren. TV yöntemi ile yapılmış sistemde TV gamma-düzeltilici bloğunda kameradan alınan analog TV sinyali üzerinde gerekli gamma işlevleri gerçekleşilir. Bundan sonra sinyal TV monitörüne verilir. Burada kullanılan gamma-çeviricisi klasik düzelticilerden farklı olarak çok işlevli olmaktadır (Bu konuda gerekli bilgiler aşağıda verilmektedir.)

Önceden söylediğimiz gibi görüntü işlemleri, mevcut olan bir dizi programlarla yapılabilir. Fakat bu programların iridoteşhisle uygulanması istenilen derecede verimli olmamaktadır. Bunun esas nedeni, sinyalin işlenmesi sürecinde kullanabilecek olan gamma-düzeltilicini (γ -correction) bir işlevli olmasıdır. Çok sayıda yapılan denemeler göstermiştir ki, iris tabakasının ince özelliklerini belirlemek için çok işlevli γ -düzeltiliciler kullanılmalıdır. Örneğin, bazı durumlarda böyle bir düzeltilic ç üç işlevli olabilir. Yani düzeltilicinin genlik karakteristiği şekil 2'de ki gibi olabilir.

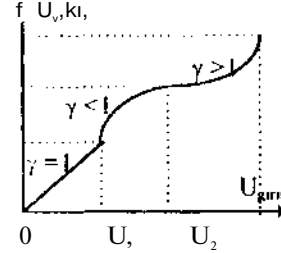
Şekilde gösterilen düzeltilicinin karakteristiğinde giriş sinyalinin $0-U_1$ genlikleri arasında doğrusallık vardır ve U_1-U_2 aralığında aşağı parlaklık seviyelerinin, üçüncü parçasında ise yüksek parlaklık seviyelerinin büyütülmesi gerçekleştirilir, (pozitif sinyal için). Genellikle böyle bir düzeltilicinin genlik karakteristiği aşağıdaki ifade ile **gösterilebilir**:

$$U_{çık} = aU^{y_1} + bU^{y_2} + cU^{y_3} + \dots + nU^{y_k} \quad (1)$$

Burada a.b.c.n katsayıları y işlemleri için sabittir, y -katsayıları ise. islenen eşik giriş gerilimlerinin değerlerine bağlı olaik değışen düzeltme katsayılarıdır.



Şekil 1. I -İncelenen göz; 2-oflalmoskopik mikroskop; 3-TV kamera; 4-çok işlevli gamma-düzeltilic; 5- TVmonilör; 6-interfacc 7-bilgisayar; 8- bilgisayar monitörü



Şekil 2. Üç işlevli gamma düzelticinin genlik karakterisiliği

Anlaşılabileceği gibi TV yöntemi, direkt muayene yöntemlerine göre daha kullanışlıdır. Çünkü direkt muayenede göz şeklinin örneği çok kısa zaman boyunca alınabilir. Fakat bunun için klasik analog TV sistemi yetersiz olacaktır. Çünkü burada sinyal belleğini oluşturmak için sayısal yöntem kullanılmalıdır. (Tabii ki burada videoleypin kullanılması istisna olmaktadır). Böyle bir dununda bilgisayar destekli TV sistemi tercih edilmelidir. Bilgisayar destekli sistemde kameradan alınan analog sinyal, arayüz aracılığı ile bilgisayara iletilir ve gerekli sinyal işlevleri, programlama yöntemi ile gerçekleştirilir. Burada ya standart programlar (örneğin, "Paint Shop Pro") ya da özel işlenmiş programlar uygulanabilir. Standart programlarda etkili işlevler yapılamaz, (burada γ -düzeltilmesi bir işlevlidir) Bu yüzden özel programlar tercih edilmelidir. Fakat standart programların da bazı işlevleri yardımcı olarak kullanılabilir, (renklilik, parlaklık işlevleri vb.).

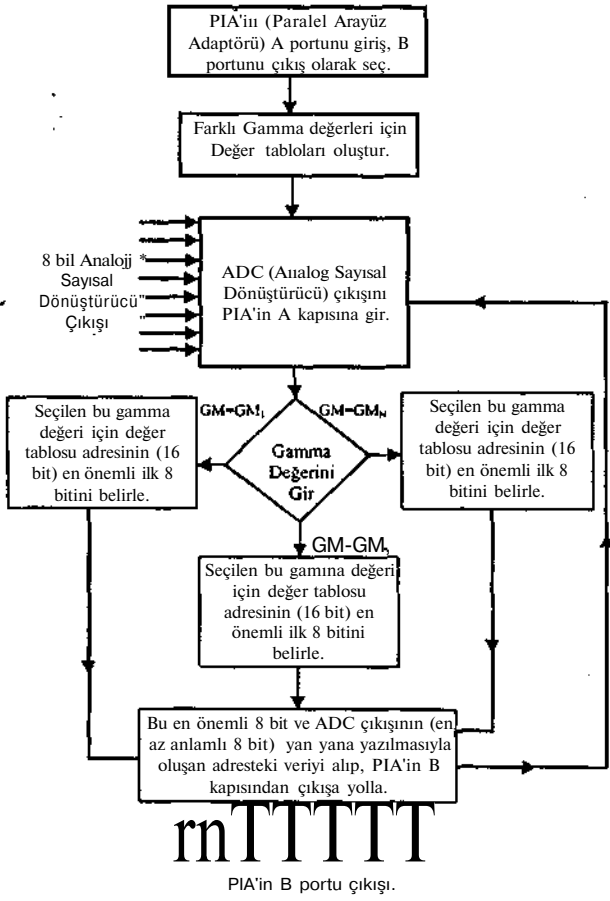
Bu programlara çok işlevli γ -düzeltilmesi eklenebilir. Böyle bir düzeltmenin mantığı ve algoritması aşağıda açıklanmıştır (şekil 3).

8 bitlik analog sayısal dönüştürüciden alınan sayısal sinyal bir porta uygulanır. Bu işlemden önce daha önceden farklı gamma değerleri için bir bellekle farklı değer tabloları oluşturulur. Bellekten çıkış portuna sadece islenen gamma değeri için analog sayısal dönüştürücü çıkışının eşdeğeri verilir. Yani bellekten çıkış portuna gönderilen değeri a ile gösterilirse;

$$a = Kx \text{ (Analog Sayısal Dönüştürücü Çıkışı) / } \quad (2)$$

olmalıdır. (Burada $K = 1$ kabul edilebilir.)

Aşağıdaki akış çizelgesinde (şekil 3.) herhangi bir analog sayısal dönüştürücü çıkışı için, islenen gamma değerine göre bellekteki eşdeğerinin çıkışa verilisinin bir mantığı sunulmuştur;

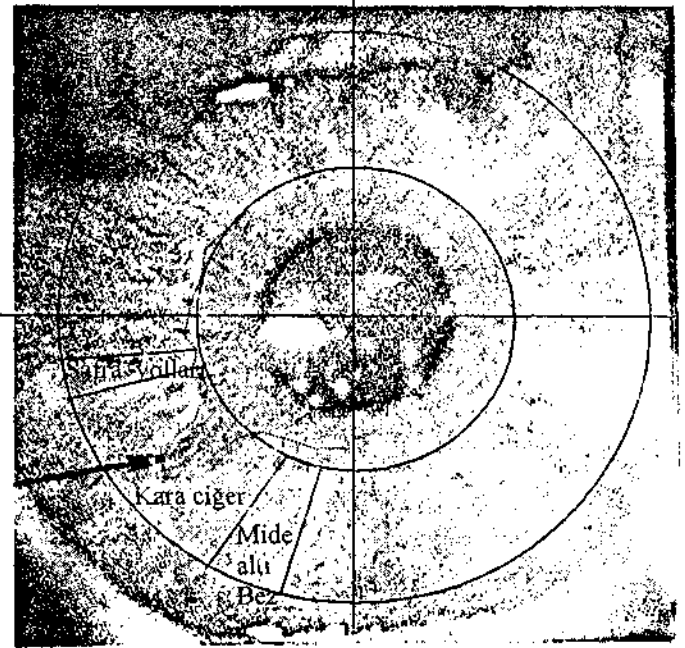
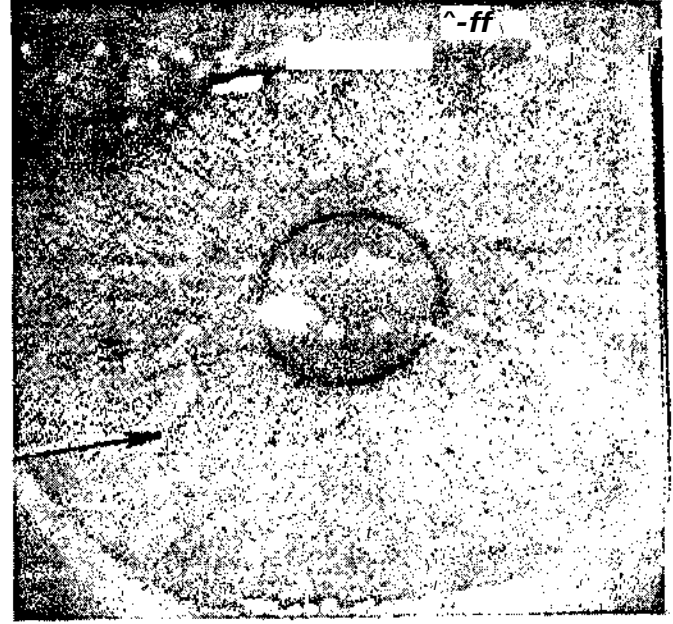


Şekil 3. Analog Sayısal Dönüştürücü çıkışını istenen Gamma değerine göre değiştirip, çıkışa veren bir algoritmanın akış çizelgesi.

Akış şemasında görüldüğü gibi önce PIA'ın (Paralel Arayüz Adaptörü) A portu giriş, B portu çıkış olarak seçilmiştir. Daha sonra farklı gamma değerleri için farklı adreslerde bulunan, her biri bellekte 256 byte yer kaplayan değer tabloları oluşturulmuştur. PIA'ın A portundan ADC çıkışı alınmıştır. Sonra istenen gamma değeri girilerek, bu gamma değeri için önceden hazırlanmış olan değer tablosunun başlangıç adresinin en önemli sekiz biti ve ADC'den alınan 8 bitin yan yana yazılmasıyla oluşan adresteki veri PIA'ın B portundan dışarı çıkılmaktadır.

Örnek olarak gamma değeri 1.2 olan durum için değer tablosu, 1100H-11FFH adresleri arasında daha önceden yazılmış olsun ve ADC'den PIA'ın A portuna gelen veri 25H olsun. Bu durumda hemen bu gamma değeri değer tablosunun ilk sekiz biti (11H) belirlenir. Yani 1100H-11FFH adresleri arasında bölgeye gidilmektedir. Ancak bu bölgedeki adreslerden sadece son sekiz biti, ADC'den gelen veriyle aynı olan adrese gidilecektir. Bu adres tahmin edildiği gibi 1125H adresi olacaktır. Eğer aynı gamma değeri için A8H verisi ADC'den alınsaydı, 11A8 adresine gidilecekti. Bu gidilen adresteki veri daha sonra PIA'ın B kapisından çıkılmaktadır. Eğer başka bir gamma değeri ve başka bir veri olsaydı, o gamma için hazırlanmış değer tablosunun, sadece sen 8 biti, ADC'den alınan veriyle aynı

olan adrese gidilecekti. Bu işlem sürekli bir döngü ile tekrarlanmaktadır.



Şekil 4. a - TV sisteminde hiçbir işlem yapılmadan alınan görüntü; b- Üzerinde işlem yapılmış görüntü.

Göz görüntüsünün gösterilen işlemlerin sonucunda net görünmeyen kısımları rahatlıkla görülebilir. Şekil 4.a'da TV kamerasından, üzerinde hiç bir işlem yapılmadan alınan şekil gösterilmiştir. Gamma ve diğer işlevler yapılandıktan sonra alınmış aynı gözün görüntüsü şekil 4.b'de gösterilmiştir. Görüldüğü gibi karaciğer bölgesinde anormal değişim söz konusudur. Ancak bu değişim 4.a şeklinde net görünmemektedir.

SONUÇLAR

Yapılan incelemeler iridoleşims donalınının dahilinde bilgisayar destekli, çok işlevli gamma-diizeltç içeren sistemlerin kullanılmasını muayene sonuçlarının daha net ve kısa sürede alınmasını sağladığını göstermektedir. Bu durumda iridoleşims yöntemi hastaların hızlı muayenesinde kullanılabilir.

KAYNAKÇA

1. Vekhov E. ve Shulpina N. İridodiagnosis. Moskova, "A/edisina", 1988.
2. Всп. \ОВсп Е. \ІІујібіиіи Н...АјмБа РоМаіоВ О. **Иридодиагностика**. Москва. "Mediufun"а. 1988.
3. АбраМОВ М. МртuvvuanіocтiKa c **компьютером**. "116и Cw/«7". ТајјКЧТ. 1991.
4. Јб«аКом»1 В. forojib A. 3(1)CіUiHCB M. PaHMOB A. TejieBH3H0HИbW MCTOA y.nYMUICHHH KaMCCTUa H3обра>KeHHИ c HCJиHHeftuibiM npeo6pa50BaиmeM cпrпaнoD. "Пaуиbie Tpyöи yiebut>ix uucимyтoа COMJU". Caиcр- ricTepöypr. 1996.

Uzmana Yardımcı Patalojik Görüntü Analiz Sistemi

Metehan Makinacı Kemal özmehmet

Elektrik ve Elektronik Mühendisliği Bölümü
Dokuz Eylül Üniversitesi
Kaynaklar Kampusu, 35160 Buca, İzmir

metehan.makinac@eee.deu.edu.tr
kemal.ozmehmet@eee.deu.edu.tr

ABSTRACT

in this work, prostate specimen images which were acquired by a microscope, video camera and a digitizing board and stored on a computer, were analyzed. The software required to indicate the areas of interest of the tissue image to the pathologist, was developed on the object-oriented basis. User interface was designed for the required functions. The results of the analysis were shown on the display.

1. GİRİŞ

Günümüzde, kanser tanısının erken konulması hastanın tamamen tedavi edilerek hayatının kurtarılması açısından çok önemlidir. Kişideki şüpheli bir oluşuma kesin tam konulabilmesi için alınan doku örneklerinin incelenmesi gerekmektedir. Bu aşamada pataloğa çok iş düşmektedir. Parça kesitlerinin mikroskop altında incelenmesi çok dikkat ve zaman gerektiren bir iştir [1,2].

Otomatik analiz sistemleri, bu aşamada, belirlenen özelliklere sahip bölgeleri bularak uzmana yardımcı olmaktadır. Daha da önemlisi, pataloğun gözden kaçırmış olabileceği anormal hücre yapılarının bulunmasıdır. Bu amaçla, smir örneklerinin otomatik olarak tekrar kontrolünü yapacak ticari sistemler üretilmeye ve kullanılmaya başlanmıştır.

Yapılan çalışmada yazılım VC++ programı ve MFC 4.0 kullanılarak doküman - görünüm mimarisinde windows ortamında geliştirilmiştir [3,4]. Bu şekilde kullanıcıya kolaylık sağlanması amaçlanmıştır. Programın ara yüzü Şekil 1'de görülmektedir.



Şekil 1. Programın kullanıcı ara yüzü

2. Yöntem

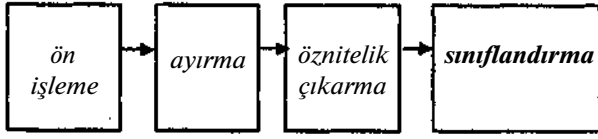
2.1. Görüntünün Sayısallaştırılması

Prostat doku kesitlerinin görüntüsü mikroskop kullanılarak x100 büyütülmüştür. Mikroskopa bağlı renkli kamera ile elde edilen analog görüntüler s-video bağlantısı ile bilgisayarda bulunan sayısallaştırıcı kart ve yazılım aracılığıyla 768x576 boyutunda 16 milyon renk olarak kayıt edilmiştir.

2.2. Algoritma

İlk aşamada görüntü 256 renk gri tona çevrilmiştir. Ortalama fiğe kullanılarak görüntü yumuşatılmıştır. Daha sonra belirlenen gri seviyede çşikleme işlemi yapılarak açık tondaki pikseller beyaz yapılmıştır. Elde edilen görüntüde hücre çekirdeklerinin yanında çekirdek olmayan koyu bölgeler de bulunmaktadır. Çekirdek olmayan bu koyu

tonlu bölgelerin seçimden çıkarılması için önce kontur izleme ve bölge büyütme-birleştirme algoritmaları [5] beraber kullanılarak bütün konturlar çıkarılmıştır. Bu aşamada bir kontur içinde kalan başka bir bölgenin konturlarının çıkarılmaması için gerekli olan kontrol algoritması geliştirilip uygulanmıştır. Algoritmanın yapısı Şekil 2'de verilmiştir.



Şekil 2, Görüntü işleme ve sınıflandırma algoritmasının temel yapısı

2.3. öznitelikler

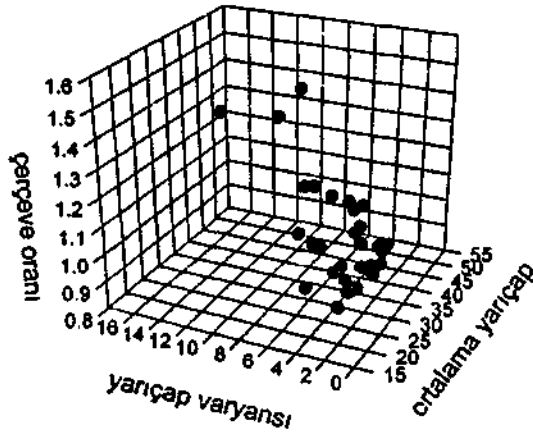
Elde edilen konturların sadece çekirdeğe ait olanlarının belirlenmesi için farklı öznitelikler çıkarılmıştır. Bunlar;

- Kontur oluşturan her pikselin kontur merkezinden uzaklığının ortalaması:

$$d_{ort} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n d_i \quad (1)$$

- Bu uzaklıkların varyansı:

$$s_d = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (d_i - d_{ort})^2} \quad (2)$$



Şekil 3. Hücre çekirdek özvektörleri

- Çevre oranı: $c = \frac{17t \cdot d_{ort}}{\text{kontur piksel sayısı}} \quad (3)$

- Eksen oranı: $d_0 = \frac{H}{a_{min}} \quad (4)$

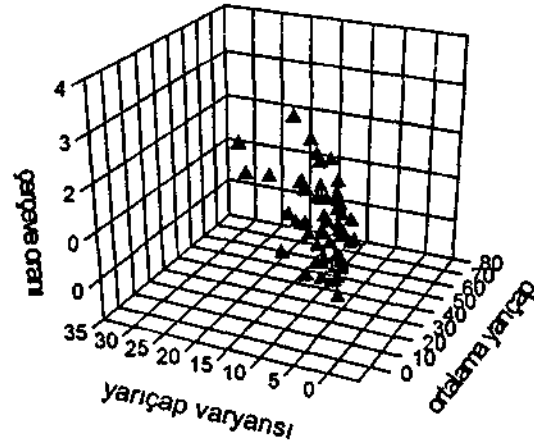
- Ortalama gri seviye: $a_{ort} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n a_i \quad (5)$

- Çerçeve boyut oranı: $b = \frac{\text{çerçeve genişliği}}{\text{çerçeve yüksekliği}} \quad (6)$

Bu öznitelik verilerinin ayırma performansları kuadratik uzaklık ölçütü kullanılarak hesaplanmıştır.

3. SONUÇLAR

Bulunan özniteliklerden uzaklık ortalaması, uzaklık varyansı ve çerçeve boyutundan oluşan öznitelik vektörü sınıflandırma için kullanılmıştır. Özniteliklerin çekirdek ve çekirdek olmayan nesnelere göre istatistiksel sonuçları Tablo'de verilmiştir. Hücre çekirdeği olan ve olmayan bölgelerin özvektörleri sırası ile Şekil 3 ve 4'de gösterilmektedir.



Şekil 4. Çekirdek olmayan özvektörleri

Belirlenen eşik değerlerine göre hata oranı değişmektedir. Çekirdeklerin tümünün tesbit edilmesi, çekirdek olmayan bir bölgenin çekirdek olarak belirlenmesi çok daha önemli olduğu için [6,7,8] eşik değerleri başarıyla sağlayacak şekilde seçilmiştir. Bu değerler ile yapılan sınıflandırma sonuçları Tablo 2'de verilmiştir. 1. öznel eşik değerleri ile yapılan sınıflandırmada toplam 35 çekirdekte 24 belirlenmiştir. 2. grupta bütün çekirdekler belirlenirken, 4 bölge de çekirdek olmadıkları halde çekirdek olarak nitelendirilmiştir.

Belirlenen çekirdekler, görüntüde kenarları çizilerek ve ağırlık merkezlerine + işareti konularak program tarafından kullanıcıya gösterilmiştir (Şekil 5).



Şekil 5. Analiz sonucunun gösterilmesi

Tablo 2. Sınıflandırma sonuçları

öznel eşik grubu			
1	hassasiyet	% 65.7	(24/35)
	belirleyicilik	% 89.47	(102/114)
	yanlış +	% 1.27	(1/79)
2	hassasiyet	% 100	(35/35)
	belirleyicilik	% 96.49	(110/114)
	yanlış +	% 5.06	(4/79)

TEŞEKKÜR

Dokuz Eylül Üniversitesi, Tıp Fakültesi, Patoloji Ana Bilim Dalı öğretim üyesi Doç. Dr. Kutsal Yörükoğlu'na doku görüntülerinin sağlanmasında ve analizinde verdiği destekten dolayı teşekkür ederiz.

KAYNAKÇA

- [1] Robbins, S.L., Kumar, V., *Basic Pathology*, Saunders Co, 1987
- [2] Schenck, U., Planding, W., "Quantitation of visual screening technique in cytology", *Image Analysis in Medicine*, II. National Symposium, İstanbul, 1998
- [3] Blaszcak, M., *MFC 4 Programming v.ith visual C++*. Wrox Press, 1996
- [4] Kruglinski, D. J.. *inside Visual C++*, Microsoft Press, 1995
- [5] Jain, R., Kasturi, R., Schunk, B.G. *Machine Vision*, McGraw-Hill, 1995
- [6] Bahr, S.,F., et al "Image Analysis And Its Applications To Cytology", s:1572-1605, *Diagnostic Cytology*, Koss, L.,G., ed.
- [7] Lavrence, D., "Morphometric Applications in Anatomic Pathology", *Human Pathology*, v.27, uo.5, s.450-467, 1996
- [8] Les W., D., "Computer-Based Image Analysis of Prostate Cancer", *Human Pathology*, v.23, no.3, s.280-286, 1992

KALP HASTALIKLARI UZMAN SİSTEMİ

E Burşuk*, M. Özkan**, B. İlerigeleni***

* Biyofizik Bölümü, Cerrahpaşa Tıp Fakültesi, İstanbul Üniversitesi, İstanbul
aibursuk@istanbul.edu.tr

** biyomedikal Enstitüsü, Boğaziçi Üniversitesi, İstanbul

*** Kardiyoloji Anabilim Dalı, Cerrahpaşa Tıp Fakültesi, İstanbul Üniversitesi, İstanbul

ÖZET

Bu çalışmanın amacı, kalp hastalıklarında tanı koyan bir uzman sistem yapmaktır. Bu uzman sistem hem hastalar hem de doktorlar tarafından kullanılabilir ve kural bazlı olan CLIPS kullanılarak geliştirilmiştir. Bu programda, uzman ve referans kitap bilgisi "fact= gerçek" ve "kurallarla" ifade edilmiştir. Kalp hastalık ağacı, "inference engine method= sonuca ulaştırma metodu" için oluşturulmuştur. Bu hastalık ağacı, sorulara "yes" yada "no" cevaplarını içerir. Programın bilgi bankası 13 hastalıktan oluşmuştur. Bu programın sağlanması 25 poliklinik hastasının kayıtlarından yararlanılarak yapılmıştır. Sonuçlar, doktorun koyduğu tanımlarla uyumlu bulunmuştur.

GİRİŞ

Bu çalışmayı yapmanın amacı, kalp hastalıkları alanında tanı koyan ve öneriler sunan bir uzman sistem yapmaktır. Hedeflerimiz:

- Gereksiz hastane ziyaretlerinde harcanan parayı önlemek
- Gerek hastalar gerekse doktorların harcadıkları /aman a/altmak;
- Doğru tanı koymaya yardımcı olmaktır.

METODLAR

Bu program CLIPS (C Language Integrated Production) diliyle yazılmıştır ve C dilinin bir versiyonu olup NASA tarafından geliştirilmiştir. CLIPS kural bazlı bir dil olduğu için IF-THEN'li kuralara sahiptir. CLIPS üç tane temel parçadan oluşmuştur. Bunlar şunlardır:

- Fact-list= Gerçek listesi,
- Knowledge base= Bilgi bankası ki kuralları kapsar,
- Inference engine= Sonuca ulaştırma.

Bu programın bilgi bankası, uzmanın hem klasik bilgisinden hem de deneyimlerinden faydalanılarak oluşturulmuş olan uzmanın bilgisini ve makalelerden alınan bilgileri içermektedir. Bu bilgi bankası 13 hastalıktan, 9 tane sadece öneriden ve 1 tane de "healthy= sağlıklı" cümlesinden oluşmuştur. Bu hastalıklar; kararlı anjina pektoris, kararsız anjina pektoris, akut miyokard enfarktüsü, dissekan aort anevrizması, akut perikardit, hipertansiyon, kalp yetmezliği, aritmi, anemi nedeniyle sinüs taşikardisi, başka sinüs

taşikardisi nedenleri, gebelik nedeniyle ödem oluşumu, ve ilaçlar nedeniyle ödem oluşumudur [2].

Hastalık bilgisi gerçekler ve kurallarla ifade edilirken, hasta bilgisi sadece gerçeklerle ifade edilmiştir. Şekil 1'de bir örneği gösterilmiştir.

```
(rule (if supcrphylun is nonchest-pain and
exertional-dyspnea is yes)
(then phylun is exertional-dyspnea-cardiomegaly))
(rule (if supciphylun is nonehest-pain and
exertional-dyspnea is no)
(then phylun is nondiast-pain-palpitationj)
(quc4lon exertional-dyspnea is "Does the patient have an
exertional dyspnea?")
```

```
I-101 (rule (if exctumal-dyspnea is no)
(then phylun is nondiast-pain-palpitation))

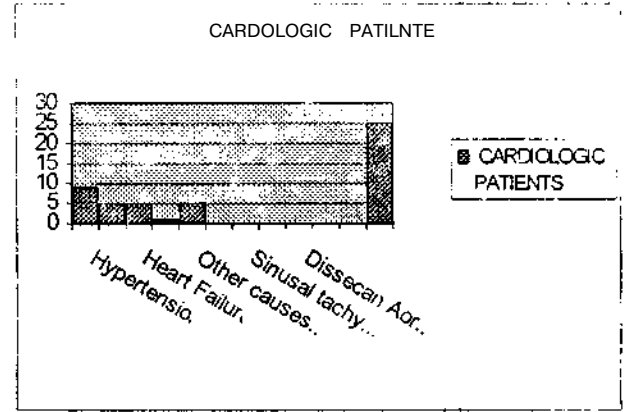
I-102 (rule (if exctumal-dyspnea is no)
(then phylun is nondiast-dyspnea-cardiomegaly))
```

Şekil 1: Bir Gerçeklerle ve Kurallarla İfade Edilmiş Örneği

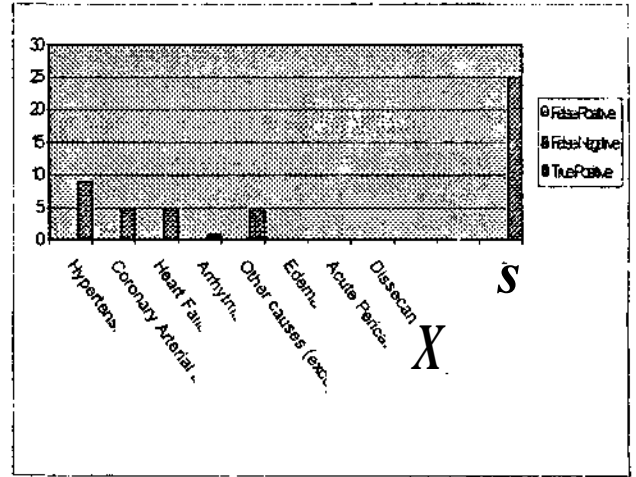
Bu programın sonuca ulaştırması ileri zincir tipidir yani gerçeklerden sonuca gider. CLIPS'in sonuca ulaştırması yalnızca ileri zincir tipi olduğu için seçilmesi gerekir. İkili olan karar verme ağacı yada hastalık ağacı sonuca ulaştırma metodu için kullanılır. Sonuca ulaştırma metodu hangi kural gerçeklerle sağlanırsa sağlanan kurala öncelik verilmesine ve hangisi en yüksekte ise onun çalıştırılmasına karar verir. Hastalık ağacında her soru bir düzeye iner ve iki olası cevabı vardır. Bunlar "yes" ya da "no"dur. Kalp hastalıkları alanında en önemli semptom "göğüs ağrısı" olduğu için o seçilmiştir. Hastalık ağacı genelden özele gider. Bu hastalık ağacının örneği Şekil 2'de gösterilmiştir.

DEĞERLENDİRMENİN SONUÇLARI

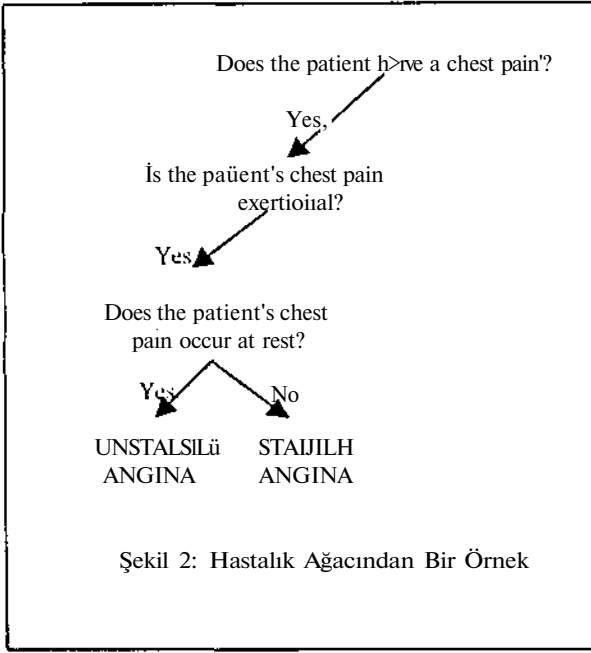
Bu programın sağlanması için İstanbul Üniversitesi; Cerrahpaşa Tıp Fakültesinin Kardiyoloji Anabilim Dalı Polikliniğinin 25 hastasının kayıtları kullanılmıştır. Tablo 1'de hastaların dağılımı gösterilmiştir. Bu değerlendirme parametrelerimiz; Doğru Pozitif, Yalın Negatif ve Yalın Pozitifdir. Bu programın değerlendirilmesinde bütün sonuçlar Doğru Pozitifdir. Elde edilen sonuçlar parametrelerle Tablo 2'de gösterilmiştir.



Tablo 1: Hastaların Dağılımı

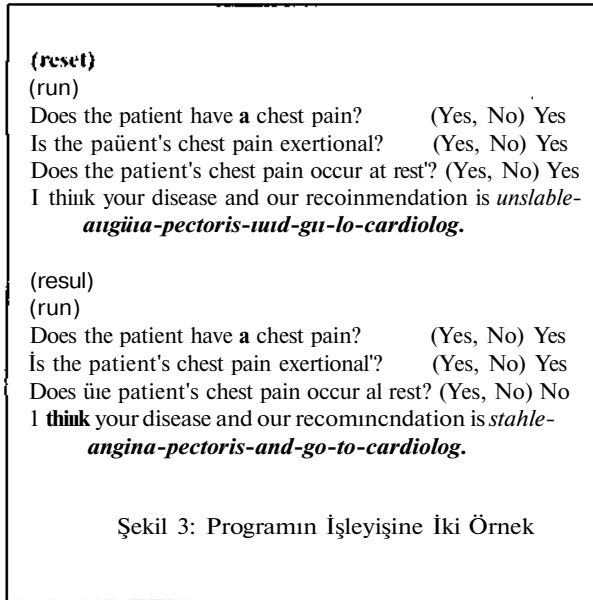


Tablo 2: Sonuçları Parametrelerle Gösterilmesi



Şekil 2: Hastalık Ağacından Bir Örnek

CLIPS yüklenip açıldıktan sonra, bu kalp hastalıkları uzman sistemi seçilir ve yüklenir. "Reset" ve "Run" komutlarından sonra program çalışmaya başlar. İlk önce göğüs ağrısı olup olmadığını sorar. Ondan sonra verilen cevaplara göre soru sorarak gider ve tanıya ulaşır. Bunun bir örneği Şekil 3'de gösterilmektedir.



Şekil 3: Programın İşleyişine İki Örnek

SONUÇ VE TARTIŞMA

Yirmi beş hastayla değerlendirilmesinde başarılı bir sonuca ulaşmış gibi görülmesine rağmen programın performansına lam olarak karar vermeden önce daha fazla hastayla değerlendirme yapılmalıdır. Örneklerden kendi kendine (iğrenme için daha fazla ilerlemeye ihtiyaç duyar.

Hu u/mau sistemi en önemli de/avantajı, hastalık ağacının ikili yapısı nedeniyle birden fazla hastalığa aynı zamanda tanı koyamamasıdır.

KAYNAKLAR

[1] Giarratano, J., and G., Riley, *Expert Systems*, 2nd Ed., Boston, PWS Pub.Com., 1994.

[2] Wyngaarden, J.B., L.H., Smith, Jr. and J.C., Bennett (Editors), *Cecil-Textbook of Medicine*, 19th Ed., Philadelphia, W.B.Saunders Company. 1992.

[3] Barr, A., and E.A., Feigenbaum, *The Handbook of Artificial Intelligence*, US, Addison Wesley Pub.Com., 1982. Vol.II..

[4] Davis, R., "Knowledge-Based Systems". *SCIENCE*, Vol 231. pp.957-963. February 28. 1982.

HÜCRESEL TELEFONLARIN VE PCS ANTENLERİNİN İNSAN SAĞLIĞI ÜZERİNE ETKİLERİ

Adnan ÇORA Haydar KAYA
Elektrik - Elektronik Mühendisliği Bölümü
Karadeniz Teknik Üniversitesi
61080 Trabzon
E-mail: cora(tf)cedcc.ku.edu.tr, kayaf/ cedcc.ktu.cdu.tr

ABSTRACT

in this paper, the effects of various wireless phones and PCS(Personal Communication Systems) base station antennas on human health is searched.

Firstly, cellular phones and PCS operating frequencies in the electromagnetic spectrum, and their ionizing and non-ionizing properties are given. After that, safety standards to be exposed, their issued countries/organizations and related measuring units are pointed out.

Thirdly, the specifications of cellular phone and base station antennas and their patterns are given. in the fourth section the works so far done on the effects of electromagnetic waves on human health is summarized.

Finally, other works to be done are proposed.

1. GİRİŞ

Kişisel Haberleşme Sistemleri (Personal Communication Systems. PCS), bir çok hücreli telefonlarda kullanılan ve ağızdan iletişim sisteminden çok sayısal iletişim sistemini kullanan elde taşınan telefonlardır. Bütün dünyada hücreli telefonlar 860-900 MHz bandında çalışırken PCS telefonları da 1800-2200 MHz bandında çalışır. Görünüşle hücreli ve PCS telefonlar ve bunların baz istasyonu antenleri aynıdır. Kordonsuz(cordless) telefonlar ise genellikle 46-60 MHz'de halk bandı (Citizen Band, CB) alıcı-vericileri ise yaklaşık 27 MHz'de çalışır. Elde taşınan alıcı-vericiler 45 MHz'den 500 MHz'e kadar yüksek frekansları kullanır. Elde taşınan bu ünitelerin çıkış gücü nadiren 2 W'ı aşarken mesela polis gibi güvenlik güçlerinin kullandığı araca monteli üniteler 100 W'a kadar yüksek güçte olabilir.

2. ELEKTROMAGNETİK SPEKTRUM

Şebeke gerilimleri A.B.D'de 60 Uz, Avrupa ülkeleri ile dünyanın bir çok ülkesinde 50 Hz dir. Genlik modülasyonlu radyo frekansları 1 MHz civarındadır. FM radyo yayını ise 88-108 MHz arasındadır. Mikrodalga ümitan 2450 MHz'de çalışır. X-ışınları 1 GHz'in üzerindedir.

Son derece yüksek frekanslarda (EHF), X-ışınları elektromagnetik partiküllerin yeterli enerji ile kimyasal bağlarını ayırma (iyonizasyon) özelliğine sahiptir. Bu durum, X-ışınlarının hücrelerin genetik özelliğine zarar vererek (potansiyel olarak kansere ve doğum kurularına sebep olabilir.

Radyo frekanslarında ise partiküllerin enerjisi kimyasal bağlara ayıramayacak kadar düşüktür. Bu yüzden radyo dalgaları iyonize olmazlar(non-iyonize). İyonize olmayan radyo dalgaları ile iyonize olan X-ışınlarının biyolojik etkileri arasında benzerlik yoktur [1 j.

3. GÜVENİLİR STANDARTLARI

Hücreli telefon ve PCS baz istasyonu antenleri tarafından üretilen ve halkın maruz kaldığı radyo dalgaları için ulusal ve uluslararası kanallar vardır. En yaygın olarak kabul edilen standartlar Amerikan Ulusal Standartlar Enstitüsü (ANSI)-IEEE [2], Uluslararası İyonize olmayan Radyasyondan Korunma Komisyonu (ICNIRP) [3] ve Radyasyondan Korunma ve Ölçme Ulusal Konseyi (NCRP) tarafından geliştirilen standartlardır. Bu radyofrekans standartları "düzlem dalga güç yoğunluğu" cinsinden ifade edilir ve mW/cm² birimiyle ölçülür.

Halkın maruz kalabileceği radyasyon standartları ANSI/IEEE, NCRP ve FCC tarafından 30 dakikalık kısa süreli periyotlar üzerinden ortalama güç yoğunlukları olarak uygulanır. Çoklu antenlerin olduğu yerlerde, bu standartlar bütün antenler tarafından üretilen toplam güce uygulanır. Radyo dalgalarının biyolojik etkileri absorbe edilen güç oranına bağlıdır. Bu enerji absorpsiyonu oranı Özel Absorpsiyon Oranı(Specific Absorption Rate, SAR) olarak adlandırılır ve W/kg cinsinden ölçülür. Bütün vücudun Özel Absorpsiyon Oranları hesaplanabilir. Hücreli frekanslar için güç yoğunluğu standartları PCS frekansları için olan değerlerden daha sınırdır. Çünkü insan vücudu 860 MHz'de 1800 MHz'dekinden daha fazla radyasyon alır. Tablo 1 maruz kalabilecek radyasyon standartlarını göstermektedir.

Özellikle 4 W/kg'lık SAR oranının altında potansiyel olarak tehlikeli etkiler olduğu gösterilmemiştir. Hücreli ve PCS frekanslarında, 4 W/kg'lık yüksek bir SAR oranına erişmek için 20-100 mW/cm² arası bir güç yoğunluğu gerekecektir. En kötü durumlarda bile hücreli telefon veya PCS baz istasyonlarına yakın halkın girebileceği yerlerde bile bir insan için SAR oranı 0.005 W/kg'dan az olacaktır. Gerçek şartlar altında bu lakanı 0.0005 W/kg'dan küçük olacaktır.

Tablo 1. Maruz kalınabilecek radyasyon standartları

Standartı koyan ülke/kuruluş ve frekans aralığı	800-900 MHz (Cep telefonları)	1800-2000 MHz (PCS baz istasyonları)
ABD FCC/NCRP	0.57 mV/cm ²	1.00 mV/cm ²
Avustralya (100kHz-300GHz)	0.45 mW/cm ²	0.90 mW/cm ²
Yeni Zelanda	Avustralya ile aynı	
Kanada (10 kHz-300 GHz)	Amerikan FCC ile aynı	
İngiltere	Amerikan FCC ile aynı	
ICNIRP	0.40 mW/cm ²	0.90 mV/cm ²

3. HÜCRESEL TELEFON - BAZ İSTASYONU ANTENLERİ VE ANTEN SİTELERİ

Anten siteleri için bazı genel kriterler şöyle sıralanabilir :

- Anten siteleri, halkın maruz kalabileceği radyasyon sınırlarını aşmaması için, halkın giremeyeceği yerler olarak seçilmelidir.
- Halkın inanz kalabileceği standartları aşan alanlara girebilecek olan çalışanlar, bu alanların nereler olduğunu ve bu alanlara girerken ne gibi önlemler almaları gerektiğini bilmelidirler. Genel olarak, bu alanlar antenden yaklaşık 6 m'ye kadar olan mesafelerdir.
- Kontrollü radyasyon standardını aşan alanlar var ise çalışanların bu alanların nereler olduğunu ve bu alanlara girerken vericileri susturabileceklerini (shut-do\vn) bildiklerinden emin olunmalıdır. Böylesi alanlar mevcut olmayabilir fakat olursa antenlerden yaklaşık 3 m Mik bir alanla sınırlı olabilir. Genel olarak, antenler kendi kulelerine yerleştirilmişse bu kurallara uyulmalıdır.

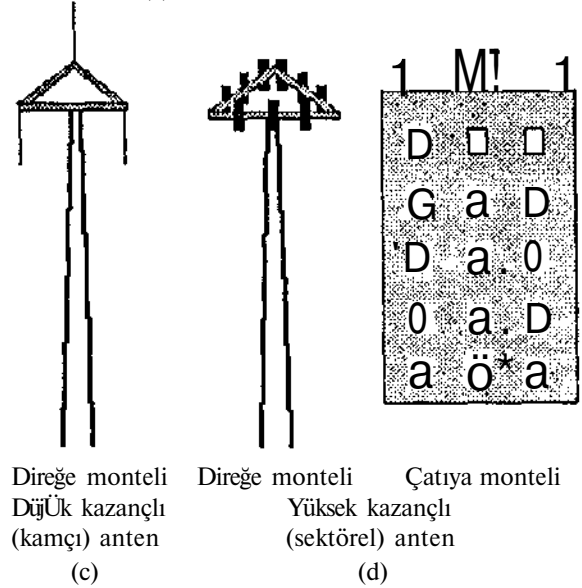
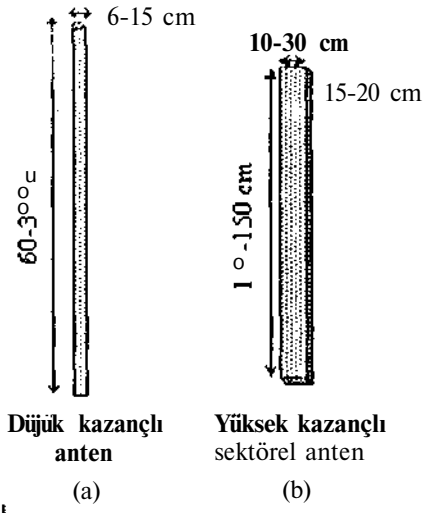
Ortaya çıkabilecek problemler;

- antenlerin binaların çatılarına yerleştirilmesiyle. özellikle farklı taşıyıcılar için çoklu hücresele ve/veya PCS baz istasyonu antenlerinin aynı binaya monte edilmesiyle,
- antenlerin çalışanların girmeleri gereken binalara yerleştirilmesiyle sınırlıdır.

Yüksek ve düşük kazançlı antenler için anten sitesi kriterleri farklıdır. Bu nedenle bu antenler birbirinden farklı görünür (şekil 1).

Bu iki tip antenin RF ışınım paternleri çok farklıdır. Düşük kazançlı anten için (hücresele telefon baz istasyonlarının çoğunda kullanılır) patern şekil 2a'daki gibi iken, düşük kazançlı bir antenin çok yakınında (teknik olarak "yakın alan" diye bilinen) güç yoğunluğu ise şekil 2b'deki gibidir.

Şekil 3a ve b'de ise PCS baz istasyonlarında kullanılan yüksek kazançlı (sektörel) antenlerin ışınım paternleri görülmektedir.



Şekil 1. Hücresele telefon ve PCS ba/ istasyonlarında kullanılan anten tipleri ve montaj şekillen.

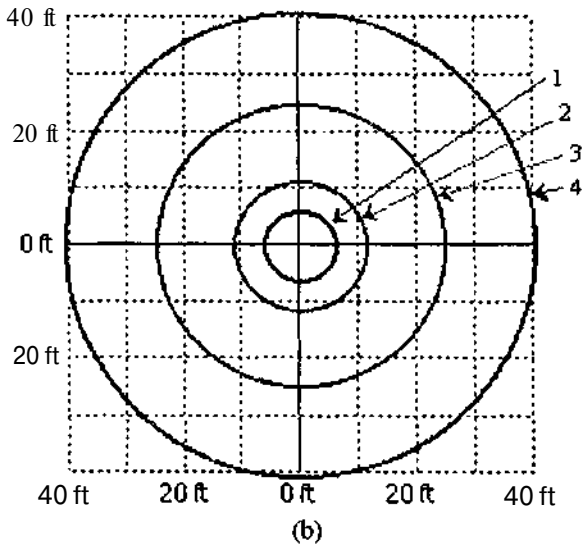
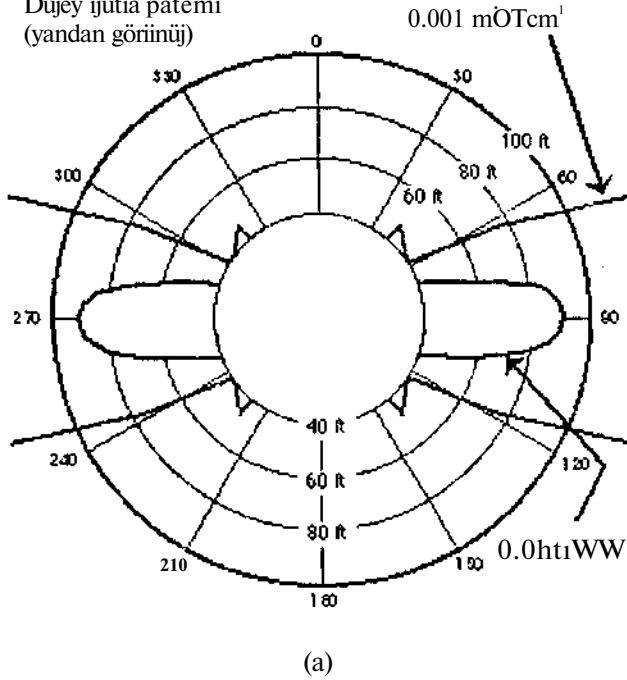
4. ELEKTROMAGNETİK DALGALARIN İNSAN SAĞLIĞI ÜZERİNE ETKİLERİ

Bu bölümde, bu konuda yapılan çalışmalar kısaca özetlenmiştir;

- Üzerinde hücresele telefon vova baz istasyon anteni bulunan bu binanın üst katında yaşamak tehlikeli değildir. Çünkü şekil 2 ve "den görüldüğü gibi ne yüksek kazançlı ne de alçak ka/ançlı antenler kendi eksenleri doğrultusunda ışınım yapma/laı.
- Binanın çatısı RF enerjisini büyük miktarda absorbe eder. Tipik olarak çalı, işaret şiddetini 5-10 kat azaltır. Çatı betonarme veya metal ise bu azalma daha da artar
- Avustralyalı bir grup araştırmacı TV ya*m kulelerine yakın yaşamının çocuk lösemisinde bir artışa neden olduğunu iddia etmesine rağmen, bunu izleyen çalışmalar bu görüşün aksini ortaya koymaktadır. İngiltere'de FM/TV antenleri üzerinde dalia ayrıntılı salgın hastalık (epidemiology) çalışmasında kanserle bağlantılı bir kanıt

bulunmamıştır (McKenzie ve arkadaşları, 1998). Öte yandan bir başka salgın hastalık araştırmacısı (Goldsmith, 1995) RF'ya maruz kalmanın değişimine (mutation), doğum kusuru ve kanserle ilgili olduğunu ileri sürmüştür. Goldsmith'in bu görüşlerine çok az sayıda bilim adamı katılmaktadır. Bir grup İngiliz araştırmacı (Dolk ve arkadaşları) yüksek güçlü FM/TV yayın antenlerine 2 km mesafedeki alan içinde yetişkin lösemisi ve cilt kancerinin arttığını ve bu kanserlerin mesafe ile gözlemlenmiştir. Beyin kanseri, kadın/erkek meme/göğüs kanseri, lenf veya diğer herhangi bir tip kanserle ilgili belirtilere rastlanmamıştır.

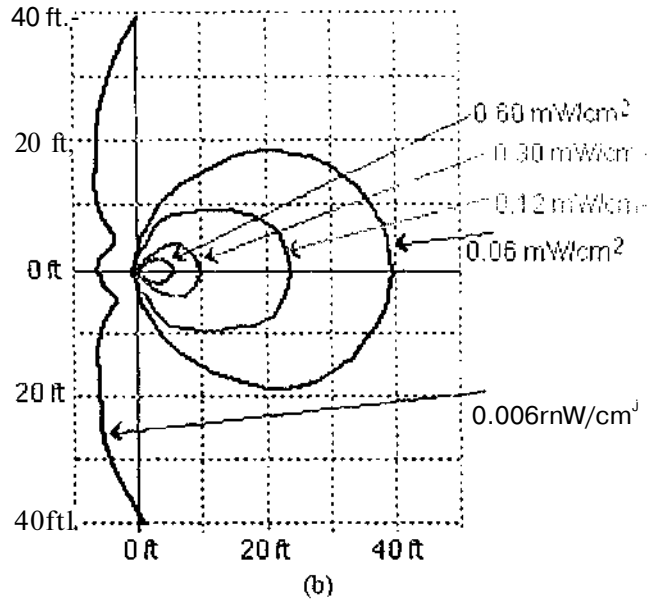
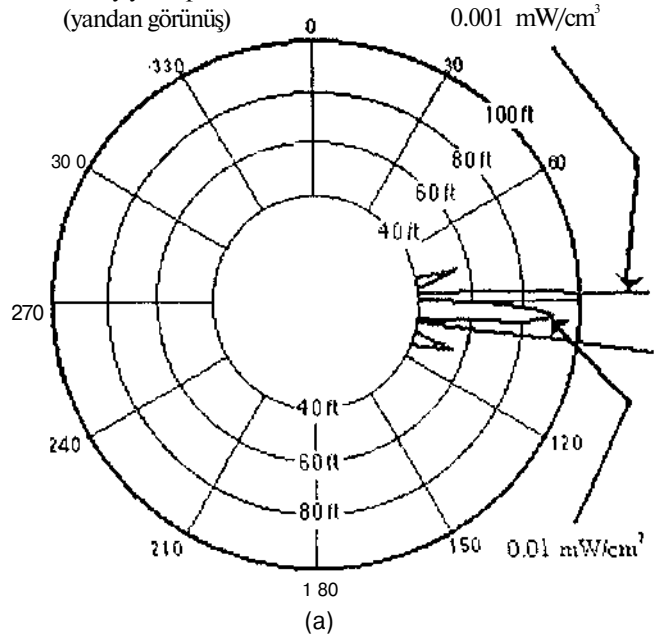
Düşük kazançlı kamçı antenin ışınım diyagramı (yandan görünüş)



1 : 0.60 mW/cm² 2 : 0.30 mW/cm²
3 : 0.12 mW/cm² 4 : 0.06 mW/cm²

Şekil 2. (a) Düşük kazançlı kamçı antenin ışınım diyagramı
(b) Aynı antenin yakın-alan güç yoğunluğu dağılımı

Düsey yuna paienii (yandan görünüş)



Şekil 3. (a) Tipik PCS baz istasyonu antenin ışınım diyagramı
(b) Aynı antenin yakın-alan güç yoğunluğu dağılımı

Radyo dalgaları ve kanser konusundaki epidemiyolojik çalışmalar genel olarak;

- meslek gereği radyo dalgalarına maruz kalan insanlar,
- farklı potansiyelde radyo dalgalarına maruz kalan bölgeler arasındaki coğrafik ilişki çalışmaları ve
- "kanseri türleri" konularında yoğunlaşmaktadır.

Ayrıca yaş grupları arasında (çocuk veya yaşlı) RF'ya karşı duyarlı grupların olup olmadığı kesin değildir. Hücreli telefon ve PCS baz istasyonu antenlerinin kalp atışlarını etkileyeceği, baş ağrısına neden olabileceği ileri sürülmüştür. Bu standartlar içinde kullanılan cihazlar ve übbi düzenlere eflsiniin 0' uadığı bildirilmiştir. En son çalışmalar 2 W'lık GSM cep telefonunu 35 dakika süreyle kullanan

birisinin kan basında 5-10 mm-Hg'lik yükselme olduğunu ancak bunun bir sağlık problemi teşkil etmediğini göstermiştir. Bu etkinin EEG cihazının uçları ile RF girişiminin meydana getirebileceği, dokuda meydana gelen, suni bir değişiklik olabileceği ifade edilmiştir. Radyo dalgalarının yeterli yoğunlukta olduğu takdirde biyolojik etkilerinin olabileceği ve bunların kataraktlar, deri yanıkları, derin yanıklar ve sıcak çarpması şeklinde olabileceği belirtilmiştir. Radyo dalgalarının kansere sebep olabileceğine dair birbirini doğrulamış, tekrarlanmış çalışmalar yoktur. Bu konuda karşılıklı bilgi akışı gerçekleştirilmektedir. Çalışmalar da özellikle salgın hastalıklar açısından, fareler ve diğer kemirgenler üzerinde ve RF'in DNA üzerindeki etkilerinin araştırılması şeklinde devam etmektedir [4].

5. SONUÇ

Sonuç olarak, radyasyon onkologlarından biyologlara hatta zirai melcorologlara kadar bir çok gruptan araştırmacının yer aldığı bu çalışmalara Elektrik-Elektronik Mühendisliği yönünden ilgi çok azdır.

Ülkemizde bu konular henüz araştırılmaya başlanmamış ve bir standart da yoktur. Konuyla ilgili tek yetkili kuruluş Türkiye Atom Enerjisi Kurumu Radyasyon Güvenliği Daire Başkanlığıdır.

Oysa, konuyla ilgili çalışmalara hem gereksinim vardır hem de deneysel çalışma imkanları artmıştır. Hemen herkesin bir cep telefonu (GSM) ve oldukça yakınında bir baz istasyonu ve anteni vardır. Elektronik ölçme cihazlarıyla maruz kalınan radyasyon, elektriksel olarak veya dozimetrlere ölçülebilir. Böylece hem laboratuvar bulguları hem de hayvanlar üzerindeki çalışmalar, deneysel çalışmalarla desteklenebilir.

6. KAYNAKÇA

- 11] Moulder, J.E, "Power frequency fields and cancer," *Crit. Rev. liioned lûginecring*,., 26, 1-116, 1998.
- 12] IEEE Standarts Coordinating Committee on Non-ionizing Radiation Hazards, 1992
- 13] International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection, *Health Physics*. 74, 496-522, 1998.
- 14] Moulder, J.E, "Cellular Phone Antennas and Human Health", <http://www.mcw.edu/gcrc/cop/cell-phone-health-FAQ/toc.html>

BULANIK MANTIKLI YAPAY SİNİR AĞI İLE DOĞRUSAL OLMAYAN SİSTEMLERİN FARKLI BERRAKLAŞTIRMA METODLARI İLE MODELLENMESİ

Mehmet YILDIRIM, Kadir ERKAN, Mehmet ENGİN
Elektronik-Bilgisayar Eğitimi Bölümü
Kocaeli Üniversitesi
41300 İzmit.KOCAELİ
E-mail: nryildirim@kou.edu.tr

ABSTRACT:

A time series example of nonlinear üynoinic system has been modelled by using fuzzy-neural nehvork (FNN) topology. At the modelling stage, only input-output sytem data without any other expert kmnvledge were used. in this technique, system is divided into fuzzy operating regions and to achieve approximation in each region linear ARMAX models are used in each one. System inputs are divided into several fuzzy sets and membership functions far each fuzzy operating region are produced. The overall output of the model is obtained by the defuzzification methods. The training fuzzy-neural network with different learning rate, momentum and number of region has been carried out- and the best model of the system has been obtained. Different niethods were used for defuzzification and results were compaired.

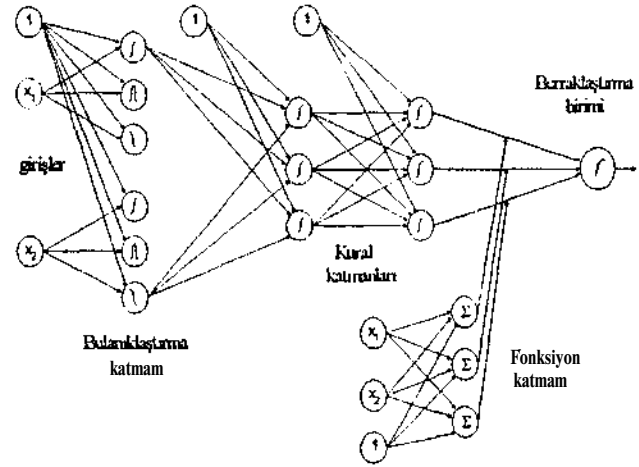
1. GİRİŞ

Doğrusal olmayan modelleme için yeni bir yöntemde, bulanık mantık ve yapay sinir ağı birlikte kullanılarak, sistemin çalışmasının bütünü birkaç bulanık çalışma bölgesine bölünmektedir [1]. Her bir bulanık çalışma bölgesi için, azaltılmış dereceli model kullanılarak, o çalışma bölgesi içerisinde yaklaşım sağlanmaktadır. Doğrusal olmayan sistemlerin modellenmesinde çalışma bölgelerinin tanımlanması, doğal anlamda, belirsizdir. Ayrıca, çalışma bölgelerini birbirinden kesin olarak ayırmak mümkün değildir ve birbirlerinin üzerinde (overlapping) çalışması muhtemeldir. Doğrusal olmayan dinamik sistemlerin yapay sinir ağı ile modellenmesi işleminde, bulanık mantığın kullanılmasıyla bu sorun giderilebilmektedir. Buna ek olarak, modelleme aşamasında, yapay sinir ağının performansı da artırılmaktadır.

2. MODEL YAPISI

Doğrusal olmayan sistemlerin bulanık mantık ve yapay sinir ağı ile modellenmesinde, Şekil-1'de verilen BMYSA yapısı kullanılmaktadır. Ağ dört katmandan oluşmaktadır. Bunlar:

Bulanıklaştırma katmanı, iki sıklı katman, fonksiyon katmanı ve berraklaştırma katmanı.



Şekil 1. BMYSA yapısı

2.1. Bulanıklaştırma Katmanı

Bulanıklaştırma katmanının girişleri, bulanık çalışma bölgelerini tanımlamak için kullanılan sistem değişkenleridir. Sistem değişkenleri için "düşük", "orta" ve "yüksek" gibi bulanık kümeler [2] tanımlanmaktadır. Bu katmandaki her bir işlem birimi [3] bir bulanık kümeye karşı gelmektedir ve işlem birimi çıkışı o bulanık kümenin üyelik fonksiyonu olmaktadır. Bu kalmanda üç tip işlem birimi aktivasyon fonksiyonu kullanılmaktadır. Bunlar:

$$y = \frac{1}{1 + e^{-(w_1x + w_0)}} \quad \text{.sigmoid için} \quad (1)$$

$$y = 1 - \frac{1}{1 + e^{-(w_1x + w_0)}} \quad \text{,ters sigmoid için} \quad (2)$$

$$y = e^{-(w_1x + w_0)^2} \quad \text{, gaus için} \quad (3)$$

2.2. Kural Katmanı

Kural katmanı bulanık çıkarını (fuzzy inference) gerçekleştirilmektedir. Bu katmandaki işlem birimleri sigmoid fonksiyonu kullanılmaktadır. Kural katmanının ilk katmanındaki işlem birimleri girişlerinin her biri bir bulanık kümeyle karşılık gelmektedir. Son katmandaki her bir işlem biriminin çıkışı ise çalışma bölgelerinin üyelik fonksiyonları olmaktadır. Üyelik fonksiyonları, bulanık kümelere dönüştürülmüş sistem değişkenlerinin mantıksal birleşimleri şeklinde tanımlanabilmektedir.

2.3. Fonksiyon Katmanı

Fonksiyon katmanındaki işlem birimleri, bulanık çalışma bölgeleri için azaltılmış dereceli modelleri (ARMAX) [4] gerçekleştirmektedir. Her bir işlem birimi bir çalışma bölgesine karşılık gelmektedir ve doğrusaldır. İşlem birimlerinin çıkışları, ağırlıklanmış sistem değişkenlerinin toplamıdır. Fonksiyon katmanındaki ağırlıklar, çalışma bölgelerindeki doğrusal modellerin parametreleridir. Herhangi bir çalışma bölgesi R; Denklem.4'deki gibi tanımlanabilir. İşlem birimlerinde kullanılan bias, yerel modeldeki sabit terimi temsil etmektedir.

$$R_i: \hat{y}_s(0) = \sum_{j=1}^{n_o} a_{jy} \cdot y(H) + \sum_{j=1}^{n_i} b_{jy} \cdot u(t-j) + C_i \quad (4)$$

Burada; y dizisi sistem çıkışlarını, u sistem girişlerini, \hat{y} çalışma bölgelerinin çıkışlarını, tır (i=1..nr) bulanık çalışma bölgesi sayısını, ni ve no sistemin giriş ve çıkışındaki zaman gecikmelerini, ay ve bj azaltılmış dereceli model parametrelerini, ve t ise zaman indeksini göstermektedir.

2.4. Berraklaştırma Birimi

Berraklaştırma işlem biriminin girişi, çalışma bölgeleri çıkışları ve bu bölgelere ait üyelik fonksiyonlarıdır. Berraklaştırma katman, ağırlık merkezi yöntemi ile berraklaştırma işlemini gerçekleştirmekte ve ağ çıkışı oluşturmaktadır. Bu katmanda ağırlık kullanılmamaktadır. Ağ çıkışı aşağıdaki berraklaştırma metodlarından herhangi biri ile elde edilmektedir:

$$\hat{y}(t) = \frac{\sum_{i=1}^{nr} \mu_i \hat{y}_i(t)}{\sum_{i=1}^{nr} \mu_i} \quad (5)$$

$$\hat{y}(t) = \sum_{i=1}^{nr} Z_n \cdot \hat{y}_i(t) \quad (6)$$

Burada; μ^{\wedge} çalışma bölgesi için üyelik fonksiyonunu göstermektedir.

3. BENZETİM SONUÇLARI

Doğrusal olmayan dinamik sistemlerin modellenmesi çalışmasında, aşağıda zaman serisi verilen sistem örnek alınmıştır [5]:

$$y(t) = [0.8 - 0.5 \exp(-y'(t-1))]y(t-1) - [0.3 + 0.9 \exp(-y'(t-1))]y(t-2) + u(t-1) + 0.2u(t-2) + 0.1u(t-1)u(t-2) \quad (7)$$

Sistemin modeli çıkartılırken, zaman serisindeki giriş-çıkış verilerinden yararlanılmıştır. Öncelikle, sistem girişleri u(t-1) ve u(t-2) için [-1,1] . sistem çıkışları y(t-1) ve y(t-2) için [-3,3] aralığında düzgün dağılımlı rasgele 200'er adet değer atanmıştır. Denkiem-7'de bu veriler kullanılarak sistem çıkışı y(t) değerleri üretilmiştir. En iyi modelin çıkartılabilmesi için, BMYSA değişik öğrenme oranları ve momentum [6] değerleriyle eğitilmiştir [7]. Her bir eğitimde, karesel hatalar toplamı iterasyona bağlı olarak kaydedilmiştir.

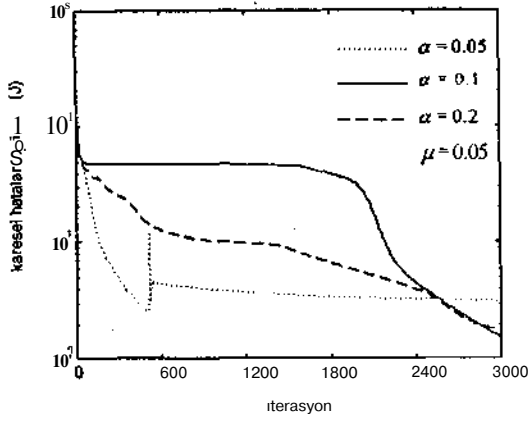
Momentum terimi etkisinin görülebilmesi için, öğrenme oranı $\mu=0.05$ olarak sabit alınmıştır. Momentum terimi a, sırayla 0.05, 0.1 ve 0.2 alınarak BMYSA eğitilmiştir. Eğitim sonunda, karesel hatalar toplamının aldığı değerler sırasıyla 3.1330, 1.5275 ve 1.7772 olmuştur. En iyi eğitimin, momentum terimi $\mu=0.1$ iken olduğu görülmüştür. Farklı momentum terimlerinde, karesel hatalar toplamının iterasyona bağlı olarak değişimi Şekil-2 (a)'da görülmektedir.

Öğrenme oranı etkisinin görülebilmesi için, momentum terimi $\mu=0.1$ olarak sabit alınmıştır. Öğrenme oranı p, sırayla 0.01, 0.05, 0.1 alınarak BMYSA eğitilmiştir. Eğitim sonunda, karesel hatalar toplamının aldığı değerler sırasıyla 43.7824, 1.5275 ve 2.8693 olmuştur. En iyi eğitimin, öğrenme oranı $\mu=0.05$ iken olduğu görülmüştür. Farklı öğrenme oranlarında, karesel hatalar toplamının iterasyona bağlı olarak değişimi Şekil-2 (b)'de görülmektedir.

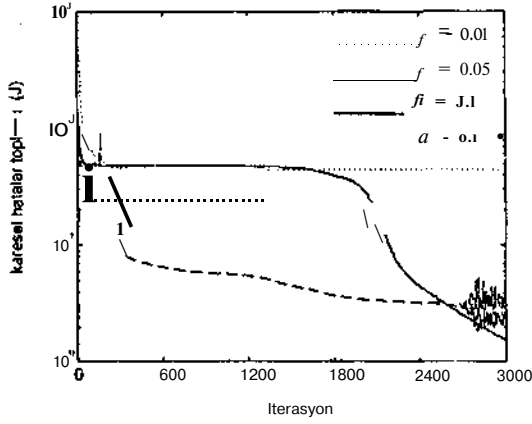
BMYSA'nın, öğrenme oranı $\mu=0.05$ ve momentum terimi $\mu=0.1$ alınarak, bölge sayısının karesel hata üzerindeki etkisi incelenmiştir. Tüm değişkenler aynı sayıda bölgeye ayrılmıştır. Bölge sayıları 1, 2, ve 3 alınarak elde edilen sonuçlar Şekil-2 (c)'de görülmektedir. Yapılan eğitimlerin sonucunda, karesel hatalar toplamının sırasıyla 18.7388, 1.5275, ve 0.2346 olarak alınmıştır.

Öğrenme oranı $\mu=0.05$, momentum terimi $\mu=0.1$ ve bölge sayıları 3 alınarak yapılan çalışmada berraklaştırma metodlarının karşılaştırılması Şekil-3'de görülmektedir. Sistem çıkışı, model çıkışı ve bunlar arasındaki hata Şekil-4'de görülmektedir.

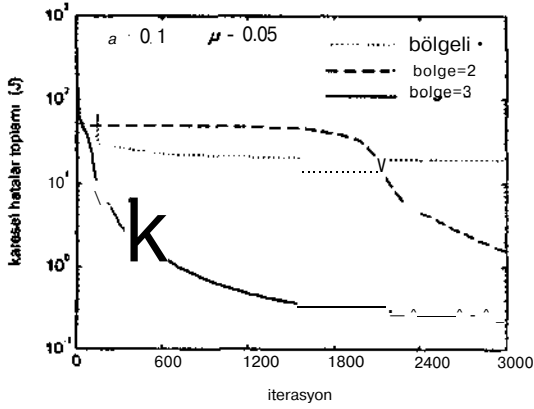
Denklemler-7 ile verilen sistemde, sistem çıkışı y(t), u(t-1) u(t-2), y(t-1) ve y(t-2) sistem girişlerine bağlı doğrusal olmayan bir yüzeydir. BMYSA 'nın eğitilmesi ile oluşturulan, doğrusal olmayan sistem modelinin çıkışı $\hat{y}(t)$ 'nin de, bu yüzeye benzer bir yüzey vermesi gerekmektedir. Şekil-5'de, y(t-1)- y(t-2)'ye ve Şekil-6'da u(t-1)- u(t-2)'ye göre sistem ve model çıkış yüzeyleri gösterilmektedir.



(a)

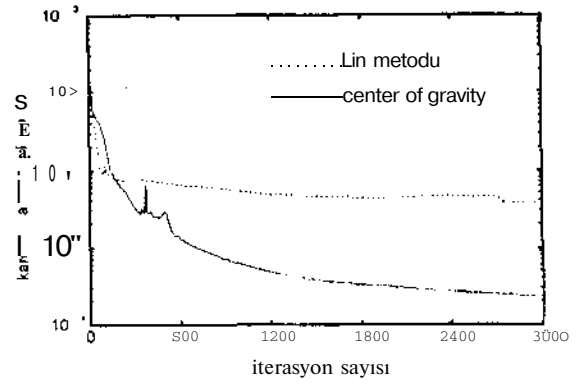


(b)

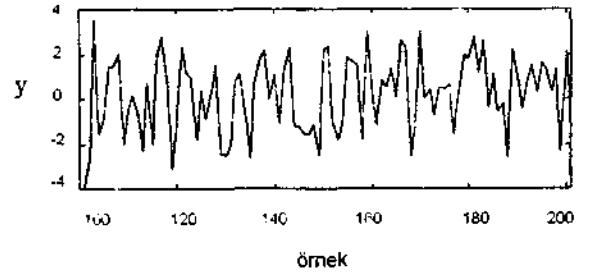


(c)

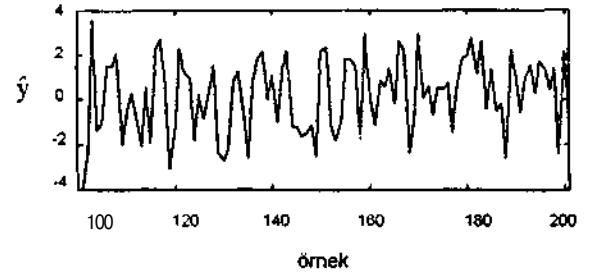
Şekil 2. (a) Momentumun etkisi,
(b) öğrenme oranının etkisi,
(c) Bölge sayılarının etkisi.



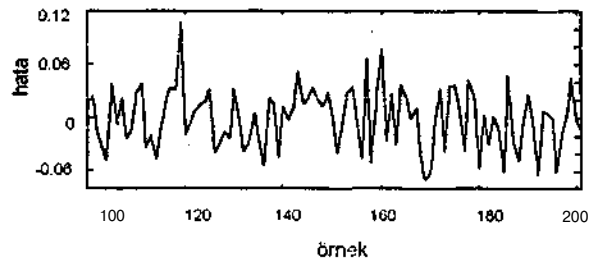
Şekil 3. Gerraştırım inuodiarımın karşılaştırılması



(a)

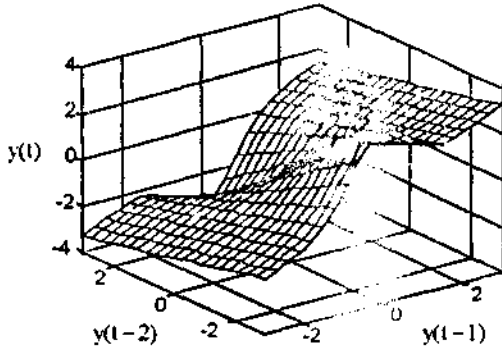


(b)

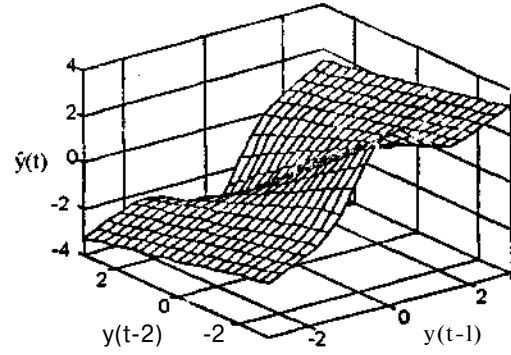


(c)

Şekil 4. (a) Sistem çıkışı,
(b) Model çıkışı,
(c) Sistem çıkışı ile model çıkışı arasındaki fark.

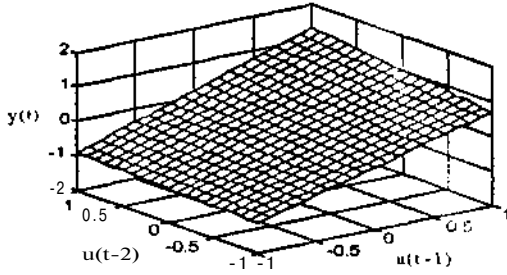


(a)

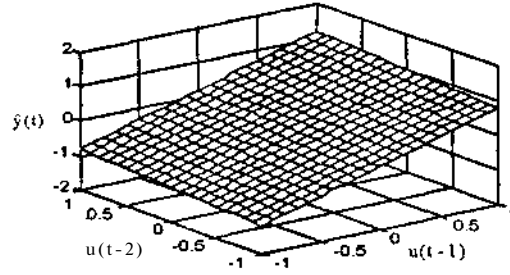


(b)

Şekil 5. (a) $y(t-1)-y(t-2)$ değişimine göre sistem çıkışı $y(t)$,
(b) $y(t-1)-y(t-2)$ değişimine göre model çıkışı $\hat{y}(t)$.



(a)



(b)

Şekil 6. (a) $u(t-1)-u(t-2)$ değişimine göre sistem çıkışı $\hat{y}(t)$,
(b) $u(t-1)-u(t-2)$ değişimine göre model çıkışı $\hat{y}(t)$.

4. SONUÇ

Bulanık mantıklı yapay sinir ağı kullanılarak doğrusal olmayan sistem modelleme incelenmiştir. Dinamik sistem örneği alınarak benzetim programı ile modelleme yapılmıştır. Berraklaşım katman için farklı bir metod incelenmiştir. Sistem bilgileri, bulanıklaştırma katmanındaki bulanık bölge sayılarının belirlenmesinde ve bu bölgelere ait üyelik fonksiyonlarını belirleyen ağırlıkların başlangıç değerlerinin atanmasında kullanılmaktadır. Sistem giriş-çıkış verileri ise ağı eğiliminde kullanılmaktadır. Bulanık mantıklı yapay sinir ağı, bulanık mantığın ve yapay sinir ağının avantajlı yönlerini birleştirmektedir. Bulanıklaştırma katmanındaki ağırlıklar, bulanık çalışma bölgelerinin üyelik fonksiyonlarını; fonksiyon katmanındaki ağırlıklar yerel çalışma bölgelerindeki modelleri belirlemektedir. Bu sebeple, bulanık mantıklı yapay sinir ağının yorumlanması, klasik yapay sinir ağının yorumlanmasından daha kolaydır.

5.KAYNAKÇA

[1] ZHANG, J., and MORRIS, A.J., *Fuzzy Neural Network for Nonlinear System Modelling*. IEEE Proceedings, Control Theory Applications, vol.42, no.6, pp.551-561. 1995.

- [2] JAMSHIDI, M., VADIEE, N., and ROSS, T.J., *Fuzzy Logic and Control: Software and Hardware Applications*. Prentice-Hall Inc., New Jersey. 1993.
- [3] HAYKIN, S., *Adaptive Filter Theory*. Prentice-Hall Inc., New Jersey. 1996.
- [4] JOHANSEN, T.A., and FOSS, B.A., *Constructing NAIIMAK Model Using AILM, IX Models*. Int. j. Control, vol.58, no.5, pp.1125-1153. 1993.
- [5] BOSSLEY, K.M., *Neuro-Fuzzy Approaches in System Identification*. University of Southampton, Faculty of Engineering and Applied Science, Electronics and Computer Science Department, Doctor of Philosophy Thesis, England. 1997.
- [6] NARENDRA, K.S., and PARTHASARATHY, K., *Gradient Methods for the Optimization of Dynamical Systems Containing Neural Networks*. IEEE Transactions on Neural Networks, vol.2, no.2, pp.252-262. 1991.
- [7] FAUSETT, L., *Fundamentals of Neural Networks Architectures, Algorithms, and Applications*. Prentice-Hall Inc., New Jersey. 1994.

3x3' LÜK KARARLI BİR HÜCRESEL SINIR AĞININ PSPICE İLE MODELLENMESİ VE SİMÜLASYONU

Baran TANDER*

Atilla ÖZMEN**

Osman Nuri UÇAN**

* İ.Ü. Mühendislik Fakültesi Elektronik Müh. Bölümü 34850 Avcılar İST. btander@istanbul.edu.tr

** İ.Ü. Mühendislik Fakültesi Elektrik - Elektronik Müh. Bölümü 34850 Avcılar İST.

ABSTRACT

As is well known, the Cellular Neural Network (CNN) Structure - which was first proposed by Leon O. Chua in 1988 - finds very attractive applications in image processing. In this paper, the response of a 3x3 stable Cellular Neural Network structure is investigated. The PSpice 5.0 circuit analysis program is used throughout the study. A cell is considered as a conventional circuit having linear resistors, capacitors, dependent and independent current sources, an independent voltage source and a simple op-amp circuit with a piecewise linear voltage characteristic. The equilibrium points and outputs of each cell is determined and these results are also verified with a program written in MATLAB.

1. GİRİŞ

HücreSEL Sinir Ağları (HSA, CNN=Çellular Neural Networks), ilk olarak 1988' de Leon O. Chua tarafından tanımlanmış özel bir sınıf dinamik sinir ağı yapılarıdır [1]. Genelde iki boyutlu olarak düşünüldüklerinden bilhassa görüntü işleme uygulamaları için oldukça elverişlidirler [2]. Bugüne kadar sözkonusu uygulamalarla ilgili bir çok makale yayınlanmıştır. Bu çalışmada ise HSA, temel elemanlardan oluşmuş devreler olarak modellenmiş ve simülasyonları yapılmıştır. Bunlar için PSpice 5.0 devre analiz programı kullanılmış, elde edilen sonuçların doğrulukları MATLAB' de yazılan bir program vasıtasıyla da kontrol edilmiştir. Burada, [1] ve [2]' de oluşturulmuş PSpice modelleri ile bazı yapısal farklılıklar bulunmaktadır: Modellenen yapı 3x3'

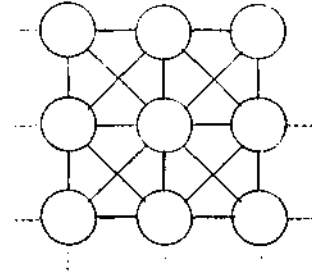
gerekli bağımsız akını kaynakları da modelin içerisinde mevcuttur. Bu bağlamda tasarladığımız model, genelleştirilmiş bir HSA devresi olarak düşünülebilir.

2. HSA MİMARİSİ

2.1. Hücrelerin Komşuluğu

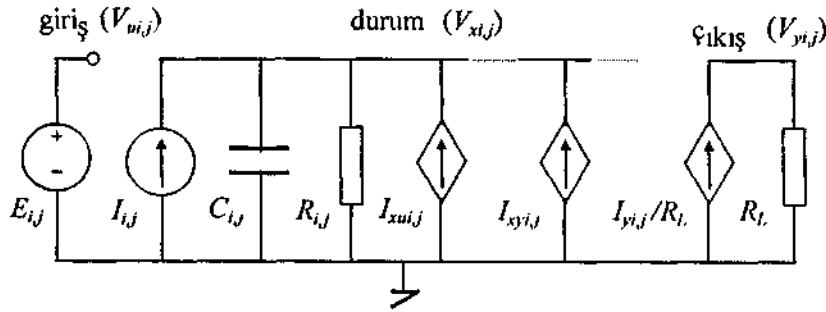
HSA genelde Şekil - 1' de gösterildiği gibi bir düzlem üzerinde sıralanmış hücrelerden oluşmuştur. Hücreler arasındaki komşuluk aşağıdaki gibi tanımlanmıştır:

$$N_r(i, j) = \{C(k, l) | \max\{|k - i|, |l - j|\} \leq r, 1 \leq k \leq M, 1 \leq l \leq N\} \quad (D)$$



Şekil - 1: $r=1$ komşuluğuna sahip bir HSA yapısı.

Burada r , komşuluk boyutunu göstermektedir. $r=1$ için bir hücrenin bağlantıları sadece en yakın komşularıyla olacaktır. $r>1$ olduğunda daha karmaşık bir bağlantı geometrisi ortaya çıkacaktır. Uygulamalarda genelde $r=1$ komşuluğu kullanılmaktadır.



Şekil - 2: HSA hücresi eşdeğer devresi.

luktur ve ayrıca aktivasyon fonksiyonunu gerçekleyen işlemsel kuvvetlendirici devresi ile birlikte giriş işaretleri için gerekli bağımsız gerilim kaynakları ve eşik seviyesi için

2.2. Bir Hücrenin Eşdeğeri

HSA da diğer dinamik ağlar gibi toplama, dinamik ve aktivasyon fonksiyonu birimlerinden oluşmuşlardır. Yapıdaki

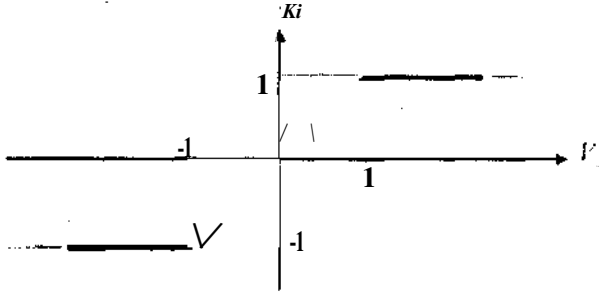
bir hücrenin en basit eşdeğeri Şekil - 2' deki gibidir. Burada:

$$\begin{aligned} I_{x_{ui,j}} &= B(i,j;k,l) V_{uk,l} \\ I_{y_{ij}} &= A(i,j;k,l) V_{yk,l} \end{aligned} \quad (2.b)$$

ve

$$I_{y_{ij}} = f(V_{x_{ij}}) = \frac{1}{2} \left[|V_{x_{ij}} + 1| - |V_{x_{ij}} - 1| \right] \quad (2.c)$$

şeklinde aşağıda gösterilmiş lineer bir parça içeren aktivasyon fonksiyonudur:



Şekil - 3: Lineer parçalı aktivasyon fonksiyonu.

2.3. HSA için Durum Denklemleri

Yukarıdaki hücre eşdeğerinde düğüm denklemi,

$$\mathbf{0} = -\mathbf{I} + \mathbf{C} \frac{d\mathbf{I}}{dt} + \mathbf{v}_{x_{ij}} - \mathbf{2I} \mathbf{M}' \mathbf{M}' \mathbf{I} \cdot \mathbf{v}_{>U} \quad (3)$$

$$\sum_{C(k,l) \in N(i,j)} B(i,j;k,l) \cdot \mathbf{v}_{uk,l}$$

olarak yazılır. $\mathbf{C} = \mathbf{I}$ alınrsa bir HSA için matrisel formda bu denklem,

$$\dot{\mathbf{x}} = -\mathbf{x} + \mathbf{A} \mathbf{x} + \mathbf{B} \mathbf{u} + \mathbf{1} \quad (4)$$

şekline dönüşür. HSA'nin tasarımı, A, B şablon matrislerinin ve I eşik değerinin belirlenmesi demektir. $r = \setminus$ için sözkonusu matrisler 3×3 ' lük olacaklardır. Bunların hesabı için çeşitli algoritmalar mevcuttur. A ve B matrislerine sırasıyla, geribesleme ve kontrol operatörleri de denir. Kararlılık sebebiyle A simetrik seçilir. O halde $r = \setminus$ komşuluğu için çözüm kümesi şöyle olacaktır:

$$\mathbf{S} = \{a_{11}, a_{12}, a_{13}, a_{21}, a_{22}, b_{11}, b_{12}, b_{13}, b_{21}, b_{22}, b_{23}, b_{31}, b_{32}, b_{33}, \mathbf{1}\} \quad (5)$$

Giriş işaretleri -1 ve +1 arasında ölçeklenecek ve kararlı HSA'nda her hücredeki V_{ij} durumu +1' den büyük veya -1' den küçük bir değere yakınsayacaktır. Bu noktalara *denge noktaları* denir. Dolayısıyla, denge noktaları için (2.c) ile tanımlanan aktivasyon fonksiyonu uyarınca hücrelerin çıkışları ya +1 ya da -1 olacaktır. Bu bilgiler ışığında, HSA iki boyutlu sabit girişlerin seçildiği $[-1, 1]^{n \times n}$ giriş uzayından, kalıcı durum çıkışlarının değer aldığı $\{-1, 1\}^{n \times n}$

uzayına çebrik bir dönüşüm tanımlayacaktır [3].

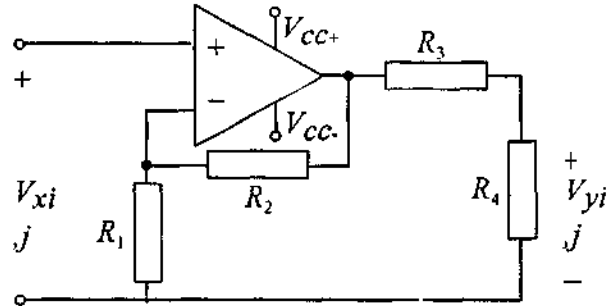
3. TASARLANAN MODEL VE SİMÜLASYON

3.1. Lineer Parçalı Karakteristiğin Elde Edilmesi

(2.c) denkleminin tanımladığı lineer parçalı aktivasyon fonksiyonu karakteristiğinin elde edilmesi için Şekil - 4' teki basit topoloji kullanılabilir. Burada gerilim transfer fonksiyonunun aşağıdaki gibi olduğu kolayca görülebilir.

$$\mathbf{v} = \frac{R_4}{R_3 + R_4} \cdot \frac{R_2 + R_1}{R_1} \cdot V_{x_{ij}} \quad (6)$$

$R_1 = R_2, R_3 = R_4$ ve $1 + R_2/R_1 = V_{cc}$ seçilirse (2.c)' deki normalize lineer parçalı aktivasyon fonksiyonu elde edilmiş olur.



Şekil - 4: Lineer parçalı gerilim karakteristiğinin elde edilmesi için devre.

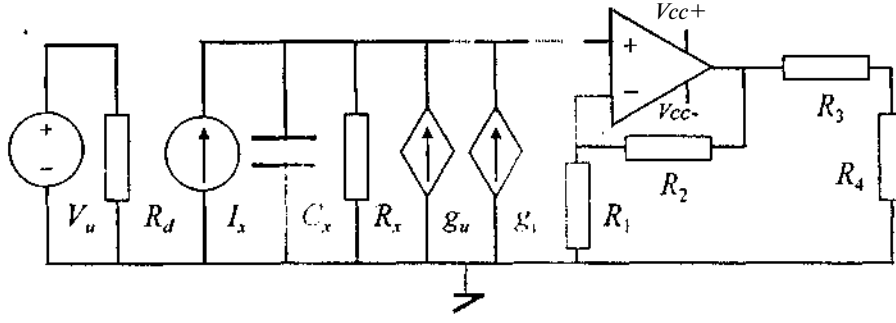
3.2. Simülasyonlar

Tablo - 1' de 3×3 ' lük bir yapıda en genel halde simülasyon için kullanılacak devre elemanları ve miktarları verilmiştir. Yapıdaki tek bir hücrenin PSpice modeli ise Şekil - 5' tedir.

Tablo - 1: 3×3 ' lük yapıda kullanılan devre elemanları ve miktarları.

Eleman	Miktarı	Eleman	Miktarı
Direnç (R)	54	Bağımsız Ger. Kaynağı	9
Kapasite (C)	9	Bağımsız Akım Kaynağı	9
İşlemsel Kuvv.	9	Gerilim Kontrollü Akım Kaynağı	98

Tasarımda devre parametrelerinin ölçeğinin her / , / , k. I $1 < \text{im } R_x - \setminus \setminus \setminus$, $R_x - \setminus A(i,j \setminus k, l) \setminus \setminus \setminus$ ve $R_x - \setminus B(i,j \setminus k, l) \setminus \setminus \setminus$ şeklinde seçmek uygun olacaktır fi]. Yapılan simülasyonda $R_d = R_x = R_A = \setminus kQ$, $R_x = \setminus D$, $C_x = 1F$, $R_2 = R_3 = 2Ik \&$, $K_{cc} = 30V$, $|K_M| \leq IV$ seçilmiş (Yukarıdaki koşullar altında R_x ve C_x değerleri denormalize edilebilir), aşağıda gösterilen A, B $\setminus e$ u matrisleri ile I eşik değeri kullanılmıştır. HSA ile görüntü işleme uygulamalarında hücreler için başlangıç durumları genellikle giriş işaretine eşit seçildiklerinden çalışmada da $V_{ij}(0) = u$ alınmıştır.



Şekil - 5: Tek bir hücre için tasarlanan model.

$$A = \begin{bmatrix} -0.1836 & -0.2724 & -0.1764 \\ -0.2523 & 3.7405 & -0.2523 \\ -0.1764 & -0.2724 & -0.1836 \end{bmatrix}$$

$$B = \begin{bmatrix} -0.1433 & -0.1396 & -0.1439 \\ -0.1396 & -0.0698 & -0.1396 \\ -0.1439 & -0.1396 & -0.1433 \end{bmatrix}$$

$$u = \begin{bmatrix} 0.1513 & 0.1429 & 0.1261 \\ 0.1429 & 0.1261 & 0.1092 \\ 0.1345 & 0.1176 & 0.1008 \end{bmatrix}; \quad I = -0.2540$$

PSpice ve MATLAB kullanılarak elde edilen denge noktası ve çıkış matrisleri şu şekilde bulunmuştur:

$$V_{*(\text{PSpice})} = \begin{bmatrix} 4.1224 & -3.96\ddot{u}3 & 4.1217 \\ -4.0298 & -3.4503 & -3.4746 \\ 4.1203 & -3.4551 & -3.3413 \end{bmatrix}$$

$$V_{a(\text{MATLAB})} = \begin{bmatrix} 4.1263 & -3.9693 & 4.1255 \\ -4.0319 & -3.4518 & -3.4765 \\ 4.1237 & -3.4570 & -3.3430 \end{bmatrix}$$

$$V_y = \begin{bmatrix} +1 & -1 & +1 \\ -1 & -1 & -1 \\ +1 & -1 & -1 \end{bmatrix}$$

4. SONUÇLAR

- Bu çalışmada, genellikle görüntü işlemede uygulama alanı bulan HSA yapılarına devre teorisi yaklaşımı yapılmıştır.
- 3x3' lük bir HSA yapısında hücrelerin denge noktaları ve çıkışları PSpice ile oluşturulan bir model yardımıyla incelenmiştir.
- Bulunan sonuçların doğrulukları MATLAB ile yazılan bir program vasıtasıyla kontrol edilmiştir.

- Tasarlanan model, daha büyük boyutlara, komşulukları veya değişik aktivasyon fonksiyonlarına sahip HSA yapıları için de genişletilebilir.

5. KAYNAKÇA

- [1] CHUA Leon O., YANG Lin, "Cellular Neural Networks: Theory", IEEE Transactions on Circuits and Sylems, Vol. 35, No. 10, October 1988,
- [2] CHUA Leon O., YANG Lin, "Cellular Neural Networks: Applications", IEEE Transactions on Circuits and Sytenis, Vol. 35, No. 10, October 1988,
- [3] GÜZLLİŞ C., "Hüresel Yapay Sinir Ağları ile Görüntü İşlenmesi", Tübitak Proje No: EEEAG - 103, Ocak 1993, İstanbul,
- [4] RASHID Muhammad H., "SPICE: Circuits and Electronics Using PSpice", Prentice-Hall, ISBN: 0-13-834672-0, 1990.