



EMO



KTÜ



TÜBİTAK

ÖNSÖZ

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

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

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

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

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

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

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

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

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

Doç. Dr. Güven ÖNBİLGİN
Yürütme Kurulu Başkanı

ELEKTRİK MÜHENDİSLİĞİ 5. ULUSAL KONGRESİ

YÜRÜTME KURULU

Güven ÖNBİLGİN (KLU)
Yakup AYDIN (EMO) Sefa AKPINAR (KTU)
Canan TOKER (ODTÜ) Kaya DOZOKLAR (EMO)
Hasan DİNCER (KTU) A.Oğuz SOYSAL (IU)
Abdül İlah SEZGİN (KTU) İrfan SENLİK (EMO)
Kenan SOYKAN (EMO) Y.Nuri SEVGİN (EMO)

DANIŞMA KURULU

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

SOSYAL ETKİNLİKLER KURULU

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

SEKRETERLİK HİZMETLERİ

Necmi İKİNCİ (EMO) Elmas SARI (EMO)

BİLİMSEL DEĞERLENDİRME KURULU

Cevdet ACAR (İTU) Hayrettin KÖYMEN (Bil. U)
İneî AKKAYA (İTU) Hakan KUNTMAN (İTU)
A.Sefa AKPINAR (KTU) Tamer KUTMAN (İTU)
Ayhan ALTINTAŞ (BiI.U) Duran LEBLEBİCİ (İTU)
Fuat ANDAY (İTU) Kevork MARDİKİYAN (İTU)
Fahrettin ARSLAN (IU) A.Faik MERGEN (İTU)
Murat ASKAR (ODTÜ) Avni MORGUL (Boğaziçi U)
Abduİlah ATALAR (BiI.U) Güven ÖNBİLGİN (KTU)
Selim AY (YTU) Bülent ÖRENCİK (İTU)
Umit AYGÖLU (İTU) Bülent ÖZGUC (BiI.U)
Atalay BARKANA (Anadolu U) A.Bülent ÖZGÜLER (BiI.U)
Mehmet BAYRAK (Selçuk U) Yılmaz ÖZKAN (İTU)
Atilla BİR (İTU) Muzaffer ÖZKAYA (İTU)
Galip CANSEVER (YTU) Kemal ÖZMEHMET (DEU)
Kenan DANIŞMAN (Erciyes U) Osman PALAMUTCUOĞLU (İTU)
Ahmet DERVİSOĞLU (İTU) Erdal PANAYIRCI (İTU)
Hasan DINCER (KTU) Halit PASTACI (YTU)
M.Sezai DINCER (Gazi U) Ahmet RUMELİ (ODTÜ)
Günsel DURUSOY (İTU) Bülent SANKUR (Boğaziçi U)
Nadia ERDOĞAN (İTU) M.Kemal SARIOĞLU (İTU)
Aydan ERKMEN (ODTÜ) Müzeyyen SARI TAS (Gazi U)
İsmet ERKMEN (ODTÜ) A.Hamit SERBEST (CU)
H.Bülent ERTAN (ODTÜ) Osman SEVAİOĞLU (ODTÜ)
Selçuk GEÇİM (Hacettepe U) A.Oğuz SOYSAL (IU)
Cem GÖKNAR (İTU) Taner SENGÖR (YTU)
Remzi GULGUN (YTU) Emin TACER (İTU)
Filiz GUNES (YTU) Nesrin TARKAN (İTU)
İrfan GÜNEY (Marmara U) Mehmet TOLUN (ODTÜ)
Fikret GÜRGEN (Boğaziçi II) Osman TONYALI (KTU)
Fuat GURLEYEN (İTU) Ersin TULUNAY (ODTÜ)
Cemil GURUNLU (KTU) Nejat TUNCAY (İTU)
Nurdan GUZELBEYOĞLU (İTU) Atıf URAL (Kocaeli U)
Emre HARMANCI (İTU) Alper URAZ (Hacettepe U)
Altuğ İFTAR (Anadolu U) Gökhan UZGÖREN (IU)
Kemal İNAN (ODTÜ) Yiğdirim UCTUG (ODTÜ)
Asım KASAPOĞLU (YTU) Asaf VAROL (Fırat U)
Adnan KAYMAZ (İTU) Sıddık B. YARMAN (IU)
Ahmet H. KAYRAN (İTU) Mümtaz YILMAZ (KTU)
Mehmet KESİM (Anadolu U) Melek YÜCEL (ODTÜ)
Erol KOCAOĞLAN (ODTÜ) Nusret YUKSELER (İTU)
Muhammet KOKSAL (İnönü U) Selma YUNCU (Gazi U)

ULTRASONİK GÖRÜNTÜLEMEDE BENEK AZALTIMASI İÇİN UYARLAMALI BİR SÜZGEÇLEME YÖNTEMİ

M. Alper Kutay, Mustafa Karaman, Cüzde Bozdağı

Elektrik ve Elektronik Mühendisliği Bölümü
Bilkent Üniversitesi, Bilkent, Ofis M, Ankara

ÖZET

Ultrasonik görüntülerdeki beneklerin azaltılması için uyarlamalı bir süzgeçleme yöntemi önerilmektedir. Yöntem uygun şekil ve boyutla seçilen yerel pencereler üzerinde uygulanarak gerçekleştirilmektedir. İleriyenil pencere benek istatistiğine dayalı bölge büyütme ile elde edilmektedir. Yöntemin verimliliği, doku modelleyici bir fantom görüntü kullanılarak incelenmiştir. Bu bildiride, önerilen benek azaltma yöntemi verimlilik inceleme sonucu ile birlikte sunulmaktadır.

1. GİRİŞ

Düdü yansımaları (diagonal) ultrasonik görüntülenip teknikleri, modern tıpta teşhis amacıyla yaygın olarak kullanılmaktadır. Ultrasonik görüntünün kalitesi, klinik inceleme ve teşhiste hayati önem taşımaktadır. Evrenli dizilerle gerçekleştirilen ultrasonik görüntülerin kalitesi, ayrıştırılamayı rasgele parçacıklardan kaynaklanan saçınımların yarattığı bir girişim deseni olan görüntü benekleri (speckle) nedeniyle önemli ölçüde azalmaktadır, Ultrasonik görüntülerin bilgi içeriğinin artırılabilmesi için bu beneklerin azaltılması gerekmektedir.

Ultrasonik görüntüleme benek azaltma başlıca iki yolla yapılır: evresiz işleme (incoherent processing) ve görüntü süzgeçleme. Evresiz işleme dayalı benek azaltma görüntüleme parametrelerinin 1001 frekans veya evrenli dizinin uzaysal konumu değiştirilerek elde edilen görüntülerin ortalamasının alınması ile gerçekleştirilmektedir. Bunun için ya frekans bandı çok geniş dizi kullanmak ya da büyük bir dizinin kısımlarını farklı kominin sahip diziler olarak kullanmak gerekmektedir [1, 2]. İleriyenil iki durumda da işlemin gerçek zamanda görüntüleme için gerçekleştirim maliyeti oldukça yüksektir.

Görüntü süzgeçlemeye dayalı benek azaltma ise, görüntü üzerinde, benek istatistiğine bağlı uyarlamalı süzgeçleme işlemi ile gerçekleştirilmektedir [3, 4, 5, 6, 7]. Bu yaklaşımda görüntüleme tekniğinde herhangi bir değişiklik yapmak gerekmediği için

gerçekleştirim maliyeti evresiz işlemeye dayalı benek azaltmaya göre oldukça düşüktür. Bu nedenledir ki görüntü süzgeçlemeye dayalı verimli benek azaltma yöntemleri geliştirmek için yapılan araştırmalar, ultrasonik görüntüleme tekniklerinin gelişmesine ve kullanım yaygınlığına paralel olarak artan bir önem kazanmaktadır.

Bu bildiride, pencere uyarlamalı ortalama süzgeçlemeye dayalı yeni bir benek azaltma yöntemi önerilmektedir. Bu yöntemde, her görüntü noktası için uygun büyüklükte ve şekilde bir pencere seçilmektedir. Seçilen pencere içindeki görüntü noktalarının değerlerinin ortalaması söz konusu nokta için çıktı görüntü değeri olarak alınmaktadır. Uygun pencerenin belirlenmesi, benek istatistiği kullanılarak yapılan bölge büyütme işlemi ile gerçekleştirilmektedir.

Düdü somaki bölümde ilk olarak pencere belirlenmesi için kullanılan bölge büyütme yöntemi yüzeysel olarak sunulacak, ardından bölge büyütme işleminde kullanılan benek istatistiği verilecektir. Son olarak metod, ayrıntılı bir şekilde verilecek ve algoritmanın uygulanması ile elde edilmiş sonuçlar sunulacaktır.

II. YÖNTEM

A. Bölge Büyütme

Bölge büyütme belli bir kritere göre birbirine benzeyen piksellerin veya bölgelerin aynı bölgede kaynaştırılması işlemidir. Genellikle kaynaştırılan piksellerin veya bölgelerin uzaysal olarak birbirlerine bağlı olması öngörülür. Bu amaçla kullanılan yaklaşımlardan biri piksel toplama işlemidir. ("pixel aggregation"). Bu yaklaşımda bir başlangıç pikseline komşu piksellerden belli bir kritere göre benzeyenler aynı bölgeye toplanır [8]. Her diğer yaklaşımda ise imge başlangıçta gelişigüzel bölgelere ayrılır. Daha sonra bu bölgeler belli bir tektürel özellik sağlanıncaya kadar toplanır ya da daha küçük parçalara bölünür [9].

D. Dcniok İstatistiği

Önerilen benek azaltma yönteminde ilk verilen yaklaşım ile bölge büyültme işlemi uygulanacaktır. Bu yaklaşımda tektürel bölgeyi büyültmek için ultrasonik görüntülerin istatistiğinden faydalanılacaktır.

Ultrason benekleri geri saçılan yansımaların örseleyici veya toplayıcı karışmaları ile meydana gelmektedir. Dönüştürücüye ("transducer") gelen yansımalar ayırma duyarlı hacimlerden ("resolution volutne") yayılmaktadır. Bu hacimlerdeki saçınım parçacıklarının sayısı genelde büyüktür. Saçınım parçacıkları ise ayırma duyarlı bölgede bulunan bireysel doku hücreleri ve doku liflerinden oluşur. Herbir saçınım parçacığından yayılan yansıma algılanmak için küçükse de, birçok saçınım parçacığından yayılan yansımaların toplamları algılanabilmektedir. Eğer ayırma duyarlı hacimde bulunan saçınım parçacıklarının sayısının çok fazla olduğu ve bunların hacime rasgele dağıldığı düşünülürse toplatılmış yansımanın genlik ve evre açısı rasgele değişken olacaktır. Matematiksel çözümlerin sonucunda toplattırılmış yansımanın genliği "Rayleigh" dağılımına, evre açısı ise düzgün dağılıma uyar. Bu bilgiler ışığında zarf sezilmiş ("envelope detected") işaretin dağılımının, ortalaması standart sapmasına bağlı "Rayleigh" dağılımına uyduğu gösterilmiştir [10].

Fakat [3] 'deki sonuçlardan, ortalama (\bar{x}) standart sapmaya değil' de değişintiye ($\langle r^2 \rangle$) bağlıdır. Aynı makaledeki tartışmaya göre eğer düzgün bir bölgenin taraması yapıldıysa, gözlemlenen işaretin değisintisi bölgenin ortalaması ile doğru orantılıdır. Yani değisinti/ortalama kesri sabittir.

Sadece beneklerden oluşan düzgün tarama alanlarında ortalama süzgeci benek azaltımında iyi bir performans sergilemektedir. Dolayısı ile önce düzgün bölgelerin bulunması öngörülmüştür. Daha sonra bu bölgelere ortalama süzgeci uygulanacaktır. Düzgün bölgelerin bulunması ise bölge büyültme işlemi ile gerçekleştirilecektir. Bu algoritmada yukarıda tanımlanan kesrin (değişinti/ortalama) yerel işaret. içeriğini belirtebilmesi kullanılacaktır. $(2K+1)$ 'e $(2K+1)$ 'lik pencerede değisimü ve ortalama aşağıda verilen formüllerle hesaplanır:

$$\bar{x}_{ij} = \frac{1}{(2A+1)^2} \sum_i \sum_j x_{ij} \quad (0)$$

$$\sigma_{ij}^2 = \frac{1}{(2A+1)^2} \sum_i \sum_j (x_{ij} - \bar{x}_{ij})^2 \quad (2)$$

Burada K pencerenin boyutunu belirleyen i , j ve k ise noktanın uzaysal konumunu belirten değişkenlerdir.

Gri tondaki değişimlerin sadece beneğe bağlı olduğu düzgün bölgelerde benek istatistiğinin bulunmasında yapılan farzlar geçerlidir, üolayısı ile bu bölgelerde değisinti/ortalama kesri sabit olacaktır. Fakat

istatistik hesaplanmasında kullanılan pencere bir sınır veya işaret değışikliği içeren bölgeye girdiğinde değisinti öngörülenden fazla olacak ve bunun sonucunda kesir değışecektir. Yukarıdaki tartışmadan anlaşılacağı gibi değisinti/ortalama kesri yerel işaret içeriğinin bir göstergesidir. Bundan sonra bu kesir a ile anılacaktır, ($a = \text{değişinti/ortalama}$)

C. Algoritma

Bundan önceki bölümde bahsedildiği gibi a değeri yerel işaret içeriğinin bir ibaresidir. Bu metotda a değeri bölge büyültme işleminde tektürel kriteri olarak kullanılacaktır. Ultrasonik benek dağılımı istatistiksel olarak sabit bir değisinti/ortalamaya sahiptir. a_0 bu oranı gösterebilir. Bu değer tamamen benek kaplı bir görüntü bölgesinden hesaplanabilir. Herhangi bir görüntü noktasında yerel olarak hesaplanan istatistik (a) a_0 ile karşılaştırılarak, bu noktanın işaret ve benek içeriği hakkında bilgi elde etmek mümkündür. Bölge büyültme işleminde her görüntü noktasının a değerine belli bir fark (Δa) içinde yakın komşu noktalar bir pencere oluşturmak üzere seçilir. Bu seçimde, pencereyi oluşturan noktaların uzaysal olarak birbirine bağlı olması öngörülür. Bu işlem yukarıda verilen kriteri sağlayan hiçbir komşu nokta kalınayıcaya kadar ya da tektürel bölgedeki nokta sayısı belli bir sayıya geçinceye kadar devam edecektir. Bu son argüman yerelliği korumak için konulmuştur. Aksi takdirde yerel istatistiği kullanma nedenleri ihlal edilecektir.

Elde edilen tektürel bölge o nokta için süzgeçleme penceresidir. Bu tektürel bölgedeki noktaların görüntü değerlerinin ortalaması başlangıç noktası ile aynı uzaysal pozisyona sahip çıktı noktası için görüntü değeri olarak alınır.

Yukarıda bahsedilen A_0 komşuluğu, a 'nı bir dağılımı şeklinde seçilmektedir. Komşuluğun böyle seçimi, bölge büyültme algoritmasını yerel işaret içeriğine uyarlanır hale getirmiştir, ev değerlerinin a_0 'nun altında bulunduğu bölgelerde sınır ve işaret değışikliğinin içerilmediği farz edilmektedir. Dolayısıyla bu bölgelerde en yüksek görüntü düzeltme işlemi gerçekleştirilmesi için komşuluk (A_a) büyük seçilmektedir. Diğer taraftan a değerlerinin a_0 'dan büyük olduğu bölgelerde yerel işaret değışikliğinin varlığı veya bölgenin sınır üstünde olduğu düşünülebilir. İşaret kaybının en düşük seviyede tutulabilmesi için bu bölgelerde komşuluk küçük seçilmektedir. Yukarıda bahsedilen dağılım en genel şekilde aşağıdaki gibi verilir:

$$A_a = a + be^{-c\sigma} \quad (3)$$

Bu denklemdeki f , b ve r parametreler değıştirilerek istenilen düzlük derecesi elde edilebilmektedir.

Hesaplama karmaşıklığını azaltmak için A_a komşuluğu yazılımda bir tablo şeklinde verilmektedir. Bu

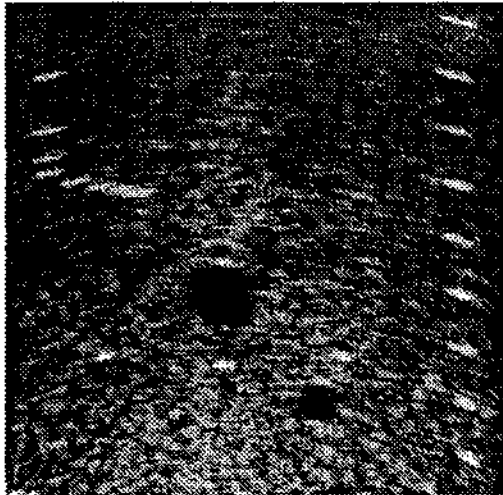
tablo o'nun bütün değer kümesiyle niremlenmesi ile ve bu değerlere karşılık gelen Arv komşuluklarının hesap edilmesi ile elde edilmektedir. Algoritmada her noktanın o* değeri bulunduktan sonra bu değer nicemlenmekte ve buna karşılık gelen Arv tablodan okunmaktadır.

Yukarıda detayları ile anlatılan algoritmasüzgeçleme penceresinin şekil ve büyüklüğünü en iyi şekilde ayarlınbilmektir. Sonuçta elde edilen süzgeçleme penceresi süzgeçleme noktasını da içeren rastgele bir şekle sahip olmaktadır. Sunulan yöntem Şekil 1.a'da görülen örnek görüntünün süzgeçlenmesi için kullanılmıştır. Bu görüntü, doku modelleyici standart bir ultrasonik imgeleme fantomunun 3.3 MHz'lik ve G4-elemanlı bir evrelî dizi ile elde edilmiştir.

Elde edilen süzgeçlenmiş görüntü Şekil 1.b'de görülmektedir. Görüldüğü gibi önerilen yöntem beneği etkili bir şekilde azaltmaktadır. Klinik teşhisde kullanılacak olan önemli işaretler ve sınırlar ise korunmuştur.

III. SONUÇ

Bu çalışmada benek azaltılın için uyarlanır bir süzgeçleme yöntemi önerilmiş ve metodun işlevi bir örnek imge üzerinde sunulmuştur. Ortalama süzgeçleme işlemi bölge büyültme ile elde edilen pencereye uygulanmıştır. Ortalama süzgeçinden başka bir süzgeç de (mesela ortanca) metotta bir değişiklik yapılmadan kullanılabilir. Önerilen yöntemin en önemli özelliği ise süzgeçleme penceresinin tektürel bölgeye tanı oturarak şekilde seçilebilmesidir. Böylere benek azaltımı en etkili şekilde yapılmaktadır. Süzgecin işlem zamanı biraz fazla ise de bu çevrimdışı (offline) bir süzgeç için büyük bir dezavantaj olarak görülmemelidir.



(a)



(b)

Şekil 1: (a) Henekli görüntü, (b) süzgeçlenmiş görüntü.

Kaynaklar

- [1] P. A. Magnin, O. T. von Ramın, and F. L. Thurnstone, "Frequency compounding for speckle contrast reduction in phased array images," *Ultrasonic Imaging*, vol. 4, pp. 267-281, 1982.
- [2] M. Berson, A. Ronan, and L. Pourcelat, "Compound scanning with an electrically steered beam," *Ultrasonic Imaging*, vol. 3, pp. 303-308, 1981.
- [3] T. Lonpas, W. N. Mcdirken and P. L. Allan, "An adaptive weighted median filter for speckle suppression in medical ultrasonic images," *IEEE Trans. Circuits and Systems*, vol. 36, no. 1, pp. 129-135, Jan. 1989.
- [4] Ja I. Koo, Song B. Park, "Speckle reduction with edge preservation in medical ultrasonic images using a homogenous region growing mean filter," *Ultrasonic Imaging*, 13, pp. 211-237, 1991.
- [5] W. J. Song, W. A. Pearlman, "Edge preserving noise filtering based on adaptive windowing," *IEEE Trans. Circuits and Systems*, 35, pp. 1048-1055, 1988.
- [6] J. C. Bamber and C. Daft, "Adaptive filtering for reduction of speckle in ultrasonic pulse-echo images," *Ultrasonics*, pp. 44-44, Jan. 1956.
- [7] Yifeng Wu, İletiri Maitre, "Smoothing speckled synthetic aperture radar images by using maximum homogenous region filters," *Optical Engi-*

[8] Friedlich M. Wohl, Digital Image Signal Process., Addison-Wesley, Reading, Massachusetts, 1977.

[9] S. L. Honswilz and T. Pnylidis, "Image segmentation by a directed split and merge procedure," /Yor. Intl. J. In. Conf. on In. Hrrogulun, In'f-J. New York, IJF1.

[10] J. V. Cn. idman, "Some fundamental properties of fuzzy spectra," /J. i]i. Sor. Amer., Vol. 7(1), 1950, N. 15, 1150-1157.



M. Alper Kılıcı, İTÜ'de Kimya Mühendisliği, HMKT'de Elektronik Üniteleri ve Elektronik Mühendisliği, İstanbul'da lisans ve yüksek lisans eğitimini tamamladı. İTÜ'de (Hükümet) aynı zamanda yüksek lisans eğitimi ve araştırma görevlisi olarak çalışmaktadır. Araştırma alanı sayısal işleme ve dijital işlemcilerdir.



Mustafa Karar, İTÜ'de Halkesir'de doğdu. İTÜ (İla Ö. La I) Teknik Üniversitesi Elektrik Mühendisliği Bölümü'nde lisans, İTÜ ve İstanbul Teknik Üniversitesi Elektrik-Elektronik Mühendisliği Bölümü'nden yüksek lisans ve doktora derecelerini aldı. Halen İstanbul Üniversitesi Elektrik-Elektronik Mühendisliği Bölümü'nde araştırma görevlisi olarak çalışmaktadır. Temleşik devre tasarımı ve analog sinyal işleme üzerine araştırma



Güzel Hozla (1971) Ankara'da doğdu.

Orta Doğu Teknik Üniversitesi Elektrik-Elektronik Mühendisliği Bölümü'nden lisans, İstanbul Teknik Üniversitesi Elektrik-Elektronik Mühendisliği Bölümü'nden yüksek lisans derecesini aldı. İstanbul Teknik Üniversitesi Elektrik-Elektronik Mühendisliği Bölümü'nde görevini sürdürmekle ve araştırma görevlisi olarak çalışmaktadır. Araştırma konularında dayalı çalışmaları, tezleri ve yayınları, konferanslar, toplantılar ve şirahatli dergilerde yer almaktadır.

ULTRASONİK DOPPLER KAN AKIŞ ÖLÇME TEKNİKLERİ ÜZERİNE

İnan GÜLER Nihal F. GÜLER M. Kemal KIYMIK Suat CANBAZOĞLU¹
Erciyes Üniversitesi, Elektronik Mühendisliği Bölümü, 38090 KAYSERİ
1 Erciyes Üniversitesi, Makina Mühendisliği Bölümü, 38090 KAYSERİ

ÖZET

Bu çalışmada ultrasonik Doppler kan akış ölçme düzenleri kısaca anlatılmış ve akış hızının ölçülmesine katkıda bulunan dalga şekli indisleri tanıtılmıştır. Kliniklerde kullanılmakta olan ultrasonik Doppler kan akış sistemleri temelde sürekli dalga ve darbeli dalga olmak üzere iki çeşittir. Literatürde var olduğu belirtilen diğer sistemler bu iki sistemin temelini esas alır. Kan akış hızının bulunmasına etki eden indislerden en önemlileri ise nabız atım indeksi, yükselme zamanı, ivme, yükseklik-genişlik indeksi, % sistol, sönüm faktörü, diyastolik hız eğimi, karotid hız indeksi, Laplace ve Fourier dönüşüm katsayıları ile temel bileşenler analizi olarak sıralanmaktadır.

1. GİRİŞ

Kalp ve dolaşım sistemine ait çeşitli parametrelerin belirlenebilmesi hastalıklara teşhis konabilmesi bakımından çok önemlidir. Kalp dolaşım sistemine ait parametreler; kan akış hızı, hacimsel akış, damar çapı, damar kesiti, akış yönü ve akış profili olarak sıralanabilir. Bu parametrelerin en önemlisi kan akış hızı ve dolayısı ile hız profilidir. Kan akış hızının ölçülebilmesi gerçekte karmaşık bir konudur ve akış dalga şekilleri ile indislerinin iyi kullanılabilmesini gerektirir. Kan akış hızı dalga şekilleri üzerinde çalışmak hemodinamik alanda çok önemli rol oynamaktadır. Kan akış hızına ait dalga şekillerinin belirlenmesi için kullanılan yollardan bir tanesi dalga şekli indeksi yada bir grup dalga şeklinin indislerini belirleyerek bunlara matematiksel nicelleştirme işlemi uygulamaktır. Kullanılan indislerden bazıları; nabız atım indeksi, yükselme zamanı, ivme, yükseklik-genişlik indeksi, % sistol, sönüm faktörü, diyastolik hız eğimi, karotid hız indeksi, Laplace ve Fourier dönüşüm katsayıları ile temel bileşenler analizi olarak sıralanabilir.

Bu çalışmada, ilk olarak kan akış ölçümünde kullanılan ultrasonik Doppler kan akış ölçme sistemleri kısaca tanıtılmış daha sonra ise kan akış hızı dalga şekilleri ve indislerinin belirlenme işlemi sunulmuştur.

2. ULTRASONİK DOPPLER KAN AKIŞ ÖLÇME SİSTEMLERİ

Şimdiye kadar klinik sahada kullanılmak üzere iki değişik metoda göre çalışan Doppler sistemi yapılmıştır. Bunlar sürekli dalga Doppler ve darbeli dalga Doppler sistemleridir. Temelde bu iki sistemin teorisi esas alınarak çok iyi geliştirilmiş Doppler kan akış işaret işleme ve görüntüleme üniteleri mevcuttur. Bunlar, mesafe ölçen Doppler sistemleri, hız-görüntü sistemleri, kan akış haritalarını çıkartan sistemler ve renkli kan akış görüntüleme sistemleri olarak sıralanabilir [1].

2.f. Sürekli Dalga Doppler Sistemleri

En basit Doppler sistemi olarak bilinen sürekli dalga Doppler metodunda, kandan saçılan ultrasonik dalgadaki frekans kaymasını ölçmek için iki dönüştürücü kullanılır. Birinci dönüştürücü ile, osilatörde üretilen sürekli ve tek frekans bileşenli işaret, ultrasonik enerji şeklinde damara gönderilir. İkinci dönüştürücü, kan hücrelerinden saçılan enerjii aldığı gibi kendi ultrasonik ses demet alanı içerisindeki farklı akustik empedanslardan dolayı saçılan işaretleri de alır. Gönderilen işaret ile alınan işaret arasındaki frekans farkı, ortalama akış hızı ile orantılıdır. Ultrasonik ses demeti içerisindeki ya da dönüştürücüdeki herhangi bir hareket, Doppler işaret spektrumunda olumsuz etki gösterir. Genelde dönüştürücüler odaklandıkları için, akış ölçme bölgesini odaklanan alanla orantılı olarak sınırlandırmak mümkündür.

Sürekli dalga Doppler sistemlerinde damara tek frekans bileşenli işaret gönderildiğinden, teorik olarak arada kalan dokuların frekansa bağımlı zayıllatma yapımları, elde edilecek Doppler frekansını etkilemez. Fakat geçiş zamanı ve ultrasonik ses demetinin geometrik yapısı, akış hesabına olumsuz yönde tesir eder. Bu sınırlamalara rağmen, çevresel damarlarıdaki çeşitli bozuklukların teşhisi için zamana bağlı ortalama hız ölçme işlemleri sürekli dalga Doppler sistemi kullanılarak başarıyla yapılmaktadır. Ancak ultrasonik dalga eksenini ile akış vektörü arasındaki açıyı (Doppler açısını) ve damar çapını

ölçmek zor olduğunda nicel ölçme yapmakta çok zordur [2].

2.2. Darbeli Doppler Sistemi

Sürekli dalga darbeleri Doppler sistemindeki tek frekans bileşenli işareti düzgün aralıklarla bir elektronik kapıdan geçirmek suretiyle darbeleri Doppler sistemi elde edilir. Düzgün aralıklarla hareketli hedefe gönderilen dalga paketçikleri, hedefe çarpıp geri yansır. Geri yansıyan ekolar, Doppler kayma frekansını belirlemek üzere aynı dönüştürücü ile alınır, kuvvetlendirilir ve demodüle edilir. Sürekli dalga Doppler sisteminde mevcut olan belirli mesafedeki bilginin alınamaması problemi, Darbeli Doppler sisteminde işaretin istenilen zaman aralıklarında örneklenmesi ile ortadan kaldırılır.

3. KAN AKIŞ DALGA ŞEKİLLERİ VE İNDİSLERİNİN KULLANILMASI

Kan akış dalgaşekillerinin iyi analiz edilmesi hastalıkların teşhisinde çok önemli rol oynar. Kan akış dalgaşekillerini araştırmanın bilinen en önemli yollarından birisi, bu dalga şekillerine matematiksel nicelleştirme analizi uygulamaktır. İndisler hesaplandıktan sonra, bunları klinik şartlarda olması gereken değerlerle karşılaştırarak aralarında bir ilişki kurmak mümkün hale gelir. Bu indisler sırayla aşağıda tanımlanmaktadır.

- Fourier nabız atım indeksi (PI_F),

$$PI_F = \frac{\sum_i^n V_i^2}{V_0^2} \quad (1)$$

şeklinde tanımlanır [3]. Burada V_i , n. Fourier harmoniğinin modül büyüklüğü, V_0 ise ortalama akış hızıdır.

- Tepeden tepeye nabız atım indeksi (PI), kliniklerde en çok kullanılan indekstir. Bu indeks, hız dalga şeklinin tepeden tepeye genliğinin (V_{PP}) ortalama genliğe (V_a) oranı ile ilgilidir ve

$$PI = \frac{V_{PP}}{V_a} \quad (2)$$

şeklinde ifade edilir [4]. Nabız atım indeksinin başka bir ifadesi

$$PI = \frac{S-D}{S} \quad (3)$$

şeklinde verilir [5]. Burada S, sistolik tepe genliği D ise en son diyastolik genliktir.

- A/B oranı, sistolik tepe genliğinin (A) minimum diyastolik genliğe (B) oranıdır ve A/B oranı olarak tanımlanır [6].

- Yükselme zamanı (t_r), en çok kullanılan indekslerden biridir ve dalganın, zaman ekseninden sistolik tepe noktasına ulaştığı zamanın ölçüsüdür. (7).

- İvme indeksi, kan akış hızının zamana göre değişim oranıdır ve

$$a = \frac{V}{dt} \quad (4)$$

olarak tanımlanır [8]. Burada ölçülen ivme sistolik ivmedir. Ortalama sistolik ivme,

$$A = \frac{V_{pk} - V_{tt}}{t_r} \quad (5)$$

şeklinde ifade edilir. Burada V_{pk} , maksimum darbeleri akışı Vitise yükselmenin başlangıcındaki minimum darbeleri akışı gösterir.

- Yükseklik - genişlik indeksi (HWI),

$$HWI = \frac{\text{Yanm tepe genliğindeki genişlik}}{\text{tepe genliği}} \quad (6)$$

şeklinde ifade edilir[9].

- Yol uzunluk indeksi (PLI), hız zaman ekseninde izlenen yolun uzunluğunun bir ölçüsüdür. Bu indekse ait veri sayısal olarak elde edilirse

$$PLI = \sum_i^n \left(\left(\frac{(f_{i+1} + f_i)^2}{f_m^2} + \left(\frac{(t_{i+1} - t_i)^2}{T^2} \right) \right)^{0.5} \quad (7)$$

şeklinde ifade edilir[10]. Burada n; örnek sayısı, f_m ; ortalama genlik, T; darbe periyodu, f_i ; t_i deki genlik ve t_i ise ayrı artma zamanıdır.

- % sistol, sistol sırasındaki kalp çevrimine ait değerlendirmedir ve

$$\%S = \frac{t_s}{t} \cdot 100 \quad (8)$$

şeklinde ifade edilir. Burada t_s : sistol süresi, t ise kalp çevrim süresidir [10].

- Sönüm faktörü (DF), Proksimal ve distal nabız atım indeksi arasındaki ilişkidir ve sadece damar boyunca iki ayrı noktadan elde edilen dalga şekillerinden belirlenir. Sönüm faktörü,

$$DF = \frac{PI}{S} \quad (9)$$

şeklinde ifade edilir [11].

- Diyastolik hız eğimi (DVS), eğrinin diyastolik eğim üzerinde ölçülen ivmesidir (dv/dt). Ortalama eğim kullanılır ve

$$DVS = \frac{V_{pk} - V_{ft}}{t_i} \quad (10)$$

şeklinde ifade edilir [9]. Buradaki değerler diyastolik değerlerdir.

- Karodit hız indeksi (CVI),

$$CVI = \frac{\text{tepe genliği} - \text{eti son diyastolik genlik}}{\text{tepe genliği}} \quad (11)$$

şeklinde ifade edilir [12].

- Laplace dönüşüm katsayıları, Laplace dönüşüm metodunun uygulaması ile elde edilir. Kalbin birim impuls dizisi ürettiği kabul edilir. Çıkış ise birim impuls cevabı ile ilişkili üçüncü dereceden hızla ait bir dalga şeklindedir [10]. Kaydedilen veri sayısal çevrilir ve bu sayısal veriden Fourier ve Laplace dönüşümleri eğri uydurma metodu kullanılarak hesaplanır. Sistem kutupları belirlenir ve normal insanınki ile mukayese edilir.

- Temel bileşenler analizinde üç bileşen istatistiksel olarak bulunur. Bunlardan bir tanesi ortalama değer (M(o)), diğer iki bileşen [A(o) ve B(o)], herhangi bir tek bileşenli dalganın en yüksek sapma miktarlarıdır. Neticede elde edilecek dalga,

$$F(\omega) = M(\omega) + aA_j(\omega) + bB(\omega); \quad (12)$$

ifadesiyle bulunur [13]. Burada a ve b herbir dalga şeklinden hesaplanarak teşhis için normal değerlerle karşılaştırılır.

- Empedans indeksi (İm I),

$$I_{im} = \frac{V_{max} - V_{min}}{\sqrt{V_{in}^2 + I^2}} \quad (13)$$

İfadesiyle belirlenir [14]. Burada V_{max} ; maksimum hız, V_{min} ; minimum hızdır.

- Sabit akış (debi) oranı (AA)

$$AA = f \cdot \frac{T}{V_A} \quad (14)$$

İfadesiyle belirlenir [15]. Burada f_{min} ; minimum Doppler frekans kayması, T ; darbe periyodu ve A ise frekansa karşılık zaman eğrisi altında kalan alandır.

- İzafi akış (debi) oranı (RFR)

$$RFR = \frac{y}{\bar{y}} \quad (15)$$

İfadesiyle belirlenir [15]. Burada t_i ; sistolün başlangıcından tepe frekans kaymasına kadar geçen zaman, A₁ ; sistolün başlangıcı ile t_i arasında kalan eğrinin alanı, A₂ ; diyastolün sonu ile t_i arasında kalan eğrinin alanı ve T ise darbe periyodudur.

- Yükselme eğimi (RS)

$$RS = \frac{f_{max} - f_{min}}{t_1 f_m} \quad (16)$$

şeklinde ifade edilir [14]. Burada f_{max}; maksimum frekans kayması, f_{min}; minimum frekans kayması, f_m ; darbe periyodunda ortalama frekans kayması ve t_i ise sistol başlangıcı ile f_{max} arasındaki zaman periyodudur.

- Sistolik azalma zamanı (D),

$$RS = \frac{t_2/t_1}{t_2/t_1} \quad (17)$$

şeklinde ifade edilir [14]. Burada t_r; 0.75 f_{max} dan f_{max}' a kadar geçen yükselme zamanı, t_d ; f_{max} dan 0.75 f_{max} ' a kadar geçen azalma zamanı, t_i ; sistoldeki toplam zaman ve t₂ ise diyastoldeki toplam zamandır.

4. SONUÇ

Doppler kan akış dalga şekillerini nicel hale getirmek için çok fazla miktarda indis kullanılmaktadır. Bu indisler içerisinde çok basit hesaplamalar olduğu gibi oldukça karmaşık hesap gerektirenler de mevcuttur. Ayrıca bu indislerin kullanımı elde edilen dalga şekillerinin miktarına ve yapısına göre de değişmektedir. Hangi indeksin çok kullanışlı olduğuna dair genel bir fikir birliği mevcut değildir. Herhangi bir ultrasonik Doppler akış ölçme sistemi tasarlanıp işaret işleme üniteleri gerçekleştirilirken kan akışına ait ne gibi analizlerin yapılacağı önceden belirlenerek, uygun veri toplama ve işleme ünitelerinin tasarlanması gerekir. Yukarıda sıralanan bütün indisler şimdiye kadar klinik teşhiste rol oynamış faydalı parametreler olduğundan en ideal sistem bütün bu indisleri hesaplayıp ekranda görüntüleyebilen, gerek

hekimler ve gerekse de tıp teknisyenleri tarafından kullanımı kolay olan sistemlerdir.

KAYNAKLAR

(1) D. H. Evans, *Ultrasonik Ultrasonik ; Physics, Instrumentation, and Clinical Application**. John Wiley & Sons, 1909

[2] I. Gül. Geliştirilmiş bir ultrasonik darholi Depnlu han ahıç ölçme düzeninde hata kaynaklarının analizi. Doklora Tezi, i.TÜ. f"n Bilinilen Enstitüsü. 1990.

[3] J. P. Woodcock, R.G. Gosling, D.E. Fitzgerald, *A new non-invasive technique of superficial femoral artery obstruction*, British J. Surgery. -59, 226-231, 1972.

[4] R.G. Gosling, D.H. King, *Continuous wave ultrasound as an alternative to x-ray; in vascular examinations*, 2GG-202, Cardiovascular application of ultrasound, Ed. R. S. Reneman. Elsevier. 1974

[5] R. Sidmore, J. P. Woodcock, *Physiological significance of arterial model? derived ultrasonic flowmeter*. J. Physiology. 277 ; 29 - 3a 1978.

[6] B. J. Tinney. *Fetal umbilical artery flow velocity waveform, and placental umbilical artery flow velocity waveform*. British J. Obstetrics and Gynaecology 92 (5) ; 490 - 497, 1905.

[7] B. A. Goghlan, M. G. Taylor, *Digital processor for extraction of clinical parameters from Doppler shift waveforms*. Med. Biol. Eng. Com., 13 (1). 81 «G, 1900

[8] O. H. Evans, A. Oçuprihan, *The application of classification technique to ultrasonic Doppler blood velocity waveforms*. IEEE Trans. Biom. Eng. 32, 301 :? 1 1, 190?.

[9] R. Bejar, *Patency in the patent ductus arteriosus and its damage*. Pediatrics. 19 ; 810, 1932.

[10] K. W. Johnston, *Comparison of methods for quantifying Doppler blood flow velocity waveform from the fetal arterial waveform*. Ultrasound Med. Biol., 10, 1 - 2, 1904

[11] K. W. Johnston, *Doppler methods for quantitative measurement and localization of peripheral arterial occlusive disease by analysis of the blood velocity waveform*. Ultrasound Med. Biol. 10, 209 - 223, 19/8

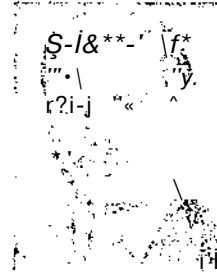
[12] W. Kientzer. *Diagnosis of brain death by common carotid arterial waveform analysis*, Arc. Neurology. 39. 136 (39), 1902.

[13] T. J. Filton, *On line analysis of Doppler ultrasound waveform indices in the umbilical artery - Indices derived from the maximum velocity waveform*, Ultrasound Med. Biol.. 12. 835 - 044, 1906.

[14] R. S. Thompson, *A comparison of Doppler ultrasound waveform indices in the fetal umbilical artery - Indices derived from the maximum velocity waveform*, Ultrasound Med Biol., 12, 835 - 844. 1986.

[15] R. S. Thompson, *Doppler ultrasound waveform in the fetal umbilical artery - A comparative analysis, technique of measurement*. Med. Biol., 11, 707 - 718. 1905.

Yazara İlişkin Bilgi ;



Y. Güler, 1956 yılında Düşüncede doğdu Bütün çalışmaları Elektronik Mühendisliği Kilo olmak Üzerine 1902 de Erciyes Üniversitesinde Lisans, (1985 to ODTÜ' de Y. Lisans, 1990 da I.T.U' de Doktora yaptı.

1903 yılında Erciyes Üniversitesine Araştırma Görevlisi olarak girdi. 1909 da Öğretim görevlisi. 1990 dan itibaren ise Y. Lisans olarak çalışmaktadır, ilgi alanı Diyabet, ... , ...

BİLGİSAYAR DESTEĞİ İLE BEYİN CERRAHİSİNDE ÜÇ BOYUTLU YÖN SAPTAMA SİSTEMİ

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

B.Tarık ORANÇ,
ASELSAN A.Ş., MST İzmir Laboratuvarı,
1377 Sokak No: 3/5, 35210 Alsancak - İZMİR

ÖZET

Beyin operasyonları sırasında, kesin ve hassas bir şekilde lezyon yerine ulaşılması büyük önem taşımaktadır. Operasyon öncesi elde edilmiş olan tomografi görüntülerinden, operatöre yardımcı olacak bir navigatör sistemi tasarlanmıştır. Bu sistemin bilgisayar destekli çalışması sağlanmıştır.

Bu çalışmada, operasyon yapılacak bölgenin hassas bir şekilde belirlenmesi için üç boyutlu bir yön saptama işlemi gerçekleştirilmiştir. Sistemin tüm yazılımları bitmiş olmakla beraber, navigatörün mekanik aksamı tasarım aşamasında bırakılmıştır.

1. GİRİŞ

Kraniyel operasyonlarda BT (Bilgisayarlı Tomografi) çıktılarından yararlanarak, operasyon yapılacak bölgenin kesin ve hassas bir şekilde koordinatlarının saptanması için gerekli bir sistem tasarlanmıştır. Bir noktanın koordinatlarının mümkün olduğu kadar kesin ve topografik bir şekilde bulunması için BT imajlarından yararlanılmaktadır.

Yatay bir şekilde birer santimetre aralıkla referans noktasından itibaren çekilen 10 BT kesiti üzerinde çalışılmıştır. Kesitleri alınmış görüntüler sayısal kamera ile sayısal görüntü işleminden geçirilmiştir. ICB formatında çözölen görüntüler üzerindeki imlecin (cursor), tasarmlanan beş dönel eklemlerle manipölatör ile uyumu sağlanmıştır[1].

Sonuçta iki boyutlu görönlülerden yararlanarak bilgisayar yardımıyla üç boyutlu ortam için kullanılabilir ve x,y,z koordinatlarında beyin kesitleri üzerinde navigasyon işlemi yapabilecek bir sistem tasarımı yapılmıştır.

2. BEYİN CERRAHİSİNDE NAVİGASYONUN GEREKİLİLİĞİ

Beyin cerrahisinde, yer kaplayan oluşumların, özellikle derin yerleşimlilerde, kesin olarak yerlerinin saptanması BT ve MRG (Magnetik

Rezonans Görüntüleme) yöntemleri ile son yıllarda mümkün hale gelmiştir[2].

Ek yardımcı incelemeler ile ayırıcı tanı yüksek doğruluk derecesinde yapılabilmektedir. Kesin tanı ve tedavi için cerrahi girişim ile lezyona ulaşmak zorunludur. Bunun yapılabilmesi için şu anda bu amaçla sıklıkla başvurulan yöntem, kafa üzerinde bazı anatomik noktaların referans olarak alınması ve ölçümlerinin kabaca cerrahi işlem sırasında yapılması şeklinde olmaktadır.

Buna rağmen belli bir boyutu aşmayan düşük dereceli gliyal kitlelerde veya çevre dokudan ayırım vermeyen lezyonlarda ameliyat esnasında kitlenin bulunması sorun olabilmekte ve bazen ameliyatlar negatif explorasyonu (girişim) ile sonuçlanmaktadır. Bahsedilen güçlükler göz önüne alınarak, bazı özel durumlarda geniş kortikal insizyon işlemi yapmakla doku gereğinden fazla çıkarılmaktadır.

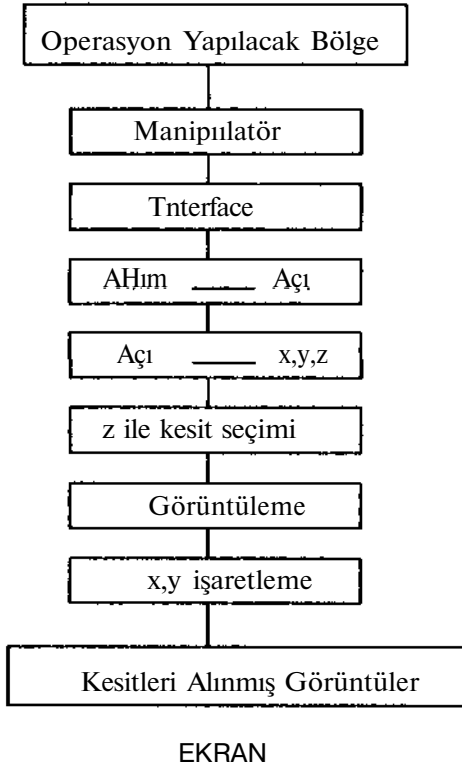
Bu nedenle, cerrahi işlem sırasında tam lezyon yerine ulaşılması için bir takım teknikler geliştirilmiştir[3], Stereotaxic yöntemler ile yüksek performans sağlanabilmesine rağmen bu yöntemin kullanımı biyopsi uygulamalarının (küçük parça alımının) ötesine gitmemiştir. Son dönemlerde bilgisayar teknolojisinin ameliyathaneye girmesi ile buna bağlı teknolojiler gündeme gelmiştir.

Popüler robot manipölatör kolları cerrahi işlemlerde delik delme amacı ile kullanılmaktadır[4]. Yapılan ön araştırmada kafa içerisinde yön bulmayı sağlayabilecek, standart cerrahi girişimi etkilemeyecek pratik kullanımlı bir navigatörün gerekliliği ortaya çıkmıştır[5].

Günümüzde görüntü ile bilgi aktarımı ve saklanması hemen her alana girmiş, günlük yaşamın bir parçası olmuştur. Hastalık teşhisleri, bilgisayarlı tomografiden ultrason cihazına kadar çeşilli aygıtların çıktılarına bakılarak konulmaktadır.

Tıp harici örneklerde vermek mümkündür, örneğin; yer uydularıyla toplanan görüntüler jeolojiden, meteorolojiye kadar değişik alanlarda kullanılmaktadır. Optik disk gibi yüksek kapasiteli saklama birimleri ile hızlı entegre devreler ve paralel bilgisayarların gelişmesi ile "sayısal görüntü işleme" (digital image processing) yöntemleri ön plana çıkmaya başlamıştır. Sonuç olarak bilgisayarlar bu alanda da aktif rol oynamaktadır.

3. SİSTEMİN ÇALIŞMA PRENSİBİ



Sistem Algoritması

Sistem algoritması yukarıdaki şekilde belirtilmiştir. Sistem tasarımında, ilk olarak ICB formatında alınan 10 BT görüntülerinin IBM VGA ekranında görüntülenmesi ve görüntüler üzerindeki imlecin hareketi IBM PC keyboard¹ undaki hareket tuşları (cursor keys) ile navigatörün hareketi simüle edilmiştir.

Böylelikle, görüntü üzerinde imleç hareketi gerçekleştirilerek, imleç pozisyonunun dışardan tasarlanacak olan beş dönelekleli manipülâtör ile uyumlu bir şekilde çalışması amaçlanmıştır. x,y,z koordinatlarında tomografi kesitlerinde görülen cismin navigasyon işlemi manipülâtör yardımıyla sağlanacaktır. Donanım tasarımında

beş dönelekleme, beş encoder (kodlayıcı), her biri için 12 bit aşağı - yukarı sayıcı ve gelen sinyallerin bilgisayarda gerçekleştirilen görüntüler ile uyumunu sağlayan 144 bit sayısal giriş - çıkış kartı düşünülmüştür. Fakat navigatörün mekanik aksamı tasarım aşamasında bırakılmıştır.

x,y koordinatlarında 10 BT görüntüsünün VGA ekranında görüntülenmesinden ve imleç hareketinin daha önce bahsedildiği gibi, hareket tuşları ile gerçekleştirilmesinden sonra, izlenecek görüntünün z boyutunda imleç hareketi sağlanmıştır. Referans noktasından itibaren birer santimetre aralıkla alınan görüntüler arasındaki imleç hareketinin geçişi PgUp ve PgDown tuşları ile sağlanmıştır. Böylelikle, iki boyutlu görüntülerden yararlanarak bilgisayar yardımıyla x,y,z koordinatlarında yön saptama işlemi yapabilecek bir sistem tasarımı yapılmıştır.

Bu şekilde operatör, lezyonla yani imlecin bulunduğu pozisyon ile navigatörün ucu çakıştığı zaman, cerrahi işleme başlayabilir. Bu çalışma ile stereotaxic yöntemlerin ötesinde lezyona çok hassas bir şekilde ulaşılması simüle edilmiştir.

Sistemin başarısı;

1. Robot modelinin hassas olarak bilinmesine,
2. Tomografik görüntülerin referansı ile cerrahi işlem sırasındaki referansın aynı olmasına bağlıdır. Bu şekilde, sıfır hataya ulaşılması sağlanır.

SONUÇ

Bu çalışmada beyin ameliyatları sırasında operasyon yapılacak bölgenin hassas bir şekilde tespit edilmesi için yön saptama işlemi gerçekleştirilmiştir. Bundan sonraki aşama robot modelinin eklenmesi olmalıdır. Bu çalışmada robot ucunun simülasyonu yapılmıştır.

Eğitim amacı ile Tıp derslerinde, bu çalışmadaki simülasyon programı kullanılabilir[6]. Tıp alanında kullanılmak üzere biyomedikal bir nitelik taşıyan proje, geliştirilerek endüstriyel yada otomasyon gibi değişik amaçlar için de kullanılabilir.

REFERANSLAR

- [1]. AT&T EPI Center, "AT&T Image File Format", 1985.
- [2]. C.Plets, A.L.Baert, G.L.Nijs, G.Wilms, "Computer Tomografic Imaging and Anatomic Correlation of the Human Brain", 1987.
- [3]. IEEE Spectrum, January, 1991.
- [4]. John Craig, "Robotics".
- [5]. W.A.Wolowich, "Robotics, Basic Analysis & Design".
- [6]. Borland International Inc., Turbo C.

BEYİN POTANSİYELLERİNİN BİLGİSAYAR YARDIMIYLA LOKALİZASYONU

Müge ÜRE, Kemal ÖZMEHMET

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

ÖZET

Bu çalışmada (biyomedikal alanda kullanılmak üzere) EEG sinyalleri sayısal işaret işlemi (DSP)'nden geçirilerek, isteğe göre normal ve epileptik EEG sinyallerinin karşılaştırılmasıyla lokalizasyon bölgelerinin saptanması sağlanmıştır. Geliştirilen programlar ile birlikte, genel amaçlı uygulamalara yönelik, bilgisayar destekli bir sistem gerçekleştirilmiştir.

SİNYALLARIN LOKALİZASYONU

EEG' nin en kayda değer kullanımı intrakraniyel patoloji için klinik uygulamada bir ekranlama testi olarak kullanılmasıdır. EEG dalga formlarının klinik korelasyonu, bu olayların çok dikkatli bir fizyolojik açıklamasının ötesindedir. Bu nedenle EEG' nin kullanışlılığı frekans, voltaj ve dalga şekil paternlerinin tanınmasına dayanır.

EEG' nin en çok kullanıldığı yer, epilepsinin birçok türünün tanı ve ayırımına yardımcı olmaktır. Epilepsi, beyindeki nöron gruplarının nedensiz olarak uyarılması ve bu nöronların yerlerine bağlı olarakta sensör, motor ve otonomik görünüşlerin sergilediği bir durumdur. Kortikal lezyonlarla bağlantılı olan epilepsiler, genelde scalp tipi EEG ile bulunur[1].

Epileptik vakalarda EEG, genelde krizler anında veya krizler arasında normal çıkmamaktadır. EEG, normal olmayan sinirsel aktivitenin yeri hakkında da bilgi verir. Epilepsi, diğer dalgalarla beraber olarak yada tek başına spike' lar ile karakterizedir. Örneğin; genelde kolaylıkla farkedilemeyen hastanın bilinçli olması halinde bir değişim olduğu petit mal epilepside EEG, karakteristik 3 saniye süreli bir spike ve dalga aktivitesi gösterir.

Tümörler, subdural hematomas ve boğazda oluşan abseler gibi yer kaplayan lezyonlar, varlıklarını yavaş delta dalgalar ve EEG' nin normal ritmindeki depresyonlarla belli eder. Bu, lezyonun yerini ve yaklaşık büyüklüğünü belirtir. Bu tip lezyonların iki kutuplu kayıt teknikleri ile ideal olarak yeri belirlenir. Eğer iki kanala da ortak olan elektrodlardan biri yavaş dalga odağının

üstündeyse, bu iki kanalın kayıtlarında bir faz dönüşümü vardır.

Yüksek düzeyde ivmelendirici ve tersi kuvvetlerin uygulanması sonucunda beyinde hasar oluşur. Bunun sonucunda bilinçsizlik ve hafıza kaybı ortaya çıkar.

Travma sonrası EEG' nin tipi sinir ve damarlardaki hasarın büyüklüğüne bağlıdır. Yine de genelde, kortikal ve alçak frekanslı aktivitede oluşan bir depresyon bu tip hasatlara eşlik eder. Uzun süreli seri EEG' ler yararlı prognostik bilgi verirler[2].

EEG' nin bütün fizyolojik, farmakolojik ve klinik görünüşlerini tatışmak bu bildirinin kapsamına girmektedir.

Bunun yerine scalp elektrodlarıyla beyinden alınan elektriksel aktivite kayıtlarının nasıl yararlı bir bilgi olduğu gösterilmiştir. Şurası önemlidir ki; EEG' nin sonuçları diğer klinik bulgularla beraber kullanıldığında bir anlam taşır.

EEG, klinik tıpta küçük, fakat güvenli bir konuma sahiptir. Ve EEG'nin içinde bulunan tanı bilgisinin yorumu, iyi eğitilmiş ve tecrübeli elektroensefalogram uzmanının konusuna girmektedir. Bu uzman kişi, normal bir kişiden hatalı bir EEG alınabileceğini bilir. Bu nedenle EEG' yi yorumlarken dikkatli klinik kararlar verir.

Normal ve epileptik EEG sinyallerinin karşılaştırılması ile lokalizasyon bölgelerinin saptanması, uzmana yardımcı olacak bir çalışmadır[3].

Bu çalışmadaki sistem, günümüz koşullarında ithalatı ile sağlanan mevcut tanı ve tedavi sistemleri ile kıyaslandığında çok düşük bir maliyete sahiptir.

Bilgisayar yardımıyla, EEG sinyalleri frekans dümeninde analiz edilerek epileptik bölgelerdeki anormal bileşenlerin lokalizasyonu saptanmaktadır^].
ELEKTRİK MÜHENDİSLİĞİ 5. ULUSAL KONGRESİ

Örneklenip frekansı 600 Hz. olan EEG kayıtları Doku/ Eylül Üniversitesi, Tıp Fakültesi, Fizyoloji Bölümü'nde alınmıştır.

Bu çalışmada, uzun süreli bir kayıt süresince istenilen dönemlerle, EEG sinyalleri anında değerlendirilip, gerekli uyan ve bilgiler bilgisayardan kolaylıkla sağlanmaktadır.

SONUÇ

Adi ve poliklinik muayenede tanı konulması, ameliyathane ve klinik koşullarında yapılan çalışmada, hastanın yaşamsal aktivitesinin sürekli veya anında değerlendirilmesi çok önemlidir. Hastaya ait bilgilere kolay ve kısa sürede erişilebilecek, tanı ve tedavide hekime yardımcı olacak ve anormal bileşenlerin tespiti ile hastalıklı bölgedeki EEG sinyallerinin gözlemlenebilirliği sağlanacak sistem tasarımı gerçekleştirilmiştir.

KAYNAKLAR

- [1]. IEEE Transactions on Biomedical Engineering Volume 40, Number 1, January, 1993.
[2]. LA. Geddes, L.E. Baker, " Principles of Applied Biomedical Instrumentation", Third Edition, 1999.
[3]. T. Inouye, H. bakamolo, K. Shinosaki, S. Toi, S. Ukai, " Analysis of Rapidly Changing EFG's Before Generalized and Wave Complexes, Electroencephalography and Clinical Neurophysiology", 1990.
[4]. Alan V. Oppenheim, Ronald W. Schaffer, "Digital Signal Processing", 1975.

ÖZGEÇMİŞLER

M. Kemal ÜZMEZ 1970 yılında doğulmuştur. 1991 yılında Doku/ Eylül Üniversitesi Mühendislik Fakültesi, Elektrik ve Elektronik Mühendisliği Bölümünden B.Sc. diplomasını almıştır. Aynı yıl M. Sc. projesiyle çalışmalara başlamıştır. Tez çalışmaları devam etmektedir. Ocak 1992 tarihinden itibaren aynı kurumda araştırmacı görevlisi olarak çalışmaktadır, ilgilendiği konular; Sayısal işleme ve görüntü işleme.

Kemal ÜZMEZ İTMEK Kihis doğulmuştur. Lisans ve yüksek lisans eğitimi Londra Üniversitesi'nde tamamlamıştır. Doktorasını Warwick Üniversitesi'nde almıştır. 1990'de Hacettepe (JnivMSife) sinde Doçent ve

1987'de'le F'ofe'ni Unvanını almıştır. Halen

E:\fkinik f.ijhf.i-idi^l.ül 5 - IM.HSAL KOHORFP

D.E.U. Elektrik ve Elektronik Mühendisliği Bölümü Başkanı olarak yürütmektedir.

İngiltere'de bulunduğu sürede GEC Ilist Research Centre, Wawick Üniversitesi ve Rallion kuruluşlarında araştırmacı olarak mikroelektronik, mikroralua sistemleri ve askeri elektronik alanlarında uygulamalı çalışmalar yaptı.

1973 - 1978 yılları arasında Hacettepe Üniversitesi Elektrik ve Elektronik Mühendisliği Bölümü kuruluş çalışmalarını da yürütmüş olan Prof. ÖZMFHMF halen D.E.U.'de uyuşma işleme sistemleri, tıp elektroniği, FMI ve FMC konularında araştırmaları sürdürmektedir.

SİMÜLASYON YOLU İLE ELDE EDİLEN EKG SİNYALLERİNDEN HAREKETLE BİLGİSAYAR DESTEKLİ HASTALIK TANISI

Tarkan İLKCAN, Kemal ÖMİLMİT

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

ÖZET

Bu çalışmada şu anda simülasyon yolu ile Einthoven I. derivasyonu sağlıklı ve genlik farklılıklarından oluşturulmuş hastalıklı bilgiler elde edilmiştir. Amaçlanan genlik farklılıklarının (hastalık belirtilerinin) yazılacak bir program ile ayırtılabilesidir. Qbasic45 programlama dili ile yazılmış bir program sayesinde hastalıklı ve sağlıklı bilgiler karşılaştırılmış, genlik açısından hastalık içeren bilgiler ayırılarak hastalık tanılarını konulabilmiştir.

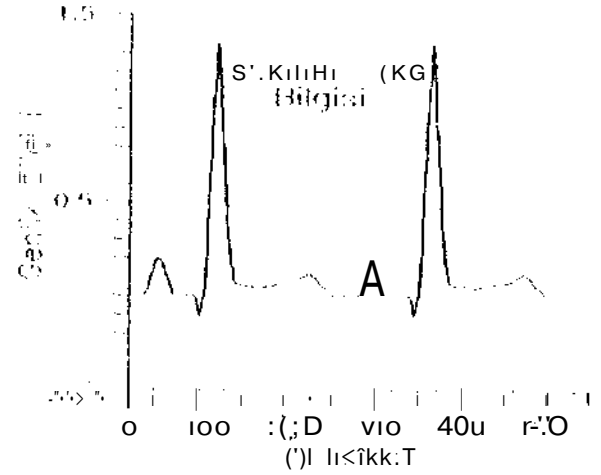
sağlıklı bilginin yetişkinler için sınırlamaları belirlenmiştir [3]. Buna uyan grafiksel veriler elde edilmesi bu çalışmanın ilk ve önemli aşamalarından biridir. Bu, süre ve milimetrik EKG çıktılarındaki genlik oranları göz önüne alınarak elde edilmiştir, ilk olarak toplam 128 noktalı, bir periyotluk bir bilgi üretilmiştir. Bu grafiksel EKG bilgisi, geliştirilmiş yazılımlar ile -genlik ve sürelerdeki oranlar bozulmadan- önce 256 noktalı tek periyotluk bir bilgiye, daha sonra aynen tekrarlayan ikinci bir itim eklenerek 512 noktalı iki periyotluk bir bilgiye dönüştürülmüştür. Bu bilgiye ait grafiği şekil 1'de görebilirsiniz.

GİRİŞ

Elektrokardiyografi devrik olmayan, nispeten ucuz ve kalbe ait oldukça fazla bilgi veren faydalı bir tekniktir. Bu teknik ile kalbin elektriksel aktivitesi topluca vücut yüzeyinden kayıt edilmektedir.

Elektrokardiyogram (EKG) kalple oluşan elektrik güçlenilen grafik çizgiler halinde kayıt edilmesi olarak tarif edilebilir. Kalp hastalıklarının değerlendirilmesinde çok sık kullanılan önemli bir diyagnoz metodudur. Bu metod sayesinde kaydı yapılan elektriksel bilgilerin analizi, kalp ritimleri incelenebilir [1].

Elektrokardiyogram metodu ile kalbin elektriksel aktivitesi 12 ayrı derivasyondan kayıt edilebilmektedir. Bu çalışma sırasında tamamı üç adet olan Einthoven derivasyonlarından birincisi üzerinde yoğunlaşmıştır [2].



Şekil 1. Sağlıklı EKG Bilgisi

BİLGİLERİN OLUŞTURULMASI

Yaş, cinsiyet, kilo gibi parametreleri sağlıklı EKG bilgilerinin sınırlamalarını oluşturulan Ayrıca daha önce yetişkin kalp rahatsızları da beşerli öğelerden biridir. Einthoven I. derivasyonuna ait

Bu sağlıklı bilginin tepe, çukur ve baş/segmentlerde genlik değişiklikleri ile farklı hastalıklı bilgiler elde edilmiştir. Belirlenmiş segmentlerin başlangıç ve bitiş değerini saptanmıştır. Bu farklı sabitler ile çarpılarak bitiminden farklı oranlarda hastalık bilgisi taşıyan hastalıklı bilgiler oluşturulmuştur. Hem sağlıklı

hem de hastalıklı bilgileri ayrı ayrı dosyalar olarak saklanmıştır.

HASTALIK AYRIMI YAPAN PROGRAMIN TEMEL YAPISI

Oluşturulmuş hastalıklı dosyaları okuyarak bunlardaki genlik farklılıklarının teshilini sağlayacak bir program yazılmıştır. Bu program istenilen dosyanın hastalığını bulmasının yanı sıra hastalıklı ve sağlıklı bilgileri eklemek, bu dosyanın segmentlerini süzme ve genlik olarak bulmakta, ileriye yönelik çalışmalara destek sağlayabilmesi açısından da bazı incelemelerde bulunmaktadır.

Program ekarıya gelen menfiden kullanıcının seçimi doğrultusunda gerekli işlemleri yapmaktadır. Bu menü aşağıda verilmiştir

- 1 Sağlıklı Bilgi
- 2 Hastalıklı Bilgi
- 3 Sağlıklı Bilgiden Hastalık Üretmek
- 4 Sağlıklı ve Hastalıklı Bilgiler (Üstüste)
- 5 Sağlıklı ve Hastalıklı Bilgilerin Segmentleri
- 6 Hastalık Tanısı
- 7 Sağlıklı Bilginin 256 Nokta DFT'si
- 8 Hastalıklı Bilginin 256 Nokta DFT'si
- 9 Hastalıklı ve Sağlıklı Bilginin 256 Nokta DFT'si
- 10 Birkaç Hastalıklı Bilginin 256 Nokta DFT'si
- 11 ÇIKIŞ

Bu menüde gösterilmiş olan 11 madde alt programlar ile gerçekleştirilmiştir. Sağlıklı ve hastalıklı bilgiler iki kolon olarak düzenlenmiş şekilde dosyalanmıştır. Program kullanıcının seçimine göre (lisandaki bu dosyaları çağırır, içeriklerini okur ve işlevini yapar.

Bu, iki ve üçüncü seçenekler hastalıklı ve/veya sağlıklı ilişkilerin kullanıcı tarafından istenilen aralıklarla ekarıya aktarılması sağlar. Burada istenileri dosyanın dışarıdan alınarak bilgilerinin okunması ve ekrana çizdirilmesi işlemi uygulanır

Üçüncü maddede ise daha önce tüm hastalıklı bilgilerin üretilmesinde kullanılan metod ile sağlıklı bilgiden sağlıklı bilgiden hastalık üretilmesi yapılmaktadır. Oluşturulan yeni hastalıklı bilgi kullanıcının belirttiği dosyaya yazılır.

Beşinci madde F.KG sinyallerindeki bulguların değerlendirilmesi için oldukça önemlidir. Burada sağlıklı bilginin segmentleri ve incelenmesi istenen hastalıklı bilginin segmentleri içinde gösterilmektedir. Bu maddede istenilen bilgilerin tepeli, çukur ve geçiş bölgelerindeki segmentlerinin genlikleri ve süreleri belirlenmektedir. Bu bulguların EKG ile derivasyonun göre karşılığı belirlenmekte ve ekranda segmentler belirtilmektedir.

ELEKTRİK MİHTERİSİ 5. İLİSAL KONGRESİ

Allına madde sağlıklı ve incelenmesi istenen hastalıklı bilgilerin segmentleri arasındaki genlik farklılıklarını karşılandırmaktadır. Belirlenen farklılıklara göre önceden tanımlanmış hastalık tanılarından doğru olanı ekarıya yazılmaktadır.

Yedi. sekiz*, dokuz ve onuncu maddeler ileide incelemeye yönelik çalışmalara öncülük etmek amacı ile yapılmıştır. Burada hastalıklı ve sağlıklı bilgilerin 255 Nokia Disciple Fourier Transformları (DFI) ekarıya çizilmektedir. Bu DFT'ler daha önce yazılmış bir program parçası ile teker teker alınmış ve dosyalanmıştır. Programın bu maddelerinde işlemler yine dışarıdaki bu dosyanın çağırılması ile yürütülür.

TARİHİ

Hastahane koşullarında alınacak FKG sinyalleri tekniği bilgisayar aracılığı ile simüle olarak elde edilmiş bilgilere çok farklı olacaktır. Kalbe ilişkisi olmayan çeşitli dış faktörler de f-KG kayıtların etkileyebilmektedir. Linçini, sines, derinin lezistansı, kardiyojen göğüs duvarı ile anatomik ilişkisi, ateroskleroz, elektrokardiyografik interfensi, serebral olaylar EKG'yi etkileyen faktörler arasında yer alır. [1] Bu nedenlerle hastahane ortamında alınacak EKG kayıtları bu şekilde analiz edilemez, öncelikle bu kayıtlardan gerçek EKG kaydının belirlenmesi gerekmektedir.

Sağlıklı ya da hastalıklı bir kişiye ait bir EKG kaydı sırasında hiçbir zaman periyodik bir sinyal yineleyen- sinyaller kaydedilemez. Bu yanlı da programda avarajlama metodunun kullanımı ile odadan kaldırılabilir.

Program şu aşamada sadece Rihthoven I derivasyonu F.KG kayıtlarını yenilik yönünden incelemeye yararlıdır. Programda yapılacak değişiklikler ile diğer derivasyonlarda da inceleme yapılabilir. Aynı zamanda sadece genlik karşılaştırması ya da tek derivasyon sonucunda ortaya çıkan bulgular ile kesin tanıya gitmenin yanlı yaratacağı koşullar da olasıdır. Bunları gidermek için aynı anda birden fazla derivasyonda ve zaman (teoride örnek adeti karşılaştırılması) açısından da inceleme yapılmalıdır.

SONUÇLAR

Bu çalışmada Einthoven I. derivasyonuna ait sağlıklı bilgi (iletmiş ve bu bilgiden yararlanılarak literatürle karşılaştırılmış hastalıklı bilgi yapılmıştır.

ObasidS dili ile yazılmış bir programın sayesinde genlik açısından hastalık bilgisi içeren dosyaların aşağıda listelenen hastalık (sınırlanabilir) hastalıkları

Subandokardiyal injiyü. transmural injiyü, alipik anjiina, akut miyokart iufarklüsü. perikardit, (»ikarlıta likil biikmesi.

mikrodalça sistemleri ve askei elektronik alanlarında uygulamalı çalışmalar yaptı.

1973 - 1978 yılları arasında Hacettepe Üniversitesi Elektrik ve Elektronik Mühendisliği Bölümü kuruluş çalışmalarını da yürütmüş olan Prof. ÖZMEHMET halen D.E.Ü.'de uydu haberleşme sistemleri, tıp elektronigi, EMI ve EMC konularında araşılımları sürdürmektedir

KAYNAKLAR

[1] Prof. Dr. Ahmet SONEL, KARDİYOLOJİ, 3. Baskı, Türk Tarih Kurumu Basımevi, ANKARA, 1907

[2] H. Hamf.1 Friedman, DIAGNOSTIC FLECIROCARDIOGRAPHY AND VECTOR CARDIOGRAPHY. McGraw Hill. 1971

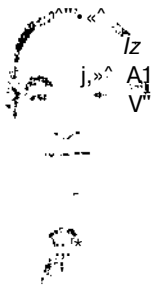
[3] Tol.çy R Fıçiel, Dnı L Pierce, and Shcnill P. Murphy. "Variation IM Late Potentials and the Reproducibility of Their Measurement", Progress in Cardiovascular Diseases, Vol: XXXV, No:4, January/February 1993

ÖZGEÇMİŞLER



Tarkan TEKCAN
1970, İZMİR doğumlu.
1991 yılında Dokuz Eylül Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi, Elektrik ve Elektronik Mühendisliği Bölümünü bitirdi. Aynı yıl yüksek lisans programına başla-

dı Nisan 1992 tarihinden beri bu kurumda Elektromanyetik Alanlar ve Mikrodalga Teknikleri anabilim dalında araştırma görevlisi olarak çalışmaktadır ilgilendiği konular Biomedikal uygulamalar: sinyal işleme teknikleri ve antenler.



Kemal ÖZMEHMET
Lefkoşe Kıbrıs doğumludur. Lisans ve yüksek lisans eğitimini Londra Üniversitesi'nde tamamlamıştır Doktorasını Warwick Üniversitesinden almıştır. 1980'de Hacettepe Üniversitesi'nde Doçent ve 1987'de de Profesör

Unvanını almıştır. Halen D.E.Ü. Elektrik ve Elektronik Mühendisliği Bölüm Başkanlığını yürütmektedir

in()illere'do bulunduğu sürede GEC List Research Centre, Warwick Üniversitesi ve Ralheon kuruluş'ından araştırıcı olarak mikroelektronik,

ELEKTRİK MÜHENDİSLİĞİ 5. ULUSAL KONGRESİ

YÜKSEK ISI İLE KANSER TEDAVİSİNDE DAİRESEL IŞINLAYICI DİZİLERİ

İnci AKKAYA, Cüneyt UTKU
İstanbul Teknik Üniversitesi, Elektrik-Elektronik Fakültesi
Maslak, İstanbul

ÖZET

İki farklı frekansta C ışınlayıcıdan oluşmuş dairesel dizilerin kas içindeki IP eğrileri çıkarılmıştır. Kas ve heyin içindeki öz ve ortak empedanslar hesaplanmıştır. Düşük frekansla ısıtmanın daha uniform ısı eğrileri sağlaması bakımından daha uygun okluğu görülmüştür. Çelik ışınlayıcıların empedans değerlerinden, alüminyum ışınlayıcılara nisbetle daha elverişli oldukları görüldü.

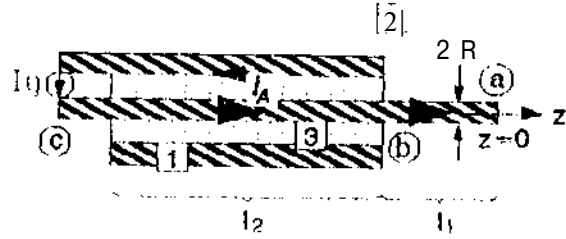
1. GİRİŞ

Kanser tedavisinde hipertermia için dokular içine yerleştirilen ışınlayıcılar [1] den beri [2] kullanılmaktadır. Murada, altı tane ucu Kiyılmış koaksiyal kablunun, çapı 3 cm. olan bir daire etrafında, birbirinden 120°'lik açılarla dizilerek oluşturulan dairesel dizi ele alınmıştır ve farklı parametre değerleri için eş ısı eğrileri çizilmiş, öz ve ortak empedanslar hesaplanmıştır.

2. DİFERANSİYEL MATEMATİK MODELİ

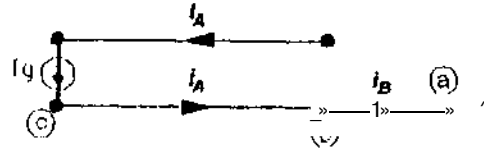
Şekil 2.1 de verilmiş olan dipol antenin üzerindeki akının bulunması için KIRHOFF'un düğüm denklemleri ve elektrik ve manyetik alarların teğetsel bileşenlerinin sürekliliğinden yararlanılır. Şekilde dipolün üzerindeki akını dağılımı da gösterilmiştir [2]. Bu şekildeki 1.no' lu ortamı, sabitleri $\epsilon_1 = \epsilon_0$; $\mu_1 = \mu_0$; $\sigma_1 = 0$ olan koaksiyal iletkenidir. 2.no' lu ortam, parametreleri $\epsilon_2 = \epsilon_0 \epsilon_r$; $\mu_2 = \mu_0 \mu_r$; $\sigma_2 = \sigma$ olan dökü ortamdır veya dokudur. 3.no' lu ortamı, sabitleri $\epsilon_3 = \epsilon_0 \epsilon_r$; $\mu_3 = \mu_0 \mu_r$; $\sigma_3 = 0$ olan koaksiyal dielektriktir.

(*) ve (**) değerleri için Schwann ve Foster' in [3] verdiği parametreler kullanılmıştır.



Şekil 2.1 Işınlayıcı kesiti

Şekil 2.2 de, bu anten üzerindeki akın dağılımı verilmiştir,



Şekil 2.2 Işınlayıcı eşdeğer devresi

I_A akımı

$$I_A = A_1 e^{-kz} + A_2 e^{kz}$$

ve I_B akımı için

$$I_B = D_1 e^{-ikz} + D_2 e^{ikz}$$

yazılabilir. Burada k_c koaksiyal kablunun içindeki dielektrik propagasyon sabiti, ki ise radyatörün içinde bulunduğu dokunun propagasyon sabitidir.

Hu akını ifadeleri Şekil 2.1 deki a, b ve c noktalarında KIRHOFF' düğüm denklemlerine konular, son bir bağımsız denklem olarak da b noktasında $t = -y$ düzleminde alanların süreklilik ifadeleri yazılır, elde edilen döt

adet denklemin çözülmesiyle

$$N = \frac{k_c(jU_{fy} + IXZ)}{j\omega\epsilon_c k_2}$$

$$K = \frac{-1/2 \cdot [N \sin(k_2 l_1) - j \cos(k_2 l_1)]}{N \cos(k_c l_2) \sin(k_2 l_1) - \cos(k_2 l_1) \sin(k_c l_2)}$$

olmak üzere

$$A_y = \frac{1}{j} [1 - K e^{-j k_c l_2}] e^{-j k_2 (l_1 + l_2)}$$

$$A_z = I_0 K e^{j k_c l_1}$$

$$B = I_0 \left[\frac{e^{-j k_c l_2} - K(1 - e^{-2j k_c l_2})}{2j \sin(k_2 l_1)} \right]$$

elde edilir.

İli YA KİN A LAN İFA DELERİ

Dizinin yakın alan ifadesi her bir dizi elemanın yakın alan ifadelerinin vektörel toplamıdır. Sonlu uzunluktaki silindirik bir ışınım elemanın yakın alanı ifadesi [2] de verilmiştir. Gerekli koordinat dönüşümleri yapılarak bu ifade her bir dizi elemanına uygulanır. Toplam alan ifadeleri şöyledir:

$$\vec{E}_T(\rho, \phi, z) = \sum_{n=1}^6 (E_{n\rho} \cdot \vec{u}_{\rho n} + E_{nz} \cdot \vec{u}_z) e^{j\theta_n}$$

$$= (E_{Tzr} + jE_{Tzi}) \cdot \vec{u}_z$$

$$+ (E_{T\rho r} + jE_{T\rho i}) \cdot \vec{u}_\rho$$

$$+ (E_{Tzr} + jE_{Tzi}) \cdot \vec{u}_z$$

$$\vec{H}_T(\rho, \phi, z) = \sum_{n=1}^6 H_{n\phi} \cdot \vec{u}_{\phi n} e^{j\theta_n}$$

$$= (H_{Tzr} + jH_{Tzi}) \cdot \vec{u}_z$$

$$+ (H_{T\rho r} + jH_{T\rho i}) \cdot \vec{u}_\rho$$

T ve i indisleri sırasıyla reel ve imajiner kırımları ifade etmektedir. Eş fazlı durum için $\theta_i = 0$ ve faz kaydınlı durum için $\theta_i = \alpha$ alınır, (faz kaymaları 00° derece olarak alınmıştır.)

İnil güç yoğunluk eğrileri,

$$W = \sigma_z |E_T(\rho, \phi, z)|^2$$

$$= \sigma_z (E_{Tzr}^2 + E_{Tzi}^2 + E_{T\rho r}^2 + E_{T\rho i}^2 + E_{Tzr}^2 + E_{Tzi}^2)$$

ifadəeni kullanılarak elde edilmiştir.

Kas içindeki çelik radyatörler için yarıçap $R = 0.181 \text{ m}$, $\epsilon_r = 4$, $\sigma_r = 10^{-5} \text{ S/m}$, $l_2 = 50 \text{ cm}$ ve $l_1 = 1 \text{ m}$ alınmıştır. Çeşitli çelikler için eş ısı eğrileri çıkartılmıştır. Şekil 3.1 a-d de $l_{1r} = 10^2$, $l = 13.56 \text{ MÜ7}$, frekansı için $l_j = \text{üçra}$ ve $l_j = 7 \text{ cm}$ olmalı halinde $z = -J.ROM$ ve $z = -3. \text{Rem}$ düzlemlerindeki eş IRI eğrileri çizilmiştir. Antenlerin akım genlikleri eşittir. Şekil 3.1 a ve b de akımların fazları da eşittir. Şekil 3.1 c ve d ardışık anten akımlarında 60° faz kaymanı düşünülerek çizilmiştir. Şekil 3.2 a-d de ise $l_{1r} = 10 \setminus l = 2450 \text{ MII?}$ frekansı için $l = 3 \text{ cm}$ ve $h = 7 \text{ cm}$ olmalı halinde $z = -1.5 \text{ cu}$ ve $z = -3.5 \text{ cm}$ düzlemlerindeki eş ısı eğrileri çizilmiştir. Antenlerin akım genlikleri eşittir. Şekil 3.2 a ve b de akımların fazları da eşittir. Şekil 3.2 c ve d ardışık anten akımlarıyla 60° faz kaymanı düşünülerek çizilmiştir. Bütün eş ısı eğrileri $d \sqrt{3/1} \sqrt{\text{cm}^8}$ cinsinden hesaplanmıştır.

Faz kaymalı beslemede ısı eğrilerinde uniformlaşmaya gidip olmamış, aksine eğrilerin yerel yoğunlaşması daha belirginleşmiştir.

V. ÖZ VE ORTAK EMPEDANS İFA DELERİ

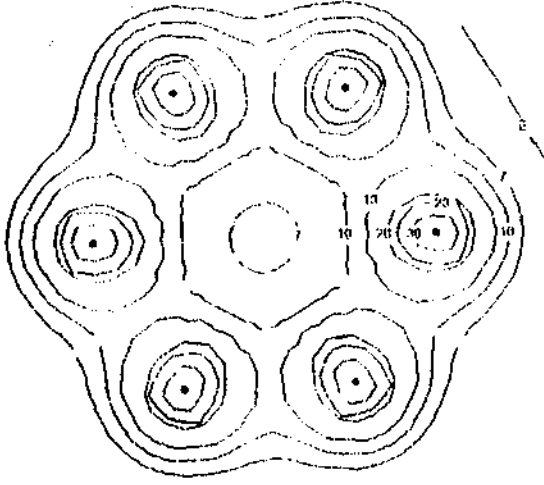
Sistemin empedans matrisi 6×6 boyutunda olacaktır. Sistemin (simetrik yapımı bu empedans matrisinin hesabında oldukça kolaylık sağlar.

$$Z_{ij} = -Z_{i+1, j+1} \quad (i, j = 1, 2, \dots, 5)$$

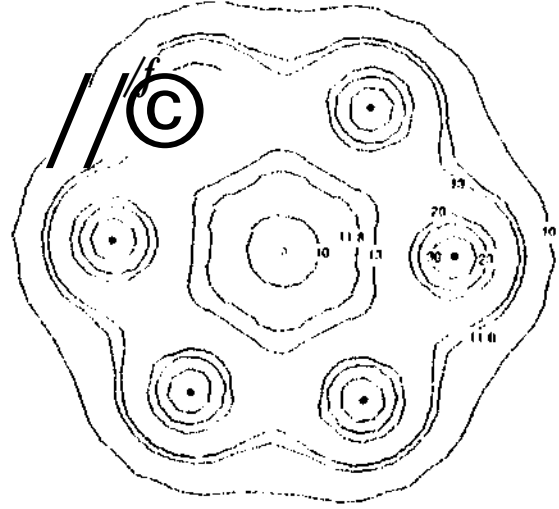
$$Z_{ij} = Z_{ji} \quad (i = 2, 3)$$

$$Z_{ij} = Z_{i-1, j-1} \quad (i = 2, 3 \quad j = 3, 4)$$

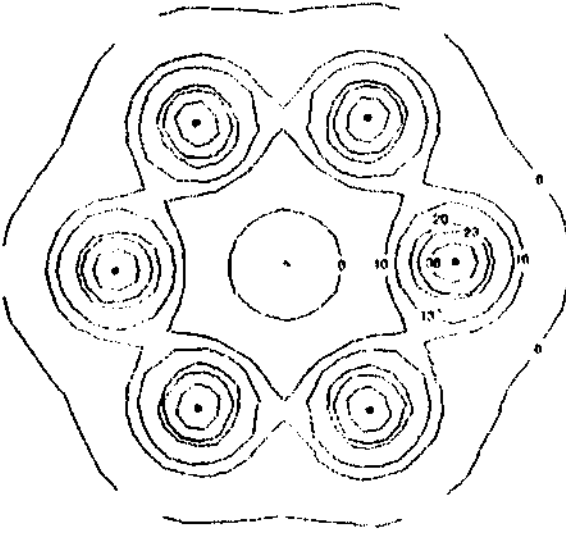
Bu sonuçlardan empedans matrisinin tamamen belirlenmesi için Z_{ij} değerlerinin belirlenmesi yeterli



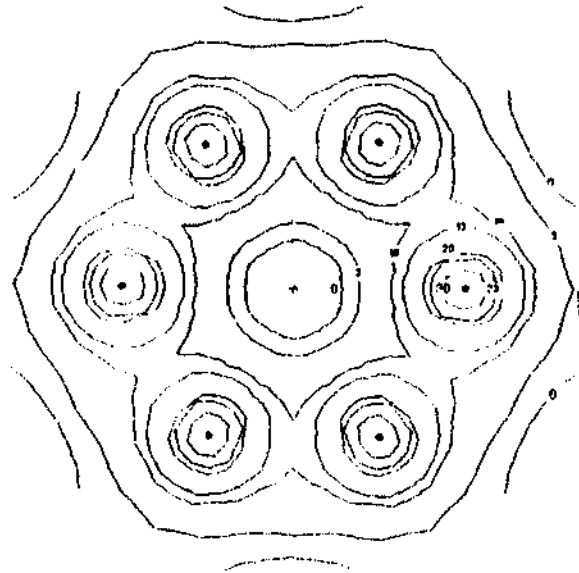
a



b

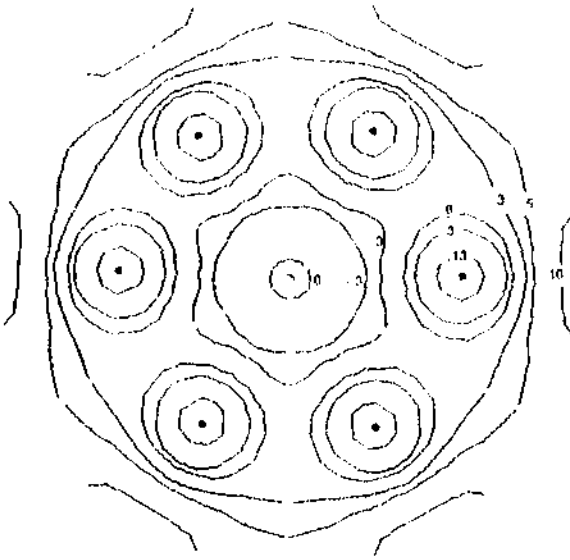


c

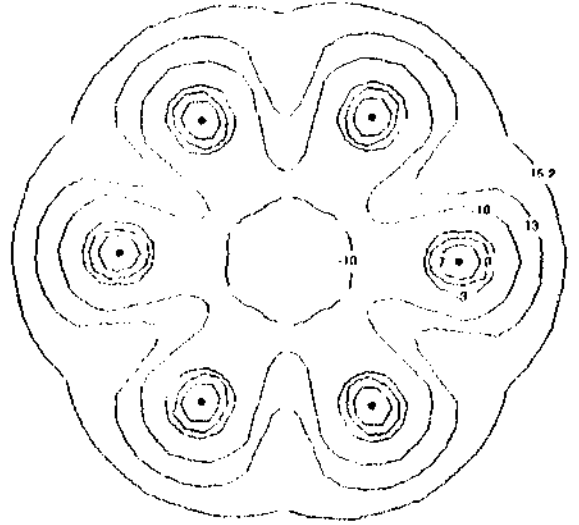


d

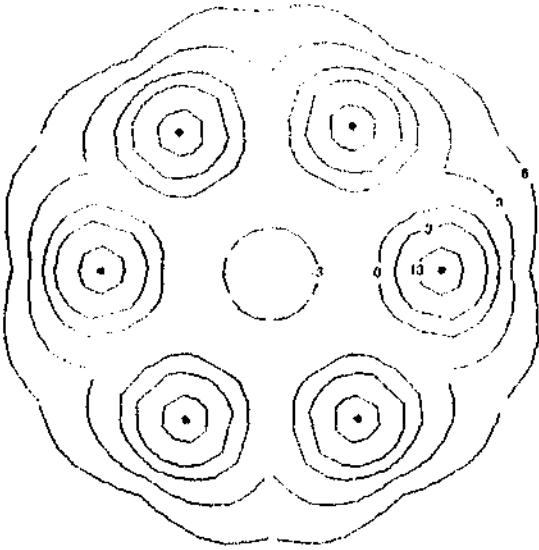
Şekil 8.1 $f = 10^4$; $I = 1$ inA; $f = 15$ Mil/, için $k \gg \rho$ clokurü içinde $C_2/|r|^2$ (lb/in^3) carileri, (a) Akımlar $n\pi$ fazlı, $f = 3$ cin., $r = -1.5$ cm. düzlemi (b) Akımlar eşî fazlı, $\lambda = 7$ cm., $z = -5$ cm. düzlemi (c) Ardışık akını fazları π ölcünüiy, $\lambda = 3$ cin., $z = -1.5$ cm. düzlemi (d) Ardışık akını fazları 0 ölcünüig, $\lambda = 7$ cin., $z = -3.5$ cm. düzlemi. (\bullet nılonlr)



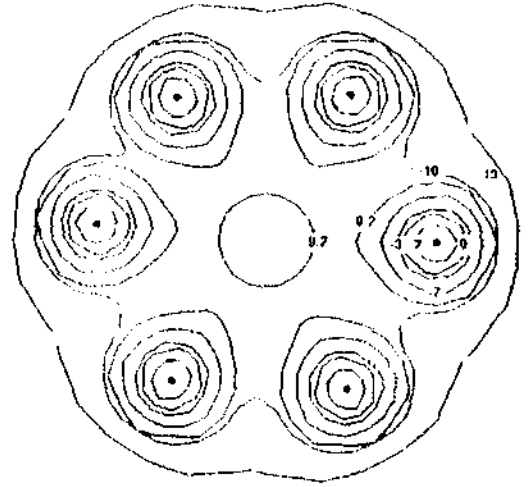
a



b



c



d

Şekil 3.2 $I_{1r} = VI^m$; $\hat{=} = 1 \text{ mA}$; $f=24fi() \text{ MU}$ », için $kn^* <lok)RU$ içinde $ff_2/27]^2$ $(dl)/tW/c.m^3$ oğrileri. (a) Akımlar eş fazlı, $y = 1i \text{ cm.}$, $\hat{=} = -1.5 \text{ cm.}$ düzlemi (h) Akımlar eş fazlı, $/1 = 7 \text{ cm.}$, $2 = -3.5 \text{ cm.}$ düzlemi (c) Ardışık akım fazları 60° ötelenmiş, $\backslash\backslash = 3 \text{ cm.}$, $z = -1.5 \text{ cm.}$ düzlemi (d) Ardışık akım fazları 00° ötelenmiştir, $ly = 7 \text{ cm.}$, $z = -3.5 \text{ cm.}$ düzlemi. (\bullet antenler)

olacaktır. Dizideki anion öz empedanslarının ifadesi $j'lj$ de izleniniz olan yolun buradaki radyatör şekline uyanlanmn.sıyla bulunabilir .Orfnk empednus için kullanılan ifade iw JAf de verilmiştir. (Jerekli uyarlamalar yit>il diktan sonra ortak empedans için şu ifade bulunur:

$$Z_{ij} = \frac{il}{l^2} \int_0^{l_j} \int_0^{2\pi} \{H_{j\phi}(z) E_{iz}(\rho) - R_{js}(z) H_{i\phi}(\rho) \cos(\phi_j)\} d\phi_j dz$$

frekans	13.50MHZ.	2450MHZ.
Z11	6.5fJ6.5	72-fJ72
Z12	-1.E-3-fj1.9E-4	4.7E-4+J4.4E-5
Z13	-2.7E-4fJ5.6	-1.5E-4fj1.5E-5
Z14	-8.3E-5f-j1.2	-9.6E-5+J1.9E-5
Z11	-1.7E-44-J3.8	-PE-54-J9.6E-5
Z12	-4.3E-5+J9E-	5.8E-6+J6.9E-5
Z11	0.674-j0.65	7.20-fj7.2
Z12	1.58-1J1.51	7.7+J7.7
Z13	-1.E-3-fj1.9E-4	4.7E-4fj4.4E-5
Z14	-4E-4fJ3.2E-	2E-4fJ2.2E-4
Z11	-2.7E-4tJ5.6	-1.5E-4+J1.5E-5
Z12	-8.3E-54-J1.2	9.6E-5+J1.9E-5
Z13	-1.7E-4fJ3.8	-2E-54J9.6E-5
Z14	-4.3E-5+J9E-	5.8E-6+J6.9E-5
Z11	0.02+J0.02	0.23+J0.23
Z12	0.05+J0.05	0.254J0.24
Z13	-1.E-3-fJ1.9E-	4.7E-4+J4.4E-5
Z14	-4E-4fJ3.2E-	2E-4+J2.2E-4
Z11	-2.7E-4fj5.6	-1.5E-4+J1.5E-5
Z12	-8.3E-5fj1.2	9.6E-5+J1.9E-5
Z13	-1.7E-4fj3.8	-2E-5+J9.6E-5
Z14	-4.3E-5+J9E-	5.8E-6+J6.9E-5

Tablo J. Kus içindeki radyatörlerin farklı r_r ve $/jj$ 'ler için, iki frekans ve iki $/l$ 'e karşı düşen empedansları(S2). (Üst Hatırlar $l = 3$ cm. için, alt satırlar $/l = 7$ cm. içindir. NOT: $l\hat{l}=10 \sim \dots$.)

Burada II antenlerin yarıçaplarını ve E), IIj j. antenin kendi lıanıl ettiği alanları ve $/j$, $/j$; ise i. antenin j. anten üzerinde haRil ettiği yakın alanları gösternırkledir ve bunların ifadeleri $j'lj$ de verilmiştir. $/j$, i. antenin j. antene olan uzaklığıdır. Tablo I ve 2 de kan ve beyin dokuları iyinde 3 cin.' lik ve 7 cm.' lik radyatörler için hesaplanan empedans değerleri verilmiştir.

frekans	13.56MHZ.
Z11	6.5H-J6.5
Z12	15.3+J15.2
Z13	-1.4E-3+J3E-
Z14	-5.9E-4fJ5.1
Z11	-3.5E-4+J2E-
Z12	-1.1E-4+J2E-
Z13	-2.2E-4fJ6.4
Z14	-5E-5+J1.5E-
Z11	0.67+J0.65
Z12	1.6-J1.5
Z13	-1.4E-3Hj3E-
Z14	-5.9E-4tJ5.1
Z11	-3.5E-4fJ9.2
Z12	-UE-44J2JE-
Z13	-2J2E-4+J6.4
Z14	-5E-5-fj1.ŞE^
Z11	~0.92-fj0.p2
Z12	0.05-1ja05
Z13	-1.4E-3-fj3E-
Z14	-ö!9E-4+J5.1
Z11	-3.5E-4+J9.2
Z12	-1.1E-4+J2E-
Z13	-2.2E-4+J6.4
Z14	-5E-5+J1.5E-

Tablo 2. Beyin içindeki radyatörlerini farklı $<ll$ ve $/ii$ 'ler için, bir frekans ve iki l 'e karşı düşen empedansları(i2). (Üst satırlar $J_1 = 3$ cm. için, alt satırlar $f_1 = 7$ cm. içindir NOT: $V, - \setminus |j) - \setminus \dots$.)

Alüminyum için bulunan $Z \setminus \setminus$ değerleri, $f_{iy} = 100$ olan çeliğin Z_n^y inden yakları^ik 30 defn. dnlın. küçük çıkmıştır. $<l_1 = 100$ için bulunan $7, ^$ deffori $/s_r = 10^4$ i<in

buunsın 7_n değerin yaklaşık 0.1 kildir. Böylece yüksek permeabiliteli çeliklerin daha uygun öz empedans değeri Toluha Uadır. Ortak empedansları, frekansın artmasıyla küçüktür. Yükünün yüklem, ortak empedans değerlerini küçültmektedir. Frekansın artmasının öz empedans değerlerini de arttırdığı gözlenmiştir. Özellikle düşük frekansta anten boyunun uzamamı anten öz empedansının büyümesine sebep olmaktadır. Kas ve beyin dokuları arasında $\frac{p}{y} \cdot c$ çarpan bir fark görülmemektedir.

V. SONUÇLAR

2450 MHz. frekansında kasan zayıflama sabiti çok büyük (≈ 50.5) olduğundan, alanlar antenler etrafında yoğunlaşmaktadır. 13.50 MHz. de IHC kasu zayıflama sabiti daim küçük (≈ 5.0) olduğundan, dalın düzgün bir ısı dağılımı görülmektedir.

Anten empedansları u_n parametresi ile etkilenmektedir, u_n büyüdükçe öz empedansın değerleri de büyümektedir. Mu bakımdan yüksek permeabiliteli çelik radyatörler tercih edilebilir. Ortak empedansların u_n ye olan duyarlılıkları çok daldır. Ayrıca öz empedanslar frekans ve l_n uzunluğu arttıkça artmaktadır. Ortak empedansların rolü $u_n = 13.5 \text{ MHz.}$ de dalı barizken, $u_n = 2450 \text{ MHz.}$ de alanın u_n sonücu dolayısıyla ortak empedansların rolü hemen hemen kalmamaktadır.

17. KAYNAKLAR II

[1] Taylor, L.S., "Implantable Radiators for Cancer Therapy by Microwave Hyperthermia", Proc. of IEEE, January 1980, pp 142-149

[2] İ. Akkaya, "Yüksek Isı ile Kanser Tedavisinde Yüceltici yerleşim'i" (çelik fışınlayıcılar", Elektrik Mühendisliği Ulusal Kongresi, 10-22 Eylül, DHÜ, İzmir, s. 505-500

[3] S. van, K.U. Koster, "Interactions with Biological Systems: Electrical Properties and Biological Mechanisms", Proc. of IEEE, January 1980, pp 104-113

[4] I. Akkaya, "On Mutual Impedances of Antennas of General Type", Bulletin of the Technical University of Istanbul, Vol. 10, No. 1, 1977, pp 45-72

ÖZET

Özet (Bu özet bölümü, dokümanın içeriğini özetleyen bir bölümdür. İçerik, başlıkta belirtildiği gibi, beyin dalgalarının işaretleme tekniklerinin uygulanması ve hastalık teşhisinde kullanımı üzerine odaklanmaktadır.)

Bu çalışmada beyin dalgalarından elde edilen veriler işlenerek, teşhise yardımcı bir yazılım gerçekleştirilmiştir. Farklı uygulamalarla elde edilen verilerin analiz edilmesi için beyinden tek boyutlu olarak alınan elektroensefalogram (EEO) sinyalleri bu yazılıma uygulanmıştır.

Yapılan çalışmada amaç, verinin frekans tepki fonksiyonunu elde etmek ve bunu kullanarak sınıflandırma yapmaktır. Çünkü bu sınıflandırma ile beyin normal aktiviteleri sonucu oluşan dalgalarla birlikte, hastalık belirtici olan dalgalar da gözlemlenir.

Sonuç olarak çıkan beyinden elde edilen veriler üzerine sayısal işaretleme teknikleri uygulanmış ve beyin alttan, üstten ve yandan kesitleri renklendirilerek ekran üzerinde gösterilmiştir. Her bir normal beyin dalgalanması ve bir hastalık belirtici dalga için bir renk seçilmiştir. Böylece veride yer alan normal beyin aktiviteleri ile aynı zamanda hastalık belirtici bilgiler farklı renk tonları ile kesit üzerinde gösterilmiştir.

1. GİRİŞ

Beyin insan vücudunda oldukça karmaşık bir yapıya sahip önemli organlardan biridir. Bu nedenle beyinin elektriksel aktivitesini, tipi bazı alanlarda teşhis açısından oldukça önemli bulgular sağlar, örneğin nöroloji konusunda çalışan doktorlar için beyin dalgalarının algılanıp tek boyutlu olarak gösterilmesi, epilepsi gibi hastalıkların teşhisinde kullanılır.

Beyin dalgalarının tayini için bu alanda ilk çalışmalar H. yüzyılda başlatılmıştır. 1929 yılında Hans Berger adlı bir Alman fizikçi tarafından ilk EEO gerçekleştirilmiştir (1). Bu cihaz yardımıyla beyin belirli bölgelerine yerleştirilen elektrotlar yardımıyla insan beyinin elektriksel aktiviteleri kaydedilmiştir.

Beynin elektriksel aktivitelerinin EEO ile kayıt edilebilmesi tıp alanında önemli gelişmeler doğurmuştur. Ayrıca elektroniğin yaygınlaşmasıyla hızla gelişmesiyle bazı uygulama alanlarına girebileceğini göstermiştir. Özellikle insan vücudundan alınan bilgilerin geliştirilen bir çok yöntemle rahatlıkla işlenebilmesi, bu yolda büyük kolaylıklar sağlamıştır. Bundan başka teşhise yönelik bir çok araştırma yapılmıştır. Örneğimizde insan vücudundan alınan veriyi işleyip bunu değerlendirebilen bir çok yazılım destekli cihazlar vardır. Bu cihazlar ve yazılımlar, kullanımındaki bütünlüğüyle, doktorlara yardımcı araçları haline gelmiştir.

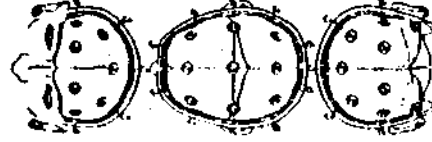
Daha önce belirtildiği gibi, beyin insan vücudunda en belirsiz ve en karmaşık olan organdır. Bu yüzden beyin fizyolojik yapısını, aktivitelerinin belirlenmesinde önemli yer tutar. İnsan beyni üç parçaya ayrılıp incelenebilir. Bunlar; Beyin (Cerebrum), Beyincik (Cerebellum) ve Beyin Sapı (Brainstem) dir. Bu sınıflama geneldir.

İnsan beyininden alınan sinyaller, nöronlar yoluyla iletilirler. Dolayısıyla insanın aldığı bu sinyaller nörondan nörona takılarak gerçekleşir. Beyinde bu sinyaller "Evoked Potensial" adı verilen bir potansiyel üretir. İşte bu, insan beyinin ürettiği sinyallerdir ve beyin dalgaları olarak anılır. Beyin dalgaları elektrotlar yardımıyla kaydedilebilir. Elektrotlar saçlı deri üzerinde çok derin olarak da belirli yollarla belirli bölgelere

yerleştirilir ve EEO ile kayıt edilir. Bu bölgeler şu şekilde sınıflandırılabilir (2);

- I Prefrontal veya Frontopolar [Fp] bölge,
- b) Frontal (F) bölge,
- c) Central (C) bölge,
- d) Temporal (T) bölge,
- e) Parietal (P) bölge,
- f) Occipital (O) bölge,
- g) Aurikular (A) bölge,
- h) Cerebellar (Cb) bölge,
- k) Pharyngeal (Pg) bölge,

Şekil 1'de Standard elektrot pozisyonları gösterilmiştir.



Şekli 1. Standard Elektrot Pozisyonları

Beyinden elde edilen dalgalar kendi aralarındaki farklılıklarına göre tabii tutulmuştur. Bir sonraki bölümde bu konuda açıklamalar yapılacaktır.

2. BEYİN DALGALARI

Beyin dalgaları korteksin uyanması sonucu elde edilir. Bir EEO transistör bakıldığında tek bir hücrenin değil, tüm hücrelerin aktivitesi gözlenir ve bu nedenle hem normal dalgalar, hem de hastalık belirtici dalgalardan ayrılmıştır.

Yapay olarak elde edilen frekanslarda olduğu gibi, doğal sinyaller de bir genlik ve bir frekansa sahiptir. Dolayısıyla beyinden elde edilen sinyallerin özellikleri farklıdır. Beyin dalgaları, normal dalgalar ve beyindeki patolojik dalgalar olmak üzere ikiye ayrılır.

7.1. NORMAL BEYİN DALGALARI

Normal beyin dalgaları şu şekilde sınıflandırılabilir:

- a) Alfa dalgaları,
- b) beta dalgaları,
- c) gama dalgaları,

ve daha derinlemesine bir inceleme yapılması gerekiyorsa,

- d) mü dalgaları,
- e) lambda dalgaları,
- f) kappa dalgaları.

Alfa dalgası tınısıyla ve monotonluk yapıyla tanınır. Daha çok beyin arka yarısında ve parietal occipital bölgede görülür. 40-50 millivolt arasında genliğe sahiptir ve 1-15 Hz'lik frekansı vardır. Şekil 1'de İnsan ve Uç farklı hayvan çeşidi için kaydedilen alfa dalgaları gösterilmiştir (3).

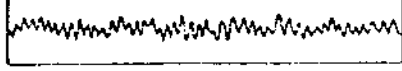
Her bir arka yarıda gözlenen alfa dalgaları, bir uyum sonucu denkleştirilebilir. Buna alfa bloğu adı verilir. En basit

uyarım, gözlerin açılıp kapanmalıdır. Özler tekrar kapanınca arfa dalgalan senkroni» olarak yeniden kaydedilmeye başlanır.

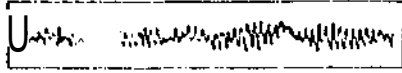
Beta dalgalan daha düşük genlikti ve daha yüksek frekanslıdır. 13-30 Hz frekansa vs genelde 10-20 mV genliğe sahiptir. Genel olarak forto-çenual bölgede görülürler. Alfa dalgalan bir uyarım sonucu bloke edildiğinde kayıtların görülen dalgalan batı dalgalandır.

Oam< dalgalan Jasper adlı araştırmacı tarafından ortaya çıkarılmış düşük genlikti daha yüksek frekanslı dalgalardır [7]. Frekansları 35-50 Hz arasındadır, şiddetli bir uyarım sonucu korteksta ve özellikle senaori-molor bölgesinde algılanırlar.

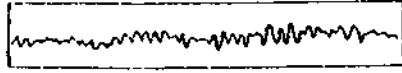
Oulea Domuii:



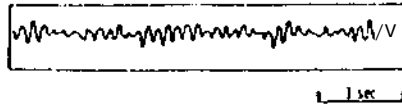
Kedi:



E « ek:



İntan:



Vekil I. İnsan ve 3 rarklı hayvan türü için EEO kayıtları

MU dalgası daha çok sensori motor kodeks hizasında görülen bir dalga. Frekansı $\pm 1 \text{ Hz}$ ' dir. O Silerin açılıp kapanmasıyla bloke olmaz ve daha çok karşı beden yansıyan hareketiyle bloke olur. Bu yolla arfa dalgalarından ayrılır.

Lanılda dalgan, testere diş dalga yapısındadır. Sadece occipital belgede ve çok seyrek olarak parietal bölgede görülür. Bir uyarım sonucu gözlerin açılmasıyla ortaya çıkar.

Kappa dalgası, araştırmacı Kenedy tarafından bulunmuştur [7]. 10 Hz frekansa sahiptir ve düşünenin Mr göstergesi olarak kabul edilir.

2.2. PATALOJİK DALGALAR

Beyindeki patolojik dalgalan ya sporadik olur veya kompleksler tarzında ortaya çıkar [?]. İster sporadik tarzda isterse kompleksler biçiminde olsun, anormal dalgalan morfoloji bakımından durgunluk dönemindeki normal dalgalardan farklı oldukları kadar, meydana çıktıktan bölgenin tonel aktivitesinden daha fazla genlik gösterirler.

Sporadik dalgalan ritmik dalgalardır. Her İM hemisferde görüldüğü gibi çoğunlukla tek bir hemisferde gözlenir. Sporadik dalgalan, diken (spike), keskin dalga (sharp wave), ve yavaş dalga (slow wave) olmak üzere sınıflandırılabilirler.

Diken, bir defleksyon olarak ortaya çıkar. Frekansı büyüktür. Başlangıcı Ne msn. arasındaki «üre, 70-60 msn. kadardır. Diken, korteksin yüzeyinden çıkar yada alt kortikal bölgede görülür. Diken fokal oluna, yüksek genliğe sahip olur. Korteks yüzeyinden daha alt bölgeden elde edilen dikenler daha düşük genliklidir.

Keskin dalgalan, tekfazi yada Uçfaz olabilirler. Bir dalga «0-150 msn. süresince vardır. 150-300 msn. süreli keskin çıkış, yavaş Mşli bu tip dalgalan keskin-yavaş dalgalan (sharp-slow waves) olarak adlandırılır.

Yavaş dalga, S Hz altındaki frekanslarda ortaya çıkar. Yavaş dalgalan Oiey Walter adlı araştırmacı tarafından ikiye ayrılmıştır [8]. 4-7 Hz

İlk nekansa salılı olanlara arfa ve 0-4 Hz' ilk frekansa sahip olanlara ise delta dalgalan adını vermiştir.

Kompleks dalgalan, adından da anlaşılacağı gibi, sporadik dalgalanın birleşmesinden oluşmuştur. En çok gözlenen biçimleri; dalga ve diken (wave and spike), çok diken ve dalga (multiple spike and wave) ve yavaş diken ve dalga (slow spike and wave) dir.

Dalga ve diken kompleksi, S Hz' ilk frekans düzeninde oluşur. Genelde her İki hemisferden senkron olarak çıkar ve beyin sapı veya talamik retikuluma alt bozulmalardan dolayı görülür.

Çok diken ve dalga kompleksinde, bir kaç dikenin ardından, genelde 7-4 veya « diken sonra, bir veya İki düzenli dalga gözlenir.

Yavaş diken ve dalga kompleksi daha çok çocuklarda gözlenen elektroaktif aktivitedir. Burada dikenler genelden daha uzun sürelidir. Frekansı değişik ve çoğu kere 7 Hz' dir.

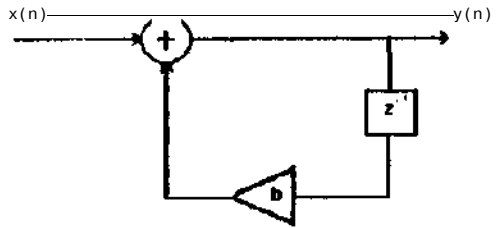
Diken, keskin dalga ve ketMnyavaş dalgalara daha çok epilepsi hastalarında rastlanır. Genelde epilepsi hastalarında bu tip dalgalan, tek bir noktadan algılanır. En sık görüleni ise, keskin-yavaş dalga' dir. Keskin dalga daha az sıklıkta. En az görüleni diken dalgalardır. Epilepsi hastalığının teşhisi açısından bu bulgular oldukça önem taşımaktadır.

3. SIÇANDAN ALINAN VERİLERİN FİLTRELENMESİ VE AYRIK KOSİNÜS DÖNÜŞÜMÜNE UYGULANMASI

Bu çalışmada siçan beyininden alınan verilerin işlenerek beyin görüntüsü üzerinde renklendirilerek gösterilmesi amaçlanmıştır. Veri kaydı Dokuz Eylül Üniversitesi Tıp Fakültesi Fizyoloji Ana Bilim Dalı Laboratuvarlarında gerçekleştirilmiştir, fince deney yapılacak hayvana karından MgSO, enjekte edilmiştir. Daha sonra narkoz altındaki hayvanın beyini cerrahi operasyonla yarılarak tek bir fokal noktaya penisilin uygulanmıştır. Bu işlemleri yapmaktaki amaç, açında epilepsi hastalarında görülen nöbetlere benzer nöbetleri oluşturmak ve kaydedilen veri üzerinde diken dalgalan gözlemek içindir. Kayıt sırasında hayvanın ortamdan etkilenmemesi için bir Faraday kafesi oluşturulmuş ve daha sonra hayvan bu kafese konularak kayıt olayı gerçekleştirilmiştir, örnekleme işlenil «00 Hz örnekleme hızı olacak şekilde yapılmıştır, her kayıt 3 dik.' tiktir. Daha sonraki kayıtlar ise, 1 ile 15 saat boyunca alınmıştır. Yani yaklaşık 3600 ile S400 sn. kadardır. Tüm veriler 118 Labcard ile bilgisayar diskinde alınmıştır. Çoğunlukla fazla yer kaplamadan için binary real moda kaydedilmiştir.

Siçandan alınan verilere, ... " "→yit cihazının gürültüsü gibi, bazı İf «İ< nebilleceği, düşünilerek veriler filteleniyel ... ' amaçla 300 Hz barrtgnnllİğine sahip, bir alçak geçiöni f'. unlmıştır.

Genel bir sayısal filtre Şekil T da verilmiştir (4).



Şekil 3. Genel Bir Sayısal Filtre.

Sayısal filtrenin kullanımının bir çok avantajları vardır. En büyük kolaylığı ayırık zamanda kullanılabilir. Basit bir fark denklemine sahiptir ve z-domerinde analiz edilebilir. Genel formu,

$$H(z) = \sum_{k=0}^{M-1} C_k z^{-k} + \sum_{k=0}^{N-1} D_k z^{-k} \quad (1)$$

Normalizasyonunda ilk örnekte normalizasyon yapılmıştır. Normalizasyon frekansın genel formu,

$$a = \frac{1}{2}$$

(2)

$$X(m) = \frac{1}{2} Q_0(0) + \frac{2}{M} \sum_{k=0}^{M-1} Q_k(k) \cos \left(\frac{2m+1}{2M} k \pi \right) \quad (3)$$

dlr v» a değerleri, fart* fliti* yapılan İçin Tablo V d* gstlmtir [5].

FILTRE	a
Butterword «alçak geiren,	$\left\{ 10^{0.1A_p} - 1 \right\}^{1/2M} \cos \left(\frac{2m+1}{2M} k \pi \right)$
Butterword (yüksek geiren)	$\left\{ 10^{0.1A_p} - 1 \right\}^{1/2M} \cos \left(\frac{2m+1}{2M} k \pi \right)$
Chebyshev	$\cos \left(\frac{2m+1}{2M} k \pi \right)$
Elliptic	$\left \tan \left(\frac{2m+1}{2M} k \pi \right) \right > \left(\frac{r_1}{r_2} \right)^{1/2}$

Tablo 1. Farklı Filtre Yapılan İin a Değerimi.

Sınırsız darbe cevabı filtre İçin genel form,

$$H(z) = \frac{C_0(z+1)^M}{\prod_{k=1}^M (z - z_{p,k})(z - z_{s,k}^*)} \quad (3)$$

dlr. Yalnız varılan bu formül Butterword va Chabythav sayısal alçak geiren fitti İçin geairdir. Burada $z_{p,k}, z_{s,k}$ nin kompleks eleniğidir. Bu formld* ballrtilmetli gereken en önemli nokta Z-1' de sıfırlar vana, bu sıfırların birim çember üzerinde olmasıdır. 3 nolu denklemde verilen $z_{p,k}, z_{s,k}$ parametreliyle derecelendirilmiş normalize edilmiş analog alçak geiren kutuplarıdır ve,

$$z_{p,k} = \frac{1 - \left| \frac{z_{p,k}}{z_{s,k}} \right|}{1 + \left| \frac{z_{p,k}}{z_{s,k}} \right|} \quad (4)$$

dlr.

Bu çalışmada birinci dereceden Butterword sayısal filtresi kullanılmıtir ve dizayn sırasında $\omega_c = 1$ olarak alınmıtir.

Fitneleme sonucu elde edilen veriler daha sonra ayrık kosinüs dönüşümüne (discrete cosine transform-OCT) uygulanmıtir. Burada amaç verinin frekans spektrumunu elde etmek ve elde edilen sonuçtan dalgala/ üzerinde sınıflama yapabilmektir. İdealde bir verinin işlenmesinde optimum sonucu veren dönüşüm, Karhunen-Loev* dönüşümüdür. Fakat dönüşüm sonucunda fizdeğer ve fizvektrlerin hesaplama zorluğu, bu dönüşümün kullanılmasında bazı sakıncalar ortaya ıkarılmıtir. Bu alımada Karhunen-Loev dönüşümüne en yakın sonucu veren ayrık kosinüs dönüşümü kullanılmıtir. Ayrık kosinüs dönüşümü bir $X(m), k=0, 1, \dots, (M-1)$ olmak üzere, dizisi İçin Şu Şekilde tanımlanır [5];

$$Q_k(k) = \sqrt{2} V_k(m) \quad (5)$$

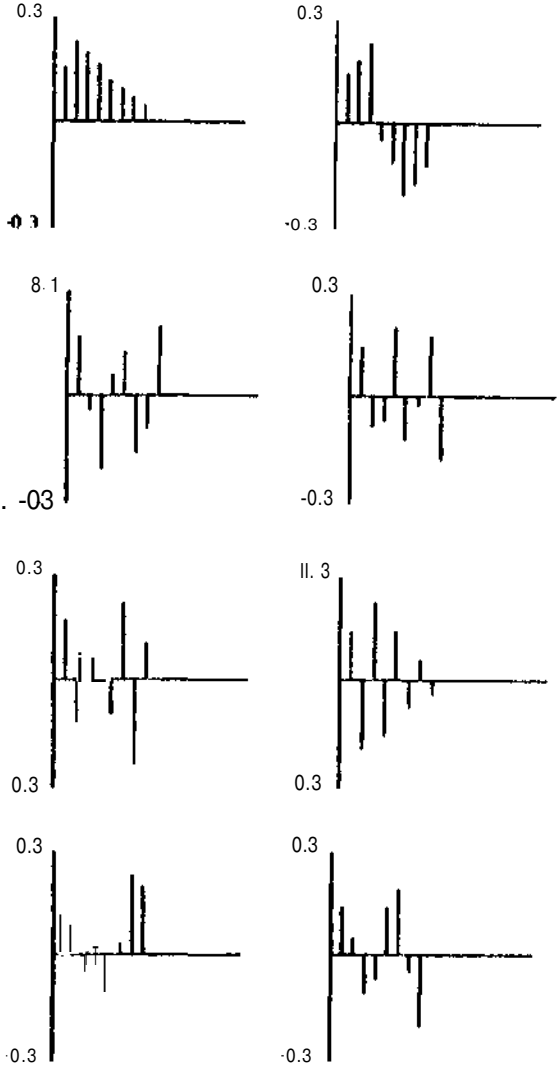
$$Q_k(k) = \frac{2}{M} \cos \left(\frac{2m+1}{2M} k \pi \right) \quad (6)$$

Burada $G(k) = \frac{2}{M} \cos \left(\frac{2m+1}{2M} k \pi \right)$ ayrık kosinüs dönüşüm katsayısıdır ve İrsi, 2, ..., (M-1)' e kadardır. Eğer bu dönüşüm İçin ortogonalite özelliklerinden dolayı bir matris formu oluturulursa,

$$A_{m,n} = \frac{2}{M} \cos \left(\frac{2m+1}{2M} n \pi \right) \quad (7)$$

bllir. Burada $A^{-1} = A^T$, ayrık kosinüs dönüşümün mitil formudur ve $A^{-1} = A^T$ nin tersidir. İse (MxM) ilk birim matristir. Ters ayrık kosinüs dönüşümü (inverse cosine transform) İse Şu denklemle elde edilebilir:

Şekil d* M=» İçin ayrık kosinüs dzisi verilmiştir,



Şekil 4. Ayrık Kosinüs DİZİSİ.

Yapılan çalışmada ayrık kosinüs dönüşümü kullanılarak verilerin hekasan spektrumu elde edilmiş ve gözlenen frekanslara göre normal beyin dalgaları İİ* hastalık belirteci dalgaların sınıflandırılması yapılmıtir.

5. ANALİZ İÇİN YAZILAN PROGRAMIN AKIŞ ŐEMASI VE GÖRÜNTÜNÜN RENKLENDİRİLMESİ

Verilerin işlenmesi ve sonun görüntülenmesi İçin bir yazılım geliştirilmiştir. Yazılımda C dili kullanılmıtir. Şekil V t* programın akış Őeması verilmiştir.

Yazılımda ilk fine* alınan verilerin disk üzerinde okunması geekletirilmitir. Daha sonra bir alt program olarak yazılmış filUelem* algoritmasına uygulanmıtir. Veriler Wt elendikten sonra elde edilen sonuçlar değerlendirmek İçin ayuca bir kütüğe yazılmıtir. Filtelenmi veri değerleri, ayrık kosinüs dönüşümü İçin yazılmış program parçasına okunmuş ve bu

Yüksek Gerilimli Doğru Akımların Ölçülmesi

Mehmet ALTUNICK

Rrlyrs l'iverslrs l Mülrndslslk Knkllrs l, 38090-KAVSI<:Rl

ÖZET

Akımı ve gerilimi denetlenebildi yüksek gerilimli bir güç kaynağının çıkış gerilini ve akımının sürekli olarak ölçülüp, denetiminin yapılabilmesi için bu büyüklüklere ait birer referans işaretin, elektriksel bakımdan izole edilerek, kontrol devresine geri beslenmesi gerekir. Bunun için de değişik izolasyon mciocllarına başvurulur. Bu amaçla genellikle akım transformatörleri ve/veya DA transdüktörleri kullanılmakla birlikte, bunların duyarlılıkları asgari 10 mV/A mertebesinde olduğundan, I(X) mA'den küçük genlikteki akım değerleri ölçUlcniciclkedir. Bu bildiride, bilgisayar **kontrollü** 10 kV doğru gerilimli sürekli dalga bir CO₂ Laser güç kaynağının çıkış akımını 10-100 m A arasında denetleyen bir kontrol biriminde kullanılmak üzere gerçekleştirilen yüksek gerilimli bir DA probu ve bunun bilgisayar anahtağlaşım devresi tanıtılacaktır.

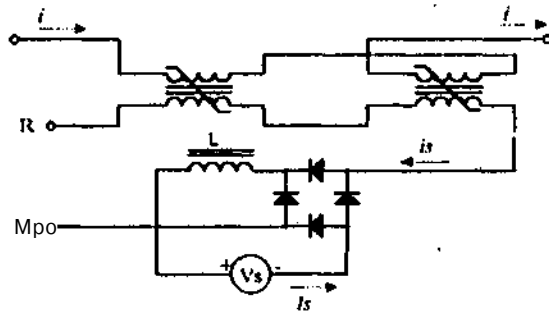
I. YÜKSEK GERİLİMLİ AKIMLARIN ÖLÇÜLMESİ

Yüksek Gerilimli (YG) DA yüklerinin kaynaktan **çektikleri** akımın ölçüm noktası olarak doğrultucunun AA veya DA tarafı kullanılabilir. Ölçmenin AA tarafında yapılması durumunda, bu büyüklüğe ait ortalama değerin alınması gerekir.

YG-AA'lar için akım ölçü transformatörleri kullanılmaktadır. Ancak bu transformatörler, ptimer akımları 10 A ila birkaç kA atasında ve sekonder akımları da I A ila 10 A arasında, standart olarak üretildiklerinden [1], birkaç mA gibi küçük AA'ların ölçümünde özel sarımlı halka çekirdekli (loroitl) transformatörler kullanılmalıdır [2].

YG-DA'n Ölçümünde birçok metot mevcut olup, bunlardan yaygın olanı yüke seri olarak yüksek çalışma gerilimli bir güç dilencinin bağlanmasıdır. Ancak direnç üzerindeki joule kaybı ölçüm hassasiyetini doğrudan etkileyeceğinden ve elektriksel bakımdan ölçme devresi ile kontrol birimi arasında izolasyon sağlanamayacağından, seri dirençle ölçme metodu elverişli değildir. Her ne kadar küçük çalışına gerilimli akkor (elli lamba ve LDR ikilisi ile yük akımına bağlı olarak lambadaki parlaltının LDR üzerinde akımla orantılı bir direnç değişimi meydana getirmesi prensibinden faydalanılarak, ölçme devresi ELEKTRİK MÜHENDİSLİĞİ 5. ULUSAL KONGRESİ

ile kontrol birimi arasında izolasyon sağlanabilmekte ise de, LDR'nin ısı kaynağı gibi davranan lambadan etkilenmemesi için uygun bir soğutma düzenine ve akımla lineer olarak değişen bir parlaltı elde etmek için bazı optik filtrelere gerek vardır. Bu sebeble bir diğer metot olan DA Transdüktörü ile akım ölçme daha elverişlidir [4,5]. Şekil-1'de, doyuma giren iki reaktör, bir AA kaynağı ve bir tam dalga doğrultucudan müteşekkil olan Transdüktörlü DA ölçme düzeni görülmektedir.



Şekil-1 : Transdüktörlü DA Ölçme Devresi

Bu tür bir devrede kullanılacak transdüktör elemanlarının akımı gerilime çevirmelerindeki duyarlılık asgari 10 mV/A mertebesinde olup, halka çekirdekli transdüktör transformatörü kullanılması halinde dahi magnetizasyon akım kaybı 10 A'de 160 mA mertebesinde olduğundan, küçük yük akımlarının ölçümünde bu tür transformatörler kullanılamazlar [6]. 100 mA'den küçük DA'ların hassas olarak ölçümünde daha çok Hall etkili elemanlar icicili edilmektedir [7].

II. HALL ETKİLİ ULEMANLA DA ÖLÇME.

Hali etkili elemanlarla DA ölçümünde Şekil-2'de görülen halka çekirdekli özel bir transformatör kullanılmaktadır.

Şekil-2'deki kesitle 8 mm olntak hava aralığı. I₁, I₂ nüvenin ortalama uzunluğu ve I primer sargıdan geçen (ölçülen) akımdır. Ölçülen akım ile *f* akı yoğunluğu arasındaki ilişki;

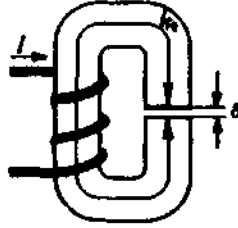
$$B = \mu_0 \frac{I_1}{\delta + I_{1E} / \mu} \quad (D)$$

olup, burada μ nüvenin permeabilitesi, (i_0 boşluğun permeabilitesi (12.57×10^{-7} W/Am) ve n sarını sayıdır.

Genellikle $I_{FE} < 1005$ olduğundan, I_{pg}/n oranı ihmal edilir ve B akı yoğunluğu;

$$B = \mu_0 \frac{ni}{\delta} \quad (2)$$

yazılabilir [7],



Şekil-2 : Magnetik Nüve kesiti

Şekil-2'de gösterilen nüvedeki hava aralığına yerleştirilen Hail etkili elemanın B akı yoğunluğuna bağlı olarak üreteceği gerilim (Hail Gerilimi) de,

$$V_H = K_{BO} \cdot I_{CO} \cdot B \quad (3)$$

eşitliğinden bulunur.

Burada K_{BO} Hail etkili elemanın açık-devre duyarlılığı ve I_{CO} Hail kontrol akımıdır. Uygulama için duyarlılığı 16 mV/mT olan Texas Instruments'in TL3103 lineer Hall-Effect Sensörü (HS) ve üretici Tırmanın tavsiye ettiği 4 mm hava aralıklı Arnold A393163-2 tip magnetik nüve seçilmiştir [8].

Şekil-3'de B-V karakteristik eğrisi görülen TL3103 Hail etkili elemanın tipik anma değerleri olarak üretici firma katalogunda ;

$$V_n = 6 \text{ volt} + (16 \text{ mV/mT})(\mu_0 n I \delta)$$

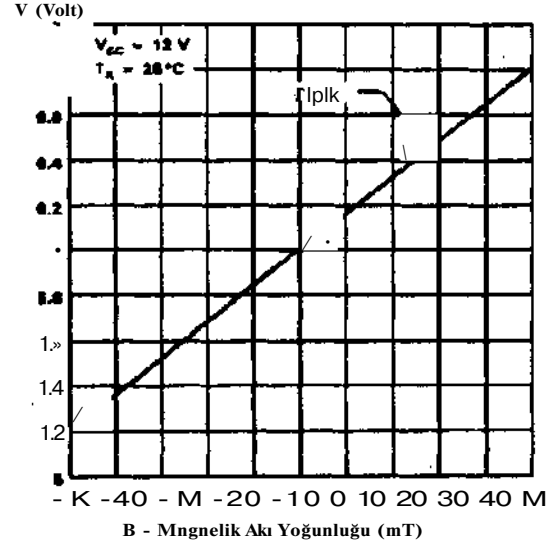
ve magnetik nüve hava aralığındaki akı yoğunluğu da

$$B (\text{Gauss}) = 1.92 n / (\text{ampcr-sarım})$$

olarak verilmektedir. Dolayısıyla Hail etkili eleman çıkış gerilimindeki değişim;

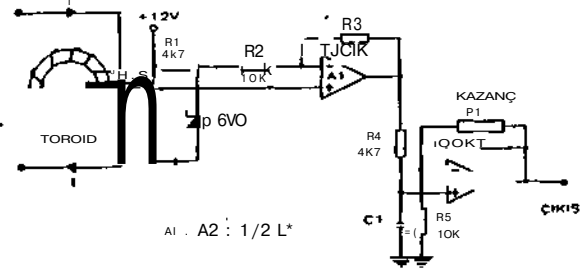
$$V_s = 3.072 n \cdot I$$

olacaktır. Buradan 100 mA için primer sargısı 2000 spir olarak bulunur.



Şekil-3 : TL3103'ün B-V Karakteristiği

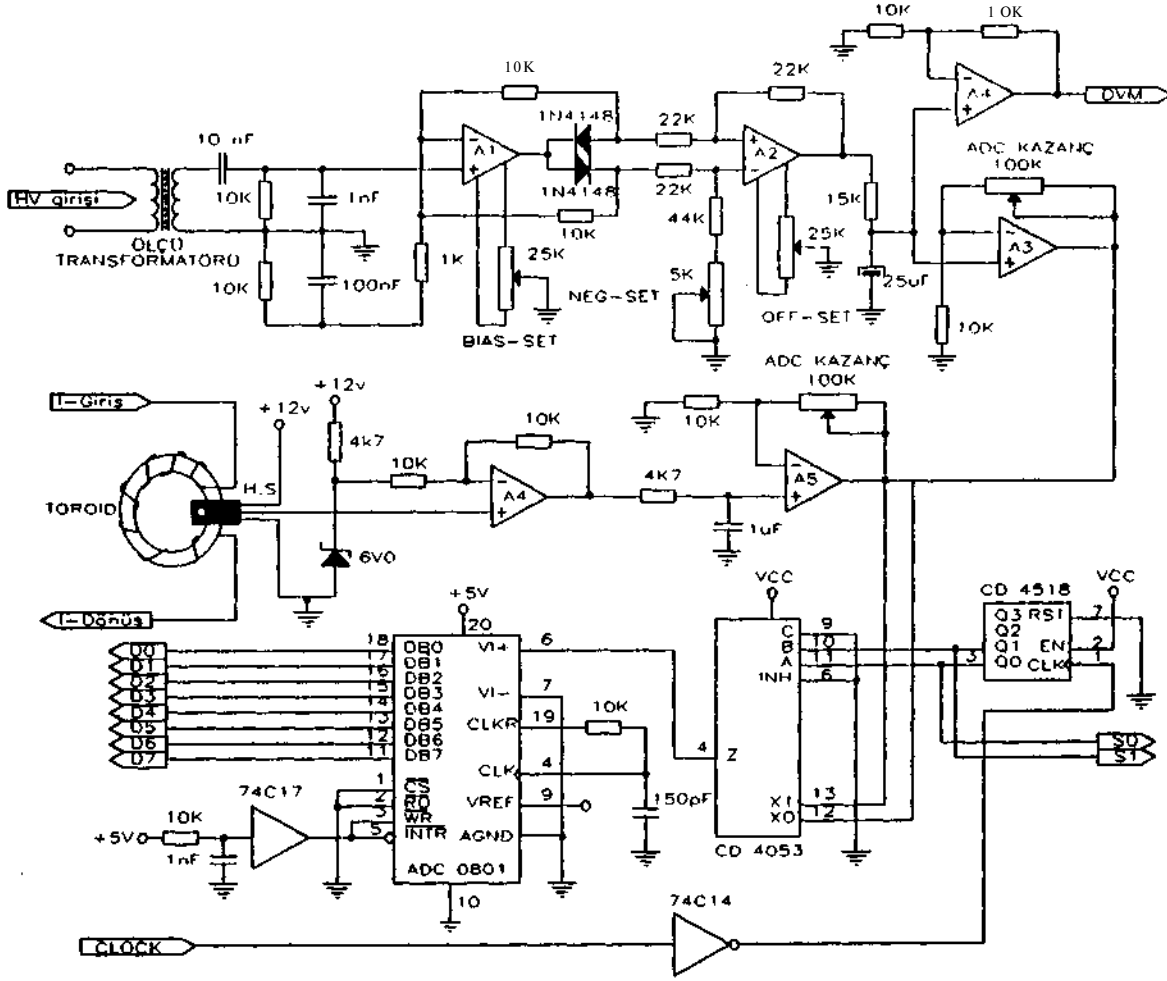
Akım ölçme düzenine ait temel devre Şekil-4'de görülmektedir. Magnetik indüksiyon yokken ($B=0$), karakteristik eğrisinden de görüleceği üzere, HS'ün çıkış gerilimi 6 V olacağından, gerilim kazancı $A_{v1} = -1$ olan A_1 işlem kuvvetlendirici (op-amp) çıkışının sifra çekilmesi gerekir. Bu amaçla A_1 'in terslendirmeyen (V^+) girişine bir Zener diyot ile 6 V'luk bir referans gerilim tatbik edilmiştir. A_1 çıkışındaki işareti kontrol birimi için uygun seviyeye çıkartmak amacıyla da, kazancı P_1 trimpofu ile %1 ila 10 arasında değiştirilebilen bir A_2 op-amp'ü kullanılmıştır.



Şekil-4 : Hail Sensörlü DA Probu Temel Devresi

III. ÖLÇME ARABAĞLAŞIM DÜZENİ

Ayarlanabilir YG-DA güç kaynağının çıkış akımı ve geriliminin denetlenmesi için, akımla birlikte, gerilimin de ölçülmesi gerektiğinden, kontrol birimine yük geriliminin geribeslenmesi ve bilgisayarla arabağlaşım yapılabilmesi için analog formdaki bu büyüklüklerin bir A/D çevirici ile dijital forma çevrilmesi gerekir. Bilgisayar arabağlaşım devresi ve A/D çeviricilerin çalışma gerilimleri ile,



Şekil-5 : Ölçme Arabağlaşım Uygulama Devresi

bunların yüksek lojik seviyeleri 5 V olduğundan, ölçme arabağlaşım devresinin çıkış gerilimi de en fazla bu değerde (5 V) olmalıdır. Bu amaçla Şekil-4'deki Pj trimpotu ile A₂'nin kazancı artırılarak, 100 mA ölçü akımına karşılık 5 V çıkış gerilimi elde edilir. A₂'nin teorik olarak hesaplanan kazanç değeri yapılan ölçmeler sonucundaki gerçek değerden farklı bulunmuş [9] ve buna sebep olarak da op-amp'lerin off-set gerilimlerinin sıfırdan farklı oldukları ve ayrıca toleransları sebebiyle dirençlerin de istenilen omik değerlerden farklı değerlerde olduğu gözlemlenmiştir.

Akım ve gerilim ölçme arabağlaşım devresinde her bir büyüklük için birer A/D çeviricinin kullanılması ekonomik olmayacağından, Şekil-5'den görüleceği üzere, devrede bir AMUX (Analog Mulliplexer) kullanılmıştır. A/D çevirici olarak, çevirme hızı 100 us, duyarlılığı 19.5 mV ve doğruluğu %0.0122 olan 8-Bitlik ADC801 IC'si tercih edilmiştir. AMUX olarak 2 kanal, 3 MUX'dan müteşekkil olan CD4053 entegre devresi (IC) ELEKTRİK MÜHENDİSLİĞİ 5. ULUSAL KONGRESİ

seçilmiştir. AMUX'un adresleyicisi olarak da, bünyesinde çift BCD (Binary Coded Decimal) sayıcı bulunan CD4518 sayıcı IC'si kullanılmıştır. Sayıcının S₀ ve S₁ olarak gösterilen çıkışları, AMUX'un analog girişlerine ait adres bilgisini bilgisayar giriş port'unda yer alan DMUX'a taşıma amacıyla kullanılmaktadır. Girişte DMUX kullanımındaki amaç, arabağlaşımında kullanılacak iletken sayısının azaltılmasıdır. Çünkü, tasarlanan sistem, değişik birimlerdeki birden fazla ölçme arabağlaşım ile uzun mesafeli arabağlaşım kablo bağlantısını gerektirmektedir [9]. Kullanılan 8 Bitlik A/D çeviricinin kuanta gerilimi

$$V_k = 5 \text{ V} / 256 = 0.0195 \text{ V}$$

ve Şekil-4'de gösterilen DA probunun 100 mA giriş akımına karşılık çıkış gerilimi 5 V olduğundan, ölçülen akım, arabağlaşım devresi çıkışından $I_k = 0.392 \text{ mA}$ 'lik adımlar dahilinde dönüştürülür. Bu yüzden ölçülen büyüklüğün $k=2.55$ düzeltme katsayısı ile çarpılarak display edilmesi gerekir.

IV. SONUÇ:

Bu çalışmada bilgisayar kontrollü II) kV doğru gerilimli sürekli dalgalı bir CO₂ lazer tüpünden geçen 10-100 mA arasındaki plazma akımını ölçmek için gerçekleştirilen bir DA prohu ve ölçme aiaabağlaşım devresi tanıtılmaya çalışılmıştır. Gerçekleştirilen DA prohunun ölçme adımı 0.392 mA olup, sağılaim DA dienei 1.23 u'dur. Bu yüzden >rop üzerinde 12.3 mW gibi çok küçük bir joule kaybı meydana gelmektedir. Prohun gerçekleştirilmesi sırasında dikkat edilmesi gereken en önemli husus, yüksek gerilimli izolasyon malzemesi ile halka çekirdek ünitesine satılan sargılarla Hail etkili elemanın iletken yüzeyleri arasındaki izolasyonun sağlanmasıdır.

KAYNAKLAR

- [1] Elalnuş, A., Tümer, İ., "Akım ve Gerilim Ölçü Transformalöleri", Kaynak Der., Sayı: 1, 1990
- [2] Böyle, J.R., Caldwell, A., Walton, J., "Current Transformers With Secondary Current Rating Lower Than 5 A", IEE Trans. on Power Delivery, Vol.3, No:2, April 1988
- [3] Elmilj, M., Fidan, M.H., "Çağdaş Endüstriyel >A ve AA Süreüleri", ODTÜ-İD(İTARMAŞ), İlişim İçerik Dizisi No: 64, Ankara-İTİS
- [4] Billings, K.L., "Handbook of Switch Mode Power Supplies", McGraw-Hill Book Co. Ltd., NY-USA
- [5] Nizami, F., Paley, J.L., "Power Electronics in Free-Running HV DC Power Transmission Systems", Proc. of the IEEE, Vol.76, No: 7, April 1988
- [6] Pei, D., J. J. C. P., "A Comp. Model of Magn. Coupling in HV DC Systems", IEEE Trans. on Power Delivery, Vol. 3, No: 2, April 1988
- [7] Siemens AG, "Components: Magnetic Field Dependent Semiconductors", Siemens Comp. D. Book, Munich-GER
- [8] Pijpenier, D.J., and Tohaben, J.J., "Linear and Non-linear Circuits Applications", McGraw-Hill Book Co. (Company), New York-USA
- [9] Allener, M. "Bilgisayar Kontrollü Modüler CO₂ Lazer Lazer Sistemini Tasarlanarak Gerçekleştirilmesi". Doktora Tezi, Fınciyes Üniv. Bilim Enstitüsü, Kayseri, Ocak-1992



Mustafa A. H. U. 195X yılında Kayseri'nin Talas ilçesinde doğdu. Yüksek Lisans eğilimini 1987 yılında Uludağ Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Elektronik Mühendisliği anabilim dalında, Doktora eğitimini 1992 yılında Fınciyes Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Elektronik Mühendisliği anabilim dalında tamamladı.

İlk görevine 1985 yılında Fınciyes Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Elektronik Mühendisliği bölümünde asistan görevlisi olarak başladıkian sonra, 1992'de öğretim görevlisi, 1992'de de öğretim üyesi oldu. Halen aynı fakülte'deki görevini sürdürmektedir.

Güç Elektroniği, Elektrik Makinalarının Elektromekanik kumandası, Endüstriyel Elektronik, Lazer ve Enstrümantasyon Elektroniği konularına ilgi duymakla olup, halen yüksek gerilimli lazer güç kaynakları ve plazma elektroniği konularında çalışmaktadır.