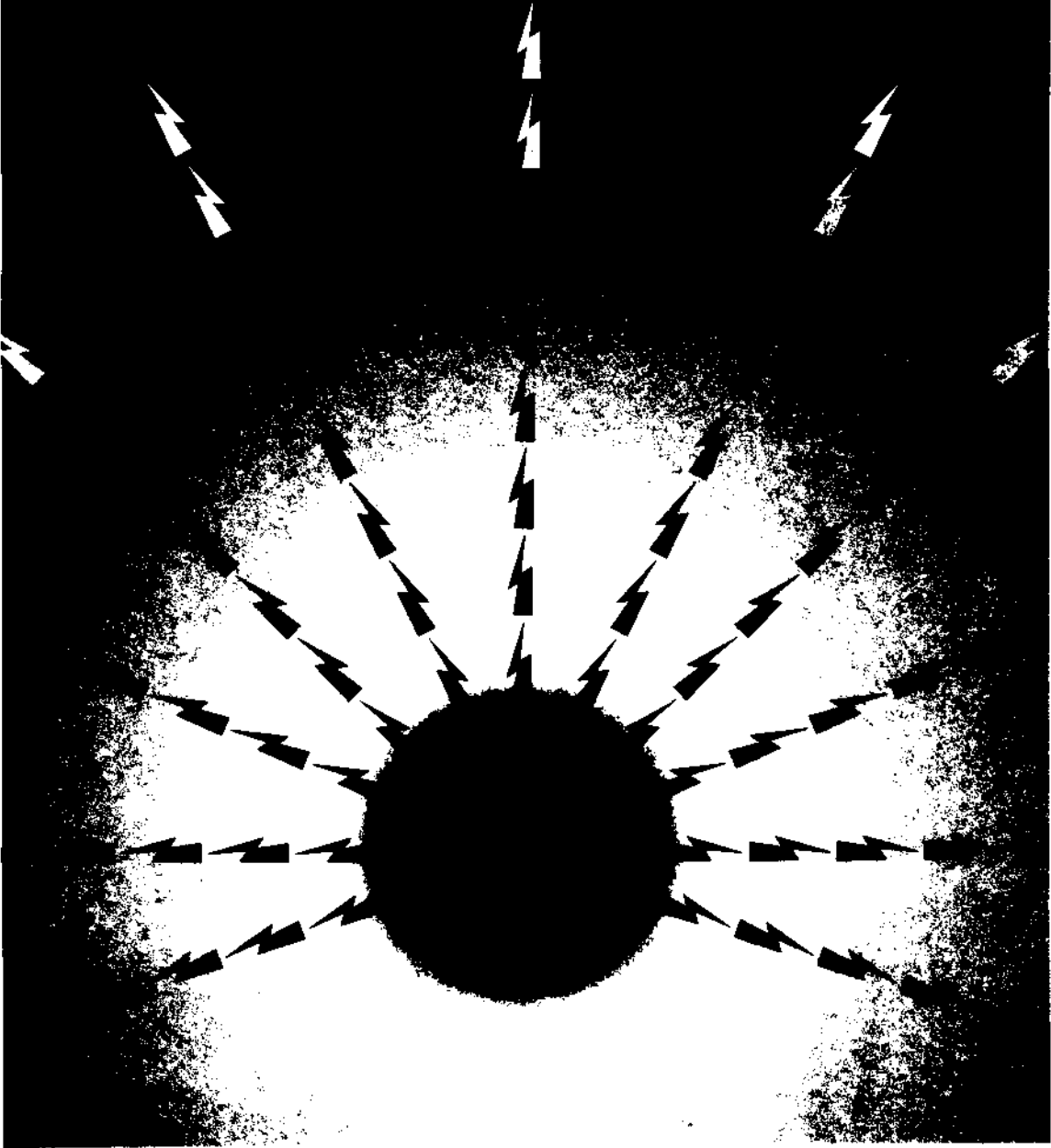


# TMMOB ELEKTRİK MÜHENDİSLERİ ODASI

## ELEKTRİK - ELEKTRONİK BİLGİSAYAR MÜHENDİSLİĞİ 7. ULUSAL KONGRESİ



TMMOB  
ELEKTRİK MÜHENDİSLERİ ODASI  
ANKARA ŞUBESİ



ODTÜ  
ELEKTRİK -ELEKTRONİK  
MÜHENDİSLİĞİ BÖLÜMÜ



TÜBİTAK

## ÖNSÖZ

TBMMO Elektrik Mühendisleri Odası Elektrik-Elektronik-Bilgisayar Mühendisliği 7. Ulusal Kongresini ve Sergisini Orta Doğu Teknik Üniversitesi'nde gerçekleştirmiş olmaktan onur ve sevinç duymaktayız. Üniversite olarak kongreye ikinci kez evsahipliği yapmamız bizi fazlasıyla mutlu etmiştir, ama mutluluğumuz asıl geçen süre içinde Odamızın, meslek yaşamımızın ve Üniversitemizin ne kadar gelişmiş olduğunu gözlemekten kaynaklanmaktadır.

Gerçekten de ilgi alanlarımızın çeşitlenmesi, bu alanlarda belli bir beceriye ulaşılmış olması, eskiden güçlü olduğumuz dallarda da gücümüzün sürmesi Elektrik-Elektronik ve Bilgisayar Mühendislerimizin ülke genelinde giderek daha fazla söz sahibi olmaları olgusunu yaratmaktadır. Bireysel başarılarımızın kurumlanmızı da ülke ekonomisi ve gelişmesi bakımından güçlendirmekte olduğu açıktır. Nitekim bu sektörlerde faaliyet gösteren kuruluş sayısı hızla artmaktadır. Bu sayısal gelişmenin nitelik bakımından da aynı hızla sürdüğünü görmek sevindiricidir. Kongremiz ve sergimiz bunun en somut kanıtını oluşturmaktadır.

2000li yılların Türkiye'sinin ihtiyaçlarını yakahyabilmek için daha çok şeyler yapılması gerekmektedir. Endüstri-Eğitim Kurumlan ve Meslek Odaları arasındaki iletişim ve karşılıklı etkileşimi güçlendirmek gerekmektedir. Bu geçmişe oranla daha sevindirici bir düzeyde sürüyor da olsa henüz gelişmiş ülkelerdeki başarılı örneklerin uzağındadır. Önümüzdeki yıllarda bu konuda daha fazla çabaya ihtiyaç vardır.

Tüm katılımcılara Kongre ve Sergimize vermiş oldukları güç için teşekkür ediyorum. Sizleri Üniversitemizde görmenin kıvancıyla selamlıyor saygılarımı sunuyorum.

Prof. Dr. Fatik Canatan  
Yürütme Kurulu Başkanı

ELEKTRİK-ELEKTRONİK-BİLGİSAYAR MÜHENDİSLİĞİ  
7. ULUSAL KONGRESİ

YÜRÜTME KURULU

Fatih CANATAN (Başkan, ODTÜ)

M. Mete BULUT (ODTÜ)  
Cengiz BEŞİKÇİ (ODTÜ)  
Gönül SAYAN (ODTÜ)  
Cemil ARIKAN (TÜBİTAK)  
M. Hacim KAMOY (ASELSAN)  
Hüseyin ARABUL (BARMEK)  
Aydın GÜRPINAR (ENERSİS)

M. Asım RASAN (EMO)  
Cengiz GÖLTAŞ (EMO)  
H. Ali YİĞİT (EMO)  
Kubilay ÖZBEK (EMO)  
M. Sıtkı Çiğdem (EMO)  
Funda BAŞARAN (EMO)  
Mustafa ÖZTÜRK (EMO)

EDİTÖRLER

Fatih CANATAN

Mehmet Mete BULUT

# ÜÇ BOŞLUKLU LAZER DİYOT (THREE CAVITY LASER DIODE) YAPISI KULLANILARAK SPEKTRAL ÇİZGİ GENİŞLİĞİNİN DARALTIKMASI

Kenan DANIŞMAN Ahmet ÖZEK

Erciyes Üniversitesi Mühendislik Fak. Elektronik Müh. Bölümü KAYSERİ

Remzi YILDIRIM

Gazi Üniversitesi Teknik Eğitim Fak. Elektrik. Elektronik Böl. ANKARA

## ABSTRACT

*Oscillation frequency shift (OFS) caused by refractive index change due to current modulation and temperature variation is an unwanted phenomenon for intensity modulation because of chromatic dispersion or modal noise is generated in practical fiber applications. In this paper, the dynamic behaviour of a three-cavity laser diode model have been analyzed and oscillation phase shift under the dynamic structure is explained theoretically. It is found that, the model proposed has provided an improvement on the oscillation frequency shift for three-cavity laser diode comparing with for a solitary laser and external cavity lasers.*

## I-GİRİŞ

Optik haberleşme sistemlerinde genlik (ışınma şiddeti) modülasyonu basitliğinden dolayı yaygın bir şekilde kullanılmaktadır. Bununla birlikte direk olarak lazer diyot (LD) akımı modüle edildiğinden, akımdaki ani değişiklikler osilasyon frekansında bir kaymaya neden olmaktadır. Modülasyondan dolayı ortaya çıkan osilasyon frekansındaki kayma, dalga boyu veya frekans chirping olarak tanımlanmaktadır [1-3]. Bu durum, taşıyıcı yoğunluğunda ve sıcaklıktaki değişimler sonucu ortaya çıkmaktadır. Dinamik çalışma altında ortaya çıkan frekans kayması spektral çizgi genişliğinde bir genişlemeye neden olmaktadır [4,5].

Tek modlu LD'lerde spektral karakteristik, optik haberleşme sistemleri ve optik fiber sensör uygulamalarında oldukça önemlidir. Uzun mesafeli yüksek bit oranlı optik haberleşme sistemlerinde dar spektral çizgi genişliği büyük bir önem taşımaktadır. Bu tür haberleşme sistemleri tek modlu ve dar spektral çizgi genişliğine sahip kaynaklarla birlikte tek modlu optik fiberleri gerektirir. Yarı iletken LD'lerde çizgi genişliği ile ilgili yapılan teorik ve deneysel çalışmalarda, yarıiletken LD'lerin sınırlı bir spektral çizgi genişliğine sahip oldukları ortaya konulmuştur. Bu ise optik fiberlerdeki dispersif etkilerden dolayı optik haberleşme sistemlerinin performansını etkilemektedir.

Dispersif etkiden dolayı, iletilen her bir moddaki genişleme ve işaretteki gürültü sistem çıkışında gözlenmektedir. Spektral çizgi genişliğinin daraltılması amacıyla literatürde bir çok metod ortaya konmuştur. Bu metodlardan en önemlisi harici geri besleme ile çizgi genişliğinin daraltılmasıdır [6,7].

Harici optik geri besleme sonucu çizgi genişliğinin daraltılması (1 OkHz) veya genişlemesi (30GHz), zayıf ve kuvvetli geri besleme şartları altında elde edilmektedir [8-10]. Kararlı bir çizgi genişliği ve daraltılmasının elde edilebilmesi için harici boşluk dikkatli bir şekilde kontrol altında tutulmalıdır. Optik geri besleme vasıtasıyla çizgi genişliğinin daraltılması ile ilgili hesaplamalar için geliştirilen metodlar, kompleks lazer ışınma alanı ve taşıyıcı yoğunluğu ile ilgili oran denklemlerinin çözümü üzerine kurulmuştur. Bununla birlikte teorik hesaplamaların zayıf geri besleme şartı için deneysel sonuçlarla uyum içinde olduğu, kuvvetli geri besleme durumunda ise bazı belirsizliklerin ortaya çıktığı literatürde belirtilmektedir [11].

## II-SPEKTRAL ÇİZGİ GENİŞLİĞİ

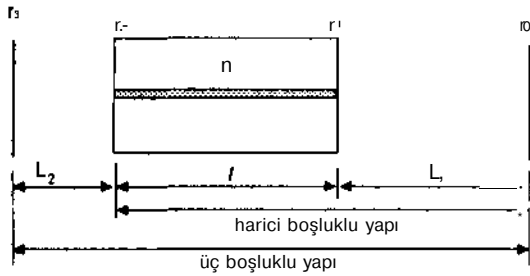
Tek mod LD'lerde spektral çizgi genişliği

$$A_v = (R/47t_l)(1+a^2) \quad (1)$$

ile ifade edilebilir [12]. Burada, R kendiğinden ışınma oranı, I aktif ortamdaki foton sayısı, a çizgi genişliği iyileştirme faktörüdür ve  $a = (A_n'/A_n'')$ 'dür. Burada  $A_n'$  ve  $A_n''$  sırasıyla aktif ortam kırılma indisinin real ve imajiner kısımlarının değişim oranlarıdır, a, aynı zamanda ortam sıcaklığına da bağlıdır. Bilindiği gibi LD'lerde akım yoğunluğu sıcaklığa göre değişmektedir. Bu ise ortamdaki taşıyıcı yoğunluğunluk değişimine neden olmakta ve bunun sonucu ise ortam kırılma indisinde değişim ortaya çıkmaktadır.

### III-ÜÇ BOŞLUKLU LAZER DİYOT YAPISI İLE FREKANS KAYMASININ BASTIRILMASI

Bu çalışmada, üç boşluklu LD için dinamik çalışma altında kırılma indisi değişimi sonucu ortaya çıkan osilasyon frekans kayması(OFS) teorik olarak analiz edilmiştir. Yapılan analizde hem LD'nin, hemde harici yansıtıcıların yansıtıcılıkları ile harici boşluk uzunlukları dikkate alınmıştır. Şekil: 1'de analizi yapılan LD görülmektedir. Burada  $r_0$ ,  $r_3$  harici yansıtıcıların,  $n$  ve  $r_2$  ise lazer diyodun yüzey yansıtma katsayıları,  $L_1$  ve  $L_2$  ise harici boşluk uzunluklarıdır.



Şekil: 1 Harici ve üç boşluklu lazer diyot formu.

Yapılan çalışmada, Fujita'nın [1] harici boşluklu LD ile ilgili analizi, üç boşluklu LD'ye uygulanarak, osilasyon frekansı kayması (Oscillation frequency shift, OFS) ve osilasyon frekansı kayma oranı (Oscillation frequency shift ratio, OFSR) teorik olarak analiz edilmiştir. Harici boşluklu lazer diyot yapısı (Şekil:1) kullanılarak faz şartı,

$$\tan \Phi = \frac{r_0(r_1^2 - 1) \sin 4\theta}{r_1(1 + r_0^2) + r_0(1 + r_1^2) \cos \Phi_0} \quad (2)$$

Burada;

$$\Phi_0 = \left( \frac{4\pi L_1 v_0}{c} \right) \left( 1 - \frac{\Delta v}{v_0} \right) \quad (3)$$

$$\Phi = \left( \frac{4\pi n l v_0}{c} \right) \left( 1 + \frac{\Delta n}{n} - \frac{\Delta v}{v_0} \right) \quad (4)$$

yazıla bitir [13].

Burada  $c$  ışık hızı,  $n$  aktif bölgenin kırılma indisi değişimi,  $v_0$  lazer osilasyon frekansı ve  $\Delta v$ ,  $\Delta n$ 'den dolayı ortaya çıkan osilasyon frekansı kaymasıdır. Denklem (2), modülasyondan dolayı oluşan  $\Delta v$  ile  $\Delta n$  arasındaki ilişkiyi ortaya koymaktadır. Harici boşluksuz LD için osilasyon frekansı kayması  $\Delta v_{11}$  [1].

$$\Delta v_{11} = \left( \frac{c}{n} \right) v_0 \quad (5)$$

ile tarif edilebilir. Bu durumda  $\frac{\Delta v}{\Delta v_{11}}$ , harici boşluklu

LD için OFSR değerini vermektedir.

Benzer yaklaşımla üç boşluklu LD için faz şartı

$$\Phi = 2m\pi + \Phi_1 + \Phi_2 \quad (5)$$

$$\tan O = \tan(O_1 + \langle \Phi \rangle) \quad (6)$$

$$\tan(O) = \frac{\tan(\Phi_1) + \tan(\Phi_2)}{1 - \tan(\Phi_1)\tan(\Phi_2)} \quad (7)$$

elde edilmiştir. Burada;

$$O_1 = \tan^{-1} \left[ \frac{-r_0(1 - r_1^2) \sin(\theta)}{r_1(1 + r_0^2) + r_0(1 + r_1^2) \cos(\theta)} \right] \quad (8)$$

$$O_2 = \tan^{-1} \left[ \frac{-r_3(1 - r_2^2) \sin(\gamma)}{r_2(1 + r_3^2) + r_3(1 + r_2^2) \cos(\gamma)} \right] \quad (9)$$

$$\theta = \frac{4\pi L_1 v_0}{c} \left( 1 - \frac{\Delta v}{v_0} \right) \quad (10)$$

$$\gamma = \frac{4\pi L_2 v_0}{c} \left( 1 - \frac{\Delta v}{v_0} \right) \quad (11)$$

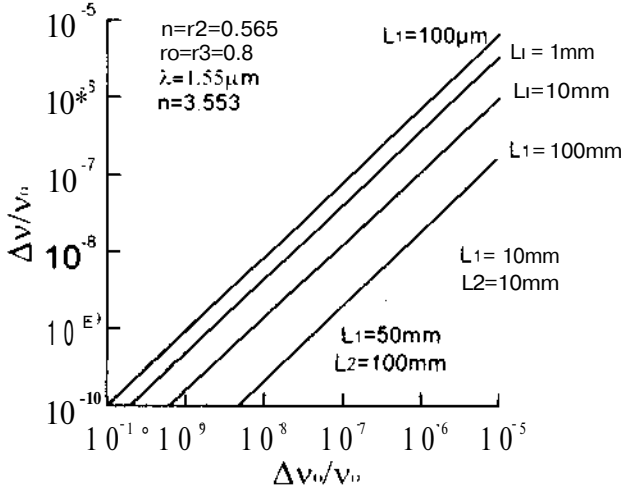
$$\Phi \cong \frac{4\pi n l v_0}{c} \left( 1 + \frac{\Delta n}{n} - \frac{\Delta v}{v_0} \right) \quad (12)$$

yazılabilir [14].

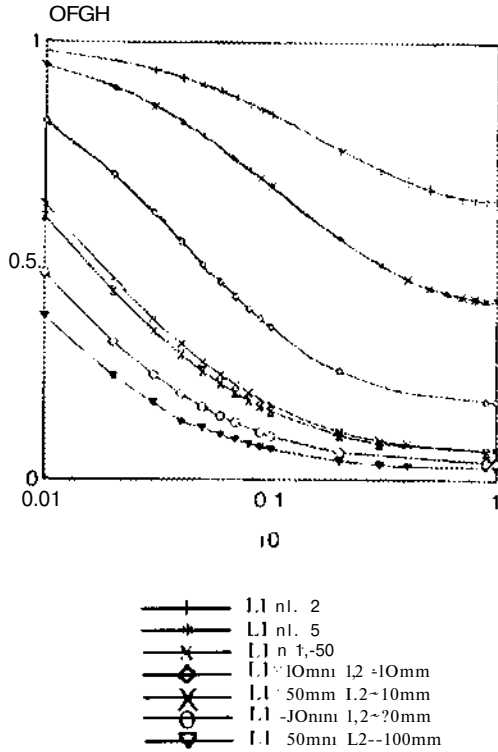
Denklemler (5) ve (12) kullanılarak  $\Delta v$  ile  $\Delta n$  arasındaki ilişki incelenmiştir. Yapılan hesaplamalarda aktif boşluk uzunluğu 300 nm, kırılma indisi  $n = 3.553$  ve  $0.55 \times 10^{-6}$  m'öe ışımaya yapan tek modlu InGaAsP/InP lazer diyot kullanılmıştır. Yapılan analizde efektif LD uzunluğu ( $L/n$ ) dikkate alınmıştır.

Şekil:2'de harici boşluklu ve üç boşluklu LD parametrelerine göre  $\Delta v/v_0$  'm  $\Delta v_{11}/v_0$  ( $\Delta n/n$ ) ile değişimi görülmektedir.  $\Delta v/v_0$  ile  $\Delta v_{11}/v_0$  arasındaki lineer ilişki OFSR'yi sabit yapmaktadır.  $\Delta v/v_0$ 'nin  $L_1$  ve  $L_2$ 'nin artmasıyla azaldığı görülmektedir. Harici boşluklu ve üç boşluklu LD için, OFSR'nin farklı boşluk uzunluklarında  $r_0$ 'a göre değişimi Şekil:3'de görülmektedir. Şekillerden de görüleceği gibi büyük  $r_0$  ve harici boşluk uzunluklarında OFSR azalmaktadır. Bu ise kuvvetli geribesleme anlamına gelmektedir ve 3 boşluklu LD daha küçük OFSR değeri sağlamaktadır. OFSR'nin

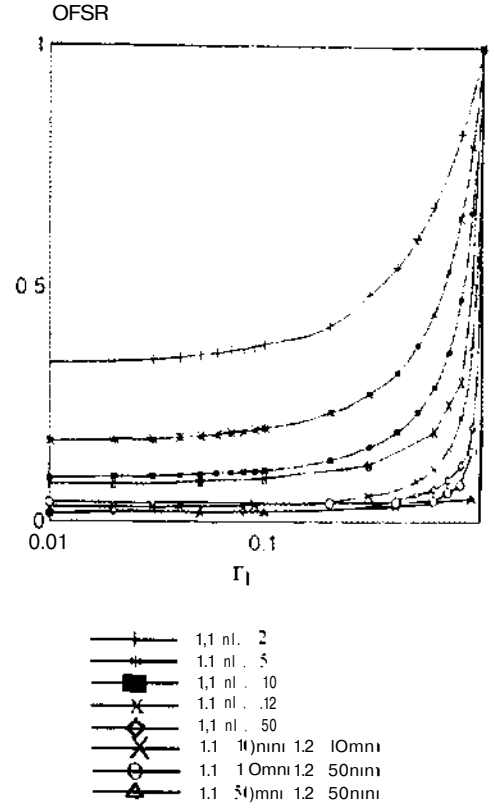
LD yüzey yansıtıcılığına( $r_1$ ) göre değişimi Şekil:4'de görülmektedir. Şekillerden hem harici boşluk uzunluklarına hemde  $r_1/e$  göre OFSR'nin azaldığı görülmektedir.



Şekil 2. Harici ve üç boşluk formu için  $\Delta v/v_{11}$ 'm  $\Delta v_0/v_0$ 'la değişimi (Düz eğriler harici boşluklu, noktali eğriler üç boşluklu LD)



Şekil 3. Şekil 6.6.  $l=300fjm$ ,  $r_1=r_2=0.565$ ,  $r_3=r_1$ ,  $X=1.55fj.m$ ,  $n=3.553$  değerleri için harici boşluklu LD formu ile üç boşluklu LD formu farklı  $L_1$  ve  $L_2$  değerleri ve  $L_1/nL$  oranları için frekans kayması bastırma oranının (OFSR)  $f_0$ 'la değişimi



Şekil 4.  $l=300um$ ,  $r_1=0.565$ ,  $\lambda=1.55\mu m$ ,  $n=3.553$  değerleri için harici boşluklu LD formu ile üç boşluklu LD formu farklı  $L_1$  ve  $L_2$  değerleri ve  $L_1/nL$  oranları için frekans kayması bastırma oranının (OFSR)  $r_1$ 'e değişimi

#### IV-SONUÇLAR

Yapılan analiz sonucu, üç boşluklu LD için osilasyon frekans kayma oranının,  $L_1$  ve  $L_2$ 'nin artırılması sonucu azaldığı görülmüştür. Sabit boşluk uzunluklarında  $r_0=r_3$  alındığında harici boşluklu LD ile üç boşluklu LD için hesaplanan OFSR'ler harici boşlukların faz değişimi aynı olduğundan değişmemiştir.  $r_3 < r_0$  durumunda ise üç boşluklu LD'nin harici boşluklu LD'ye göre daha iyi sonuç verdiği bulunmuştur. Aynı zamanda LD'nin yüzey yansıtma katsayılarının azaltılmasıyla OFSR küçülmektedir.

Sonuç olarak, üç boşluklu LD yapısında harici boşluklu LD'ye göre, küçük LD yüzey yansıtıcılığı ve büyük harici boşluk yansıtıcılıkları ile büyük boşluk uzunluklarında OFS azalmaktadır. Harici boşluklu LD'de harici boşluktan aynı fazda fotonlar yansıdığına ve üç boşluklu yapıda  $r_0=r_3$  alındığında aynı OFSR değerleri bulunmuştur. Bunun yanında  $r_0 < r_3$  durumunda yapı içindeki alan dağılımı direkt olarak harici boşlukların yapısal düzenlemelerine bağlı

olduğu görülmüştür.  $r_0 < r_3$  ve küçük LD yüzey yansıtıcılıklarında OFSR'nin azaldığı ortaya konmuştur.

#### KAYNAKLAR

[1] Fujita T., Ohya J., Ishizuka S., Fujito K., Şato H., "Oscillation Frequency Shift Suppression of Semiconductor Lasers Coupled to External Cavity", Electronics Lett., vol.20, pp.416-417, May 1984.

[2] Duan G., Gallion P., Debarge G., "Analysis of Frequency Chirping of Semiconductor Lasers in The Presence of Optical Feedback", Optic Letters, Vol. 12, no. 10, pp. 800-802, October 1987.

[3] Piazzola S., Spano P., Tamburrini M., "Small Signal Analysis of Frequency Chirping in Injection-Locked Semiconductor Lasers", IEEE Journal of Quantum Electronics, vol. QE-22, no.12, December 1986

[4] Fleming M.W., Moocardian A., "Fundamental Line Broadening of Single Mode (GaAl)As Diode Lasers" Appl. Phys. Lett, Vol.38, pp 511, 1981.

[5] Golderg L, Taylor H.F., Dandridge A., Weller J.F ., Miles R.O., "Spectral Characteristics of Semiconductor Lasers with Optical Feedback", Fleming M. W., Mooradian A., "Spectral characteristics of external-cavity controlled semiconductor lasers", IEEE Journal of Quantum Electronics, vol. OE-18, no.4, pp.444-164, Jan. 1982.

[6] Agrawal, P. Gowind, "Line Narrowing in a Single-Mode Infection Laser due to External Optical Feedback", IEEE Journal of Quantum Electronics, vol. OE-20, no.5, pp.468-471, May 1984.

[7] Şato, Hiasnao, Ohya Jun, "Theori of Spectral Linewidth of External Cavity Semiconductor Lasers", IEEE Journal of Quantum Electronics, vol. OE-22, no.7, July 1986.

[8] Wuatt R., Devlin W.J., "10KHz line width 1.5  $\mu$ m InGaAsP external cavity with 55 nm tuning range", Electron Lett., vol.19, pp.110-112, 1983.

[9] Fleming M. W., Mooradian A., "Spectral characteristics of external-cavity controlled semiconductor lasers", IEEE Journal of Quantum Electronics, vol. OE-17, pp.44-59, Jan. 1981.

[10] Kakiuchida H., Ohtsubo J., "Characteristics of a Semiconductor Laser with External Feedback", IEEE Journal of Quantum Electronics, vol. QE-30,no. 9, pp.2087-2097, September. 1994.

[11] Tromborg B., Osmundsen J.H., Olesen H., "Stability Analysis for a Semiconductor Laser in an External Cavity", IEEE Journal of Quantum Electronics, vol. QE-20, no.9, pp.1023-1032, September 1984.

[12] Henry C.H., "Theory of the Linewidth of Semiconductor Lasers", IEEE Journal of Quantum Electronics, vol. OE-18, no.5, pp.259-264, Feb 1982.

[13] Fujita T., Ishizuka S., Fujito K., Serizawa H., Şato H., "Intensity Noise Suppression and Modulation Characteristics of Laser Diode Coupled to External Cavity", IEEE Journal of Quantum Electronics, vol. QE-20,no.5, pp.492-498, May. 1984.

[14] Özek A., "Üç Boşluklu Lazer Diyot Karakteristikleri ve Frekans Kaymasının Bastırılması", E.Ü. Fen Bilimleri Enstitüsü Doktora Tezi, Kayseri, Şubat 1997.

# MANYETİK UYARIMLA DOKU İLETKENLİĞİ GÖRÜNTÜLEMESİ İÇİN SONLU ELEMANLAR YÖNTEMİ İLE İLERİ PROBLEM ÇÖZÜMÜ

M. Nejat TEK, Nevzat G. GENÇER  
Elektrik Elektronik Mühendisliği Bölümü,  
Orta Doğu Teknik Üniversitesi, 06531 Balgat Ankara

## Abstract:

*The ultimate aim of this study is to calculate the conductivity distribution of living tissues using low intensity magnetic fields. For this purpose, the currents will be induced inside the tissue by magnetic induction, and the magnetic fields of these currents will be picked up by the receiver coils placed near the tissue. In order to interpret the measurements, the induced field quantities should be calculated accurately. This is called the "forward problem" of this new imaging methodology. In this paper, a new three-dimensional Finite Element Method (FEM) formulation is presented to solve the scalar potential distribution in the conductive medium. This formulation uses 20 noded isoparametric cubic volume elements. Results are given for a spherical object with uniform conductivity excited by a current carrying circular coil. For the same geometry, the analytical expression for the solution of potential function is also derived. The representative values are presented tabularly allowing comparison with the numerical results. It is found that the error in potential function solutions is less than 1% for that selected geometry, and the accuracy can be further improved by increasing the number of nodes. The developed numerical tool will be used in the reconstruction of conductivity images.*

## GİRİŞ

Manyetik indüklemeli ve manyetik algılamalı iletkenlik görüntüleme (MİMA) yöntemi elektriksel iletkenlik değerinin cisim ile kontak olmadan ölçülmesi için kullanılan tek yöntemdir. Bu yöntemde birisi *alıcı* diğeri *verici* olmak üzere iki tip bobin bulunur. Sinüzoidal akım ile sürülen verici bobin iletken cisim üzerinde bir akım indükler. Alıcı bobin üzerinde hem verici bobindeki akım hem de iletken cisim üzerindeki akım nedeniyle bir voltaj oluşur. Verici bobinin yarattığı etki elektronik yöntemlerle yok edilirse, alıcı bobinde cismin iletkenliği ile orantılı bir sinyal oluşur. Tıbbi görüntüleme amaçlı ilk kez kullanılacak bu ölçme yönteminde, belirli bir verici bobin konfigürasyonuna göre iletken cisimde oluşan akım dağılımının bulunması ve bu akımların alıcı bobinlerde yarattığı manyetik alanın çözülmesi gerekmektedir. Bu problem *ileri problem* olarak tanımlanmaktadır. Bu çalışmada akım dağılımının bulunması için üç boyutlu sonlu elemanlar formülasyonu

gerçekleştirilmiştir. Bu formülasyona göre hazırlanan yazılımların doğruluğu geometrisi basit, analitik çözümü olan durumlar için test edilmiştir.

MİMA yöntemi ile görüntüleme özellikle insan kafası ve göğsündeki elektriksel iletkenliğin görüntülenmesi için kullanılacaktır. Elektriksel iletkenlik farklı dokularda oldukça farklı değerler alır. Bu nedenle iletkenlik görüntülerinin yüksek kontrasta sahip olması beklenmektedir. Örneğin kemik için elektriksel iletkenlik 0.0067 Siemens/m iken, kas dokusu için bu değer 0.3 Siemens/m, kan için 0.63 Siemens/m, yağ dokusu için 0.067 ohm/m ve beyin sıvısı için 1.54 ohm/m olarak verilebilir (Gençer 1993). Yöntemin tıp dışında bir çok uygulama alanı bulunmaktadır. Bu uygulama alanları Hazar'ın bildirisinde özetlenmiştir (Kazar, 1997). Tıbbi uygulama alanlarının da çok çeşitli olabileceği düşünülmektedir. Beyin fonksiyonlarının anlaşılabilmesi için yapılan Elektroensefalografi (EEG) ve Manyetoensefalografi (MEG) ölçümleri kafadaki iletkenlik dağılımı bilinemediğinden doğru tanımlanamamaktadır. Aynı şekilde insan göğsünden elde edilen Elektrokardiyografi sinyallerinden kalp yüzeyindeki potansiyellerin doğru bulunabilmesi için de göğüs bölgesindeki iletkenlik dağılımı gereklidir.

## İLERİ PROBLEM FORMÜLASYONU

Verici bobin üzerinden sinüzoidal (10 kHz) bir akım aktığında, iletken cisim üzerinde oluşan elektrik alanının iki bileşeni vardır. Bu bileşenlerden birisi zamanla değişen manyetik alan sonucunda ( $\nabla \times \mathbf{A}$ ), diğeri yüzeyde ve iletkenliğin değiştiği ara noktalarda oluşan yük birikimi sonucu ( $-\nabla \phi$ ) oluşur (Gençer, 1994). Burada  $w$  radyal frekansı,  $\mathbf{A}$  manyetik vektör potansiyeli,  $\phi$  skalar potansiyeli göstermektedir. Manyetik vektör potansiyel belirli bir bobin konfigürasyonu için kolaylıkla hesaplanabilir (Plonsey, 1961). Skalar potansiyelin gerçek kısmının ihmal edilebilir olduğu gösterilmiştir (Gençer, 1994).

Gösterimde kolaylık amacıyla  $\nabla \times$  sanal kısmı temsil ederse cisim üzerindeki potansiyel dağılımını veren kısmi türevsel denklemler ve sınır koşulları şu şekilde verilebilir (Gençer 1993, 1994, 1996) :



$$\nabla \cdot (\sigma \nabla \phi) = V - (CT/O A)$$

$$\frac{\partial \phi}{\partial n} = -co A_n$$

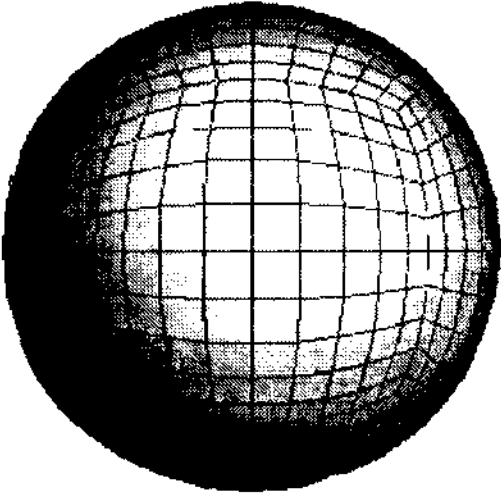
Burada  $A_n$  manyetik vektör potansiyelin yüzeye normal olan kısmını,  $a$  iletkenlik değerini temsil etmektedir

i) Sonlu elemanlar yöntemi ile çözüm :

Yukarıda verilen türev denkleminin 3 boyutlu bir uzayda çözülebilmesi için Sonlu Elemanlar Metodu kullanılması planlandı ve bu amaçla yeni bir formülasyon yapıldı. Formülasyonda eleman içindeki değişimlerin 20 ara fonksiyonla ifade edilmesi düşünüldü ve Galerkin test metodu kullanılarak türevsel denklem lineer bir denklem seti haline getirildi. Bu yöntemle J noktadaki skalar potansiyel değerlerini elde etmek için

$$C\phi = b$$

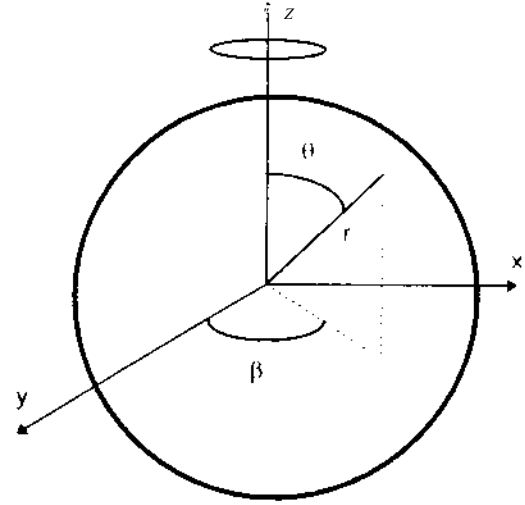
şeklinde bir matris denkleminin çözülmesi gerekmektedir. Burada  $\phi$  Jx1 boyutunda bilinmeyen skalar potansiyel değerlerini içeren vektör,  $b$  yük birikimini içeren aynı boyuttaki kaynak vektörü,  $C$  ise JxJ boyutunda geometri ve iletkenlik dağılımı bilgisini içeren katsayı matrisidir. Şekil 1'de bu çalışmada kullanılan ağ yapısı için bir örnek verilmiştir.



Şekil 1 : Üç boyutlu cisim ve ağ yapısı

ii) Homojen Küre için analitik çözüm

İletkenliği homojen bir küre içinde oluşacak potansiyel alan şu şekilde açılabilir (Şekil 2) :



Şekil 2 : Homojen küre için analitik çözümde kullanılan koordinat sistemi

$$\langle Kr, O, p \rangle = \sum_{m=0}^{\infty} \sum_{n=0}^{\infty} (a_{nm} \cos(n\phi) + b_{nm} \sin(n\phi)) r^m / r^n ; (\cos(\theta))$$

Burada verilen katsayılar sınır koşullarından şu şekilde bulunacaktır:

$$a_{nm} = -a_n \frac{(2l+1)!}{l! n!} \frac{(l-k)!}{(l+k)!} \int_0^{\pi} \int_0^{2\pi} A_n(r) \cos(k\phi) \sin(n\theta) r^2 \sin\theta dr d\theta d\phi$$

$$b_{nm} = -a_n \frac{(2l+1)(l-k)!}{l! n! (l+k)!} \int_0^{\pi} \int_0^{2\pi} A_n(r) \sin(k\phi) \sin(n\theta) r^2 \sin\theta dr d\theta d\phi$$

Denklemlerde  $P_l^k(\cdot)$  Legendre fonksiyonunu göstermektedir.

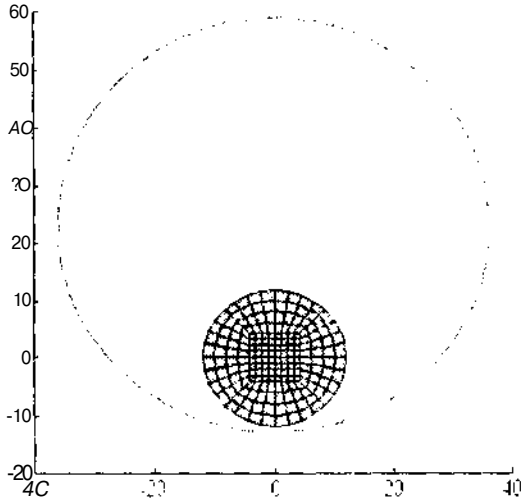
İLERİ PROBLEM ÇÖZÜMÜNDE DOĞRULUK TESTLERİ

Bu çalışmada çözümler 128 Mbayt bellekti, Pentium 166 MHz işlemcili kişisel bilgisayar kullanılarak elde edildi. İki tür bobin-iletken konfigürasyonu için testler yapıldı.

Disk şeklinde iletken bir cisim ve diskle aynı düzlemde, diski saran bir bobin düzeneği için potansiyel dağılımı çözüldü (Şekil 3). Daha önce yapılan çözümlerde (Gençer 1994) kullanılan 2 boyutlu dairesel cisim çok ince bir silindir ile modellendi (kalınlığı 0.01 cm). Bobin 1 amper ve 50Khz lik alternatif akımla sürüldü. Cisim yüzeyinde eşit aralıklı 16 değişik noktadaki potansiyel değerleri, daha önce yayınlanan sonuçlar (Gençer 1994) ve yüzde hatalar Tablo 1'de verilmiştir.

Tablo 2 : İKİNCİ BOBİN-SARIM DÜZENEGİ İÇİN ANALİTİK VE SAYISAL POTANSİYEL ALAN ÇÖZÜMLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI

FEM (V)	Analitik (V)	% Hata
2.55E-04	2.55E-04	0
5.65E-04	5.66E-04	0.18
7.02E-04	703E-04	0.14
2.86E-04	2.88E-04	0.7
606E-04	609E-04	0.5
-1.50E-04	-1.52E-04	1.34
-5.22E-04	-525E-04	0.57
-6.96E-04	-6.99E-04	0.43
-2.54E-04	-2.53E-04	0.39
-5.65E-04	-5.65E-04	0



Şekil 3 :Silindirik cisim, bobin düzeneği

İkinci bir test için iletkenliği sabit bir kürenin verici bobinle uyarılması durumunda potansiyel alan dağılımının çözümü için bir açılım elde edildi ve bilgisayar programı yazıldı. Birinci teste benzer olarak 5 'cm yarıçaplı, üzerinden 1 amper ve 50Khz lik alternatif akım geçen bir bobinin, merkezi orijinde bulunan 1 cm yarıçaplı bir küre üzerinde neden olduğu potansiyel dağılımı analitik ve sayısal yöntemlerle çözüldü. Verici bobinin merkezi x, y, z eksenlerinde 3cm, 0cm ve 0cm olarak belirlenmiştir. Analitik ve sayısal çözümler ile yüzde hata Tablo 2de verilmiştir. Verilen sonuçlar 1201 düğüm elemanı kullanılarak elde edilmiştir. Daha çok düğüm elemanı kullanılarak yüzde hata daha da iyileştirilebilmektedir

Tablo 1 : BİRİNCİ BOBİN-CİSİM DÜZENEGİ İÇİN ANALİTİK VE SAYISAL POTANSİYEL ALAN ÇÖZÜMLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI

.An (mV)	2 D FEM	3D FEM	%Hata
2.7205	2.7202	2.7037	0.62
2.2253	2.2247	2.2159	0.42
1.4245	1.4240	1.4291	0.32
0.3600	0.3589	0.3794	5.3
-0.8992	-0.8931	-0.8562	4.7
-2.1880	-2.1876	-2.1591	1.32
-3.2523	-3.2509	-3.2292	0.71
-3.6833	-3.6800	-3.6660	0.47
-3.2523	-3.2509	-3.2548	0.07
-2.1880	-2.1876	-2.1924	0.20
-0.8992	-0.8931	-0.8983	0.68
0.3600	0.3589	0.3501	2.75
1.4245	1.4240	1.4066	1.25
2.2253	2.2247	2.2051	0.91
2.7205	2.7202	2.6987	0.80
2.8878	2.8876	2.8674	0.71

## SONUÇ

Tıbbi görüntüleme amacıyla kullanılmak üzere geliştirilmesi düşünülen manyetik-indükleme manyetik-algılama sisteminde verilerin doğru yorumlanabilmesi için indüklenen akımların doğru hesaplanabilmesini gerektirmektedir. Bu amaçla yeni bir Sonlu Elemanlar yöntemi formülasyonu yapıldı ve yazılım hazırlandı. Sayısal yöntemin doğruluğunun test edilmesi için basit geometriler için analitik çözümler elde edildi, karşılaştırmalar yapıldı.

Küre için verilen analitik formüldeki seri açılımının artışı 20 katsayıdan sonra ihmal edilebilir derecede küçülmektedir. Fakat bir katsayının hesaplanmasındaki integrallerin küre üzerinde örnekleme aralıklarını, bobin yarıçapı küçüldükçe küçültmek gerekmektedir. Yarıçapı 5 cm olan bobin için seri katsayılarındaki integral  $n/80$  aralıklarla örneklendiğinde potansiyel hassas olarak hesaplanabilmektedir. Bobin yarıçapı 0.4 cm'ye düşürüldüğünde  $T_1/150$ 'lik aralıklarla örneklenen seri katsayısı hesaplanmasındaki integral yakınsamamaktadır. Seri katsayılarının integralleri  $n/150$  ve  $T_1/250$  aralıklarla örneklendiğinde potansiyelin en yüksek olduğu noktada % 30 değişim gözlenmektedir. Örneklemin artması programın çalışma süresini arttırmaktadır. Analitik hesaplamaları yapan program Ansi C dilinde yazılmış ve çalışma süreleri Sun Sparc 20 model bir bilgisayarda ölçülmüştür. 20 katsayı, integraller  $T_1/80$ 'le örneklendiğinde 3 saat,  $T_1/150$  ile örneklendiğinde 10 saat,  $T_1/250$  ile örneklendiğinde ise 28 saat sürmektedir. Örneklemeyi daha fazla artırmak süre açısından pratik olmayacağından bu integralin hesaplanması için farklı bir yol aranması gerekmektedir.

İletkenlik dağılımı görüntülenecek cisim için indüklenen akım, tahmini bir iletkenlik dağılımı için hesaplanabilir. Bu işlemden sonra indüklenen akımların alıcı bobinde oluşturduğu manyetik alan

kolaylıkla elde edilebilir. Ölçümlerle karşılaştırılan çözümler cismin iletkenlik dağılımı hakkında yeni bilgi üretecektir. Bu problem "geri problem" olarak adlandırılabilir. Çalışmalar geri problem çözümü yönünde ilerlemektedir.

#### KAYNAKLAR

(Gençer,1993) N. G. Gençer, Electrical Impedance Tomography Using Induced Currents, *ODTÜ Elektrik Elektronik Bölümü Doktora Tezi*, 1993.

(Gençer, 1994) N. G. Gençer, M. Kuzuoğlu, Y. Z. İder, Electrical Impedance Tomography Using Induced Currents, *IEEE Transactions on Medical Imaging*, Vol. 43, No. 2, sayfa 338-350, Haziran 1994.

(Gençer, 1996) N. G. Gençer, Y. Z. İder, S. J. Williamson, Electrical Impedance Tomography: Induced-Current Imaging Achieved with a Multiple Coil System, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 43, sayfa 139-149, Şubat 1996.

(Plonsey, 1961) R. Plonsey, R. Collin, Principles and Applications of Electromagnetic Fields, Mc-Graw Hill Book Company, 1961.

(Kazar, 1997) Barış M. Kazar, Nevzat G. Gençer, Doku İletkenliklerinin Kontak Olmadan Görüntülenmesi İçin Çevirgeç Tasarımı, Elektrik Elektronik Bilgisayar Mühendisliği 7. Ulusal Kongre Bildirisi, Şubat 1997

# DOKU İLETKENLİKLERİNİN KONTAK OLMADAN GÖRÜNTÜLENMESİ İÇİN ÇEVİRGEÇ TASARIMI

BanşM. KAZAR, Nevzat G.GENÇER  
Orta Doğu Teknik Üniversitesi  
Elektrik-Elektronik Mühendisliği Bölümü,  
06531 Balgat Ankara

## Abstract:

*Finding conductivity distribution of living tissues is of considerable interest for many purposes in medicine. Especially, for electroencephalographic studies, the measured signals can be more accurately interpreted if the conductivities of scalp, skull, cerebrospinal fluid and brain can be detected. In this study, a methodology is proposed for the transducer design of a new imaging modality that is based on magnetic induction and magnetic receiving coils. The transmitter (induction) coil is placed in the middle of the two receiver coils at equal distances. The primary electromotive forces induced in the receiver coils is eliminated connecting the receiver coils in opposite directions. If a conductive tissue is to be brought nearby one of the receiver coils, the currents induced in the tissue generates secondary fields. Thus this fields can be measured by the nearby receiver coil reflecting the conductivity of the tissue. For the assumed coil configuration the analytical expression derived for the signal of a conductive ring is analyzed. The effects of configuration parameters on the optimal conductive ring radius is investigated. The equal strength curves for the received signal are displayed and coil parameters are extracted that produce signals higher than assumed noise in the measurements.*

## GİRİŞ

Manyetik-indükleme manyetik algılama yöntemi iletkenlik değerlerinin elde edilmesi için yüz yıldan fazla bir süredir kullanılmaktadır. Bu yöntemde sinüzoidal akım ile sürülen bir *verici* bobinin çevresinde zaman ile değişen manyetik alan oluşturulur. Bu bobine belirli bir uzaklıktaki *alıcı* bobinde oluşan elektromotif kuvvet ölçülür. Bobinlere yaklaştırılan iletken bir cisimde cismin iletkenliği ile orantılı akım indüklenir. indüklenen akım kendi manyetik alanını oluşturur ve bu manyetik alan alıcı bobin tarafından ölçülerek cismin iletkenliği elde edilir. Bu çalışmada tıbbi görüntüleme amacıyla *ilk* kez kullanılacak bu yöntem için minyatür çevirgeç tasarımı yapılmıştır.

insan kafa ve göğüs bölgesindeki elektriksel iletkenlik dağılımının elde edilebilmesi için uygulanabilirliği araştırılan tek yöntem Elektriksel Empedans

Tomografisi'dir (İder 1990, McArdle 1989, Holder 1992). Bu yöntemde görüntülenecek cismin çevresine belirli sayıda elektrot yerleştirilmekte, bir elektrot çiftinden akım uygulanmakta, yüzeyde oluşan potansiyel farklar diğer elektrot çiftleriyle ölçülmektedir. Akım uygulanan elektrot çiftleri değiştirilerek veri sayısı artırılmakta, elde edilen verilerden değişik matematiksel algoritmalar kullanılarak elektriksel iletkenlik dağılımının bulunmasına çalışılmaktadır. Son yıllarda akım uygulamalı EET yöntemine alternatif olarak akım indüklemen yöntem geliştirilmiştir (Purvis 1993, Gençer 1993, Gençer 1994, Gençer 1996). Bu yöntemde görüntülenecek cisim saracak biçimde indükleme bobinleri yerleştirilir, iletken cisimde bu bobinler aracılığıyla akım indüklemek için zamana göre değişen (sinüzoidal) manyetik alanlar uygulanmakta ve komşu yüzey elektrotları ile de voltaj ölçümleri yapılmaktadır. Merkezleri değişik noktalara yerleştirilen bobinler aracılığıyla uzayda dağılımı farklı manyetik alanlar uygulanmakta ve veri sayısı artırılmaktadır.

Yukarıda belirtilen EET yöntemlerinde iletkenliği görüntülenecek cisim ile doğrudan temas kurulmaktadır. Akım uygulamalı EET yönteminde akım uygulanan noktadaki yoğunluk dokuya zarar verme sınırları altında tutulduğundan cisim içine gönderilen akım az olmakta, bu nedenle görüntüyle oranla sinyal seviyeleri düşük çıkmaktadır. Veri sayısını arttırmak için elektrot sayısının artırılması gerekmekte, bu ise insan vücuduna bağlanan kablo sayısının artırılması anlamına gelmektedir. Kullanılan her elektrodun uzaydaki koordinatlarının bilinmesi gerekmektedir. Bu yöntemin kafaya uygulamasındaki en büyük sorun kafatasının varlığıdır, iletkenliği az olan kafatası nedeniyle uygulanan akımların sadece çok az bir kısmı beyin bölgesine girebilmekte, bu ise sinyal seviyesini düşürmektedir. Buna karşılık akımın indüklenmesi durumunda kafatasının varlığı büyük bir engel teşkil etmemektedir. Ancak voltaj ölçümleri için bağlanan elektrotlar benzer sorunlara sebep olmaktadır. Ölçüm kablolarında indüklenen elektromotif kuvvet ölçümleri etkilemektedir. Görüntünün iyi bir biçimde elde edilebilmesi için değişik uzayda değişen manyetik alanlar uygulanması gerekmektedir. Daha iyi görüntü elde etmek için ölçüm elektrotlarının sayısı artırılmalıdır.

Bu çalışmada kullanılan manyetik-indükleme manyetik-algılama yönteminin jeofizikteki ilk uygulamaları H. G. Doll'un çalışmaları (Doll, 1949) ile başlamıştır. Bu çalışmalarda tasarlanan ve uygulanan fark çevirgeçlerinin verimliliği sonraki yıllarda konuyla ilgili gelişmelerin başlangıç noktasını oluşturmuştur. Bu konudaki araştırmaların çoğunluğu Schlumberger, Wellex, Gearhart ve Dresser gibi özel kuruluşlar tarafından yapıldığı için varolan yayınlar, gelişmesi amacıyla yapılan araştırmaların gerçek hacmini yansıtmamaktadır. Bu nedenle Batı ülkelerinde konuya katkıda bulunanların kapsamlı dökümü yapılamamaktadır. Bu araştırmalardan birkaç tanesi şöyledir: (Doll, 1949; Moran, 1962; Dueterhoeft, 1961). Bunlara paralel olarak eski Sovyetler Birliği'nde teoremin geliştirilmesi, verilerin yorumu ve aygıt geliştirilmesi konusunda çalışmalar yapılmıştır. Bu konudaki ilk gelişmeler açılan bir kuyu içerisine yerleştirilen manyetik dipolün yarattığı manyetik alan dağılımının bulunması amacıyla yapılan kuramsal çalışmalar sonunda başlamıştır (V. Nikitina, 1960). Sovyetler Birliği'nde manyetik-indükleme manyetik-algılama konusunda ilk aygıt 1957 ve 1958 yıllarında Akselrod (Akselrod, 1960) tarafından yapılmıştır. Bu çalışmaların bir özeti A. Kaufman tarafından verilmiştir (Kaufman, 1989). Bu yöntemin yüksek frekanslarda uygulanımı için yeterli kuramsal gelişme, veri yorumu ve aygıt tasarımı ile ilgili bilgiler ise Antonov ve Privorotskiy tarafından sağlanmıştır (Antonov, 1975). Yöntem aynı zamanda oşinografik enstrumantasyon alanında deniz suyunun tuzluluk derecesinin bulunması (N. L. Brown, 1963), ve metalürji alanında metal ve yarı iletkenlerde kirlilik konsantrasyonunun bulunması amacıyla (Miyamoto, 1967) kullanılmaktadır.

Bu yöntem şu ana kadar jeofiziksel araştırmalarda, deniz suyunun tuzluluk derecesinin belirlenebilmesi ve metal ve yarı iletkenlerde zararsız ve kontak olmadan kirlilik konsantrasyonunun saptanabilmesi için kullanılmaktadır. Yöntemin biyomedikal alanında kullanımı ilk kez 1968 yılında düşünülmüş ve insan göğsü ve kafasının ortalama iletkenlik değerleri elde edilmiştir. Bu çalışmada yöntemin karmaşık teorik temeline değinilmeden, basit varsayımlar kullanılarak ölçümlerle iletkenlik arasındaki matematiksel ilişki kurulmuş ve bir veri toplama sistemi geliştirilerek deneysel çalışmalar yapılmıştır. O tarihlerde tıbbi görüntüleme yöntemleri, yani insan dokularının belirli fiziksel özelliklerinin uzaysal dağılımlarının bulunması, daha yeni yeni gelişmekteydi. Bu nedenle yöntem tıbbi görüntüleme amaçlı değil, sadece ortalama değerlerin saptanması amacı ile kullanılmıştır (Doğal kaynakların belirlenebilmesi için jeofiziksel amaçlı araştırmalar ise daha eskidir ve daha hızlı gelişmiştir.). Yöntemin tıbbi uygulaması çok önemlidir. Beyin fonksiyonlarının anlaşılabilmesi için yapılan Elektroensafalografi (EEG) ve Manyetoensafalografi (MEG) ölçümleri kafadaki

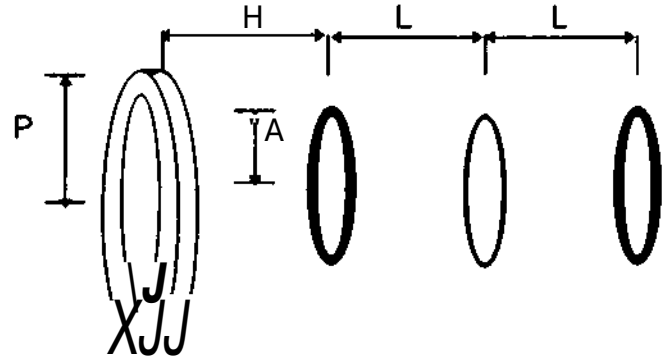
iletkenlik dağılımı bilinemediğinden doğru tanımlanamamaktadır. Aynı şekilde, insan göğsünden elde edilen Elektrokardiografi sinyallerinden kalp yüzeyindeki potansiyellerin doğru bulunamamasındaki en büyük etken, göğüs bölgesindeki elektriksel iletkenliğin bilinmemesidir.

Minyatür çevirgeçler ile ilgili yapılan ilk deneysel çalışmalar 1995 yılı sonunda New York Üniversitesi Nöromanyetizm Laboratuvarında N.G. Gençer tarafından gerçekleştirilmiştir. Yapılan bu ilk çalışmalarda plastik bir boru içinden geçen bir damla tuzlu suyun çevirgeç önünden geçişi algılanabilmiştir. Prototip sistem canlı dokuların iletkenliklerini de algılayabilmiştir.

Yapılan bu olumlu ön çalışmalar yeni ve daha doğru ölçümler yapan yeni bir veri toplama sisteminin gerçekleştirilmesi için başlatılan kapsamlı bir çalışmanın parçasıdır.

## YÖNTEM

Bu çalışmada EET yöntemleri yerine, insan kafa ve göğsünün iletkenlik dağılımının görüntülenmesi için *manyetik indüklemen* ve *manyetik algılama* iletkenlik görüntüleme çevirgeci tasarımı yapılmıştır, iletken cisim ve bobin yerleşimi Şekil 1'de verilmiştir. Görüntüleme amacıyla ya bir tane çevirgeç kullanılarak iletkenliği bulunacak cisim üzerinde değişik noktalardan veri toplanacak, ya da görüntüleme alanı üzerine çok sayıda çevirgeç yerleştirilecektir. Uygulanacak sarım tasarımında verici bobine eşit uzaklıkta konulan eşit sarımlı iki bobin ters bağlanmıştır. Bu durumda verici bobinden gelen indüklenmeler birbirini yok edeceğinden, iletken cismin olmadığı durumda ölçülecek voltaj değeri sıfır olacaktır. İletken cisim ise üzerinde indüklenen akım nedeniyle alıcı bobinlerde iletkenliği ile orantılı bir voltaj oluşturacaktır.



Şekil 1: Sarım konfigürasyonu. Burada P ve A iletken halka yarıçaplarını, H cisme yakın bobinle cisim arasındaki mesafeyi, L alıcı-verici bobin arasındaki mesafeyi göstermektedir.

Belirlenen bir alıcı bobin yarıçapı A, bobin yüksekliği H ve alıcı-verici bobin uzaklığı L'ye karşılık gelen optimum (ölçüm voltaj seviyesini maksimum yapan) P (P<sub>opt</sub>) değerini bulmak mümkündür. Bu değerler aşağıdaki ifadelerden faydalanılarak bulunabilir (Tarjan ve McFee, 1968):

$$\sqrt{\left(\frac{P}{A} \cdot \frac{H}{A} \cdot \frac{L}{A}\right)} = \frac{\omega^2 \mu \sigma \Delta^2 N m_0}{471.4} \cdot \frac{x}{\left[r^2 + (y + \lambda)^2\right]^{3/2}}$$

$$\left\{ \sqrt{(1+x)^2 + y^2} \cdot \left[ \left(1 - \frac{k_1^2}{2}\right) \cdot K(k_1^2) - E(k_1^2) \right] - \sqrt{(1+x)^2 + (y+2\lambda)^2} \cdot \left[ \left(1 - \frac{k_2^2}{2}\right) \cdot K(k_2^2) - E(k_2^2) \right] \right\}$$

Yukarıdaki ifade de kullanılan parametreler şöyle tanımlanmıştır:

$$x = \frac{P}{A} \quad ; \quad y = \frac{H}{A} \quad ; \quad \lambda = \frac{L}{A}$$

$$k_1^2 = \frac{4y}{(1+x)^2 + y^2} \quad ; \quad k_2^2 = \frac{4x}{(1+x)^2 + (y+2\lambda)^2}$$

n manyetik geçirgenliği (permeability), m<sub>0</sub> verici bobini temsil eden manyetik dipol şiddeti, a elektriksel iletkenliği. A iletken halka kalınlığını göstermektedir.

Optimum P değerinin L parametresine göre nasıl değiştiği, L değeri değiştirilerek bir çok kez optimizasyon yapılması sonucu bulunabilir. Bu değişimin alıcı bobin iletken cisim mesafesine bağlılığını bulmak için ise yukarıda yapılan optimizasyon dizisinin değişik H değerleri için tekrarlanması gerekmektedir. Şekil 2'de değişik H değerleri için elde edilen P<sub>opt</sub>-L grafikleri verilmiştir.

Yukarıdaki çalışmada bobin parametrelerinin değişiminin, algılanabilecek optimum iletken halka yarıçapına ilişkisi araştırılmıştır. Ancak bu parametrelerin seçiminde alıcı bobinlerden ölçülecek voltaj seviyesinin gürültüye oranı etkili olacaktır. Grafiklerde verilen her (P,L,H) için elde edilen voltaj değerlerinden eş-potansiyel eğrileri oluşturulmuş ve aynı şekil (Şekil-2) üzerine çizilmiştir. Bu şekilden belirli bir gürültü seviyesi için kullanılabilir (gürültü seviyesinin üzerinde voltaj üreten) P-L-H alanı bulunabilir.

## SONUÇ

Bu çalışmada yarıçapı 0.025 mm olan 1000 sarımlı alıcı bobin, yarıçapı 0.025 mm ve 20 sarımlı verici

bobin olduğu var sayılmıştır. L parametresi 0.1-3 cm, H parametresi 0.5-2.5 cm arasında değerler almaktadır. Şekil 2'de farklı H değerleri için P<sub>opt</sub>'un L'ye göre değişimi verilmiştir. P<sub>opt</sub>'un L'ye göre değişimi verilen aralıkta yaklaşık doğrusaldır (0.5 cm/cm) ve farklı H değerleri için yapısını korumakta, sadece dikey olarak kaymaktadır. P<sub>opt</sub>'un sabit bir L değeri için H'ye göre değişimi çok daha yüksektir (1.5 cm/cm) Gürültü seviyesi 10 µV olarak alındığında algılama yapılabilecek (yani alınan sinyalin gürültüden yüksek olduğu) bobin parametre bölgesi şekilde taranmıştır.

## KAYNAKLAR:

(Akselrod, 1960) S. M. Akselrod, Geometric Factors of Induction Logging Probes, taking into account skin effect, *Geophysica*, No 2.

(Antonov, 1975) Y. N. Antonov, B.I. Prvorotsky, High Frequency Induction Logging, *Tr Inst Geol Geofiz Sib. Otdel. Akad. Nauk, SSSR*, 1975

(Brown 1963) N. L. Brown, A proposed in situ salinity sensing system, Marine sciences instrumentation, Vol. 2, New York, Plenum Press, sayfa 19-24, 1963.

[Doll, 1949] H G Doll, Introduction to induction logging and application to logging of wells drilled with oil base mud, *Journ. Pet. Technol*, Vol. 1, 1949.

(Duesterhoeft, 1961) W. C. Duesterhoeft Jr., The effect of coil design on the performance of the induction log, *Journ. Pet Technol* Vol. 13

(Gençer,1993) N. G. Gençer, Electrical Impedance Tomography Using Induced Currents, *ODTÜ Elektrik Elektronik Bölümü Doktora Tezi*, 1993.

(Gençer, 1994) N. G. Gençer, M. Kuzuoğlu V. Z. İder, Electrical Impedance Tomography Using Induced Currents, *IEEE Transactions on Medical Imaging*. Vol. 43, No 2, sayfa 338-350, Haziran 1994

(Gençer. 1996) N. G. Gençer, Y. Z. İder, S. J. Williamson, Electrical Impedance Tomography: Induced-Current Imaging Achieved with a Multiple Coil System, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol 43. sayfa 139-149. Şubat 1996.

(Kaufman, 1989) A. A. Kaufman, G. V. Keller, Induction Logging, *Elsevier Science Publishing Company Inc.*, New York, 1989

(Holder, 1992a) D. S. Holder, Electrical Impedance Tomography with cortical or scalp electrodes during global cerebral ischaemia in the anaesthetized rat *Clin. Phys. Physiol. Meas.*, Vol 13, 87-98, 1992

(Holder 1992b) D. S. Holder, Detection of cortical spreading depression in the anaesthetized rat by impedance measurement with scalp electrodes, implications for non-invasive imaging of the brain with electrical impedance tomography, *Clin Phys. Physiol. Meas.* Vol 13 sayfa 77-86. 1992

electrical impedance tomography, *Clin. Phys. Physiol. Meas.*, Vol. 13, sayfa 77-86, 1992

(ider, 1990) Y. Z. ider, N. G. Gençer, E. Atalar, H. Tosun, Electrical Impedance Tomography of Translationally Uniform Cylindrical Objects with General Cross Sectional Boundaries, *IEEE Transactions on Medical Imaging*, Vol. 37, No. 6, sayfa 624-631, Mart 1990.

(McArdle, 1989) F. J. McArdle, B. H. Brown, Imaging resistivity changes of the adult head during the cardiac cycle, *IEEE EMBS, 11th Annual International Conference*, sayfa 480-1, 1989.

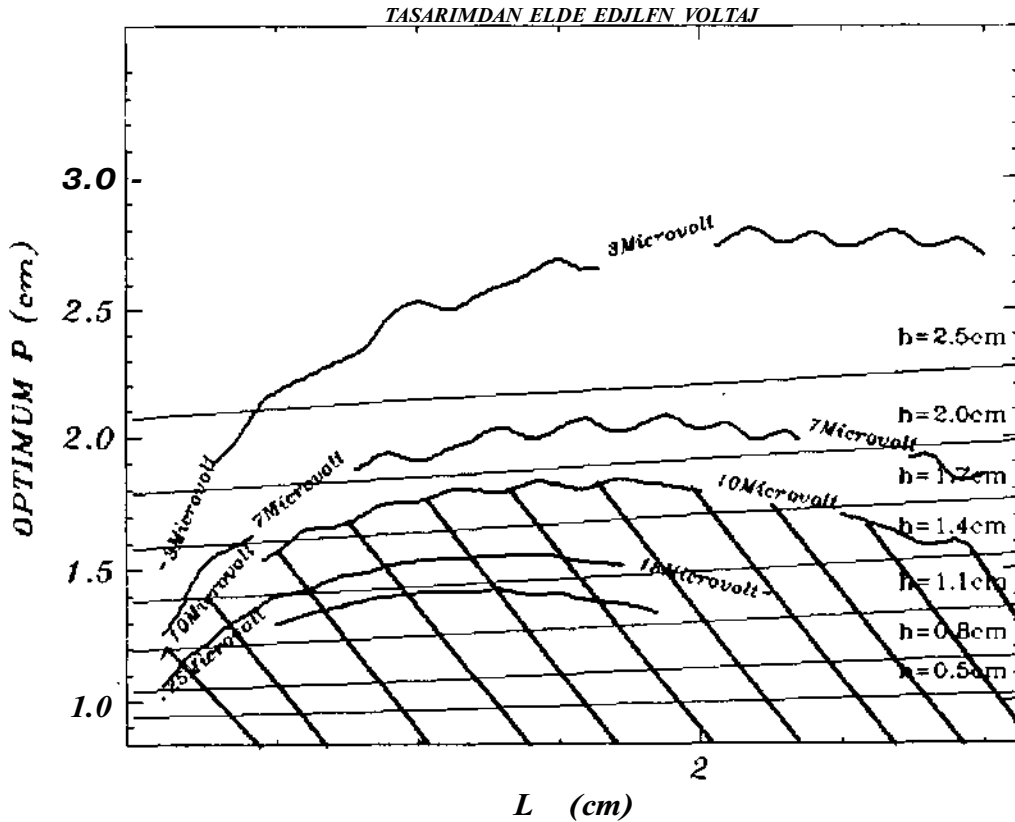
(Miyamoto, 1967) N. Miyamoto, J. Nishizawa, Contactless measurement of resistivity of slices of semiconductor materials, *Rew. Sci. Instr.*, Vol. 38, sayfa 360, 1967.

(Moran, 1962) J. H. Moran, K. S. Kunz, Basic Theory of induction logging and application to study of two coil sondes, *Geophys.*, Vol. 6, 1962,

(Nikitina, 1960) V. N. Nikitina, General Solution of axial symmetry problem of the induction logging, *IZV. AN., SSSR, Ser Geophys.*, No. 4.

(Plonsey, 1961) R. Plonsey, R. Collin, Principles and Applications of Electromagnetic Fields, Mc-Graw Hill Book Company, 1961.

(Tarjan ve McFee, 1968) P. P. Tarjan, R. McFee, Electrodeless Measurements of the Effective Resistivity of the Human Torso and Head by Magnetic Induction, *IEEE Trans. on Biomedical Eng.*, Vol BME-15, No. 4, October 1968



Şekil 2: Değişik yükseklikler (bobin-iletken cisim) için P-L değişimleri. Eşpotansiyel eğrileri de aynı grafik üzerinde gösterilmiştir.

# İn Vivo Doku Özdirençlerinin Elektriksel Empedans Tomografisi (EET) Teknikleri Kullanılarak Belirlenmesi -1 Benzetim Modelleri ile Yapılan Çalışmalar

U. BAYSAL, B.M. EYÜBOĞLU  
Hacettepe Üniversitesi Elektrik-Elektronik Mühendisliği Bölümü  
Biyomedikal Mühendisliği Araştırma Laboratuvarı  
Beytepe 06532 - ANKARA

## ABSTRACT

*In vivo tissue resistivity estimation is crucial for conductivity mapping or volume conductor modeling. The data for estimation is collected by using Electrical Impedance Tomography (EIT) techniques. The nonlinear characteristics between tissue resistivities and surface potential is linearized. Using least squared error (LSEE) estimator, the resistivities are estimated but this algorithm has significant error when the conductivity contrast is large. Eyüboğlu and Pilkington (1994) propose that, these errors are decreased by using a priori geometry and conductivity information in a new estimation algorithm called Statistically Constrained Minimum Mean Squared Error (MiMSEE). This study tests the MiMSEE and the LSEE on various numerical simulation models including a six-region-thorax model. In the end, it is observed that especially in a central and a small region (like aorta) the MiMSEE estimations errors are upto 27 times less than the LSEE errors.*

## Giriş

İnsan vücudunu oluşturan dokular, hücre zarlarının geçirgenliklerinin ve iyon konsantrasyonlarının farklı olması sebebiyle değişik elektriksel özelliklere sahiptir (Geddes and Baker 1967, Stuchly and Stuchly 1984). Dokuların *in vivo* elektriksel özellikleri doğru kestirilirse, sözü geçen organ veya dokunun yapısı ve işleyişi hakkında bilgi sahibi olunabilir. Ayrıca, bu bilgiler kullanılarak anatomik veya fizyolojik anormalliklere tanı konulabilir ve nicel modeller daha gerçekçi olarak geliştirilebilir.

Kestirim için elde edilecek veriler, Elektriksel Empedans Tomografisi (EET) sistemlerinde kullanılan veri toplama tekniği ile elde edilir. Bu çalışmada, dokuların *in vivo* özdirenç değerlerini *non-invasive* şekilde ve bilinen En Küçük Hatalar Karesi (EKHK) algoritmasına göre daha az hatalı kestirmesi amacıyla Eyüboğlu ve Pilkington (1994)'de önerilen İstatistiksel Kısıtlı Minimum Ortalama Hatalar Karesi (İKMOHK) algoritması geliştirilir, benzetim modelleri üzerinde uygulanır ve sonuçlar EKHK kestirim sonuçları ile karşılaştırılır.

## Görüntüleme Tekniği olarak Elektriksel Empedans Tomografisi (EET)

EET, dokuların özdirençlerindeki farklılıktan yararlanarak vücut içi özdirenç dağılımlarının elde

edilmesi için geliştirilmekte olan yeni bir görüntüleme tekniğidir. EET 'de vücut ile elektriksel bağlantı, deri üzerine yerleştirilen 16 elektrot ile sağlanır. Bu elektrotlar aracılığıyla vücuda uygulanan elektrik akımı sonucu oluşan gerilimler yine aynı elektrotlar kullanılarak ölçülür.

Kaynaksız, tamamen rezistif bir iletken yapıda, düşük frekanslı bir elektrik alanı sonucu oluşan elektriksel gerilim dağılımı  $\phi(x,y,z)$  ile özdirenç dağılımı  $\rho(x,y,z)$  arasındaki ilişki, Laplace denklemi,

$$\nabla^2 \phi + \nabla \cdot \mathbf{p} = 0 \quad (1)$$

ile tanımlanmaktadır. Eğer  $\rho(x,y,z)$  ve potansiyel dağılımının iletken yüzeyindeki sınır değerleri bilirse, iletken içerisindeki elektriksel gerilim dağılımı hesaplanabilir. Ancak, eşitlik (1)'de yüzey üzerinden ölçülen elektriksel gerilim ile kesit içindeki bölgesel özdirenç değerleri arasındaki ilişki doğrusal bir fonksiyon değildir fakat belli hata sınırları içinde doğrusal olduğu kabul edilir.

Bu çalışmada, eşitlik (1)'de verilen Laplace denklemi, 1016 elemanlı dairesel yapı içinde sonlu eleman yöntemi kullanılarak sayısal olarak çözülür (Atalar 1987). Elektrik akımı iletken yapı üzerindeki elektrotlardan karşılıklı ( $n$  radyan aralıklı) iki tanesi arasına uygulanır ve gerilimler, vücut yüzeyindeki diğer elektrotlardan ölçülür (ŞEKİL: 1). Ölçüm elektrotları, akım veren iki tanesi dışında kalan 14 tanesinin oluşturduğu 12 komşu elektrottur. Sekiz ayrı çift elektrottan akım uygulanıp toplam 96 gerilim elde edilir. Bir, iki, dört ve sekiz akım elektrodu kullanılarak elde edilen 12, 24, 48, 96 gerilim değeri ile iletken yapı bölgelerinin özdirençleri kestirilir.

## Kuram

$$\mathbf{v} = \mathbf{M} \cdot \mathbf{p} + \mathbf{n} \quad (2)$$

şeklinde ifade edilen doğrusal bir problem olsun. Burada  $\hat{\rho}$  gözlenebilir ölçüm vektörü,  $\mathbf{M}$  ileri dönüşüm (transfer) matrisi,  $\mathbf{p}$  kestirilmek istenen parametre vektörü,  $\mathbf{n}$  ise istatistiksel özellikleri, ( $\mathbf{E}$  : ortalama değer operatörü olmak üzere)\*

$$\mathbf{E}(\mathbf{n}) = 0; \quad (3)$$

$$\mathbf{N} = \mathbf{E}(\mathbf{n}\mathbf{n}^T) \quad (4)$$

\*Metin içerisinde matrisler büyük ve italik-koyu, satır ve sütun vektörler küçük italik-koyu harflerle, matris boyutları  $m \times n$  şeklinde, matris transpoz  $\hat{\rho}$  üst sembolü ile, özdirenç değerleri  $Q_{cm}$  birimiyle ifade edilmiştir.



olarak bilinen rastgele gürültü vektörüdür. Bu durumda minimum varyanslı  $p_{kes}$  kestirim vektörü,

$$p_{kes} = (M^T N^{-1} M)^{-1} M^T N^{-1} v \quad (5)$$

ile verilir (Lewis - Odell 1971). Bu kuramın özel bir durumu, gürültünün beyaz (white noise) olduğu durumda eşitliklerin sadeleşip,

$$p_{kes} = (M^T M)^{-1} A^T v \quad (6)$$

EKHK kestirim formüllerini vermesidir. Gürültü önbilgisi yanında ayrıca kestirilmek istenen parametrelerin istatistiksel özellikleri olan,

$$E(p) = (p) \quad (7)$$

$$S = E(pp^T) \quad (8)$$

$$E(np^T) = E(pn^T) = 0 \quad (9)$$

bilinirse, minimum varyanslı  $p_{kes}$  kestirim vektörü,

$$p_{kes} = b + Bv \quad (10)$$

$$B = SM^T (MSM^T + A)^{-1} \quad (11)$$

$$b = (p) - BM(p) \quad (12)$$

şeklinde hesaplanır. Eşitlik (10-12) ile optimum ters matrisini bulan kestirim algoritması, bu çalışmada İKMOHK algoritması olarak adlandırılmıştır.

### Yöntem

iletken yapı üzerinden elde edilen gerilimler,

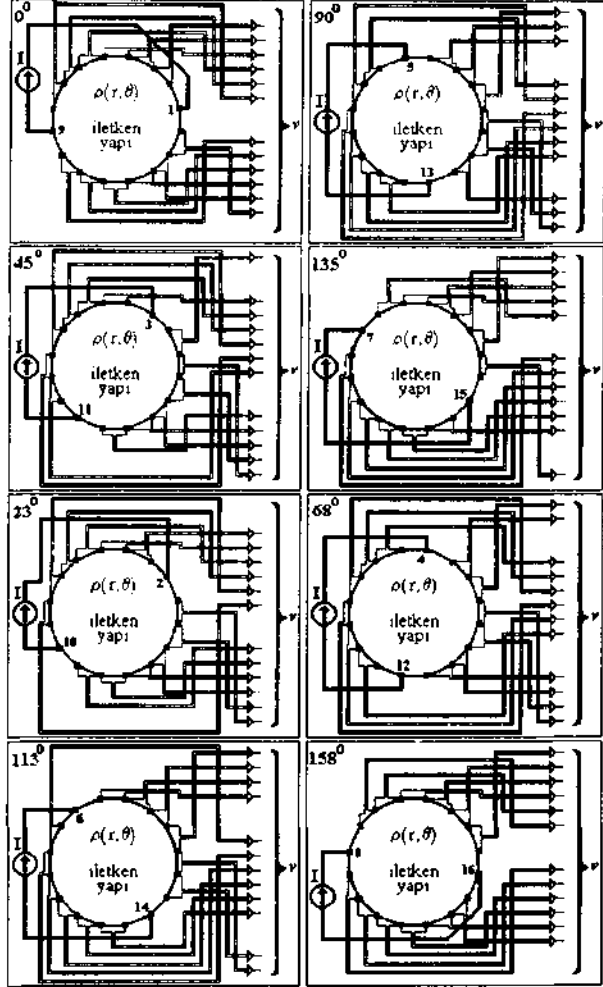
$$v = Mp + r_j + q_n + j_n \quad (13)$$

ile ifade edilebilir. Eşitlik (13)'de  $v$  elektrotlardaki gerilimleri gösteren  $m \times 1$  boyutlu bir vektör,  $p$  bölgesel öz direnç değerlerini gösteren  $n \times 1$  boyutlu bir vektör,  $q_n$  ileri problemin doğrusallığı varsayımından kaynaklanan hataları içeren  $m \times 1$  elemanlı bir vektör,  $j_n$   $m \times 1$  donanım gürültüsü vektörü ve  $r_j$  ise yine  $m \times 1$  elemanlı bir vektör olup, tüm yapı bölgeleri ortalama öz direnç değerlerine sahip iken bu gerilimlere "fit" edilen doğru ile gerçek öz direnç arasındaki farklılıktan kaynaklanan kaymaları (offset) içermektedir.

Eşitlik (11-12)'deki optimum ters matrislerinin elde edilmesi amacıyla, bölgesel öz dirençlerin verilen değerleri için ileri problem çözülerek transfer matrisi  $M$  hesaplanır. Daha sonra iletken yapı içindeki bölgelerin öz dirençlerinin alabileceği en yüksek ve en düşük değerler hakkındaki ön bilgi kullanılarak bölgesel öz dirençlerin varyans-kovaryans matrisi  $S$  bulunur. Benzer şekilde, doğrusallık varsayımından doğan hataların varyans-kovaryans matrisi  $Q_n$  ile ölçme gürültüsünün varyans-kovaryans matrisi  $J_n$  hesaplanarak toplam gürültü varyans kovaryans matrisi elde edilir (eşitlik 14)

$$N = Q_n + J_n \quad (14).$$

iletken yapı içindeki geri-plan (background) öz direnci ortalama doku öz direnci olan 500 Qcm 'dir. Elektrot gerilimleri ileri problem çözülerek elde edilir ve maksimum değeri, ölçümlerin en küçük değerinin %1'i olan donanım gürültüsü ( $J_n=0$ ,  $cr^2=0.0157mV^2$ ) eklenerek depolanır. Eşitlik (6) ile EKHK, eşitlik (10-12) ile İKMOHK kestirimleri elde edilir ve hata oranları hesaplanır. Hata oranları, kestirilen öz direnç değerleri ile gerçek değerlerin 2-normu ile gerçek değerlerin 2-normunun % oranı olarak hesaplanır.



ŞEKİL: 1 Elektriksel Empedans Tomografisi (EET) tekniğinde akım uyarım ve gerilim ölçüm düzeneği.

### Eşmerkezli Dairesel Bölgeler İçeren İletken Yapı Üzerinde Algoritmaların Denenmesi

Algoritmaların test edilme aşamasında ilk önce eşmerkezli dairesel bölgelere sahip on adet yapı ele alınmıştır. Bu yapılardan altı tanesi, 3 değişik yarıçapta, iletken veya yalıtkan pertürbasyonlu; üç tanesi ikişer dairesel bölge ve bir tanesi de üç dairesel bölge içerir. Tek bölge yapılarında, bölgeler iletken pertürbasyonlu ise öz direnç dağılımları [min. ortalama maks.] (eşit istatistiksel dağılımlı) olarak

[100 150 200]Qcm, yalıtkan pertürbasyonlu ise [600 1300 2000]Qcm'dir. Bu yapılardan en küçük yarıçaplı olan yapının iletken ve yalıtkan pertürbasyonlar için özdirenç kestirim hata oranları TABLO: 1'de yer alır.

TABLO: 1. İletken yapı yarıçapının %27'si yarıçapında merkezde yerleşmiş, iletken ve yalıtkan pertürbasyonlu bir bölgeyi yapının bölgesel özdirenç kestirim hata oranları (eç=elektrot çifti sayısı), ileri problem çözümüne donanım gürültüsü eklenmemiştir.

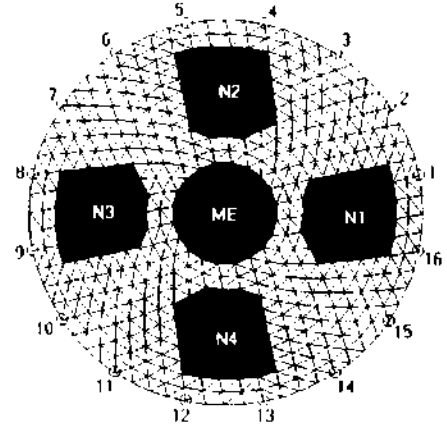
Pertürbasyon	eç	İKMOHK hata oranı %	EKHK hata oranı %
iletken	1	1.17	1.49
	2	1.16	1.49
	4	1.16	1.49
	8	1.16	1.49
yalıtkan	1	3.23	12.6
	2	3.03	12.6
	4	2.86	12.6
	8	2.83	12.6

TABLO:1, Baysal-Eyüboğlu (1997) TABLO:1 ile karşılaştırılabilir. Genel olarak tüm eşmerkezli yapılar üzerinde yapılan çalışmalarda, İKMOHK algoritması kullanılarak yapılan kestirimler, EKHK algoritması kullanılarak yapılan kestirimlere göre donanım gürültüsü olmadığı zaman, iletken pertürbasyonlarda %22-99, yalıtkan pertürbasyonlarda %75-93 daha az hatalı gerçekleşmiştir. Donanım gürültüsü eklendiğinde, üretilen gürültü vektörünün ortalama değer ve varyansının değişmesi nedeniyle, en küçük yarıçaplı iki durum dışında, ise iletken pertürbasyonlarda %12-89, yalıtkan pertürbasyonlarda ise %15-85 daha az hatalı kestirmiştir. Pertürbasyon yarıçapı arttıkça kestirim hatası azalmıştır.

### Beş İnhomojen Bölgeyi Yapı Üzerinde Algoritmaların Denenmesi

Algoritmaların çok bölgeyi yapılar üzerindeki kestirim performanslarını görmek için ŞEKİL: 2'deki yapı tasarlanmıştır. Bu yapı üzerinde, sonlu eleman (SE) yapının izin verdiği ölçüde tüm bölgeler eşit alanlı seçilmeye çalışılmıştır. Merkezdeki bölgenin yarıçapı ile iletken yapı yarıçapının oranı 0.27'dir. iletken ve yalıtkan özdirenç aralıkları, eşmerkezli durum için kullanılan değerler ile aynıdır.

Yalıtkan pertürbasyonun özdirenç aralığında doğrusallaştırma hataları daha fazla olduğu için EKHK algoritması kestirimlerinde, sekiz akım elektrodu çifti için yalıtkan pertürbasyonların kestirim hataları iletken pertürbasyonlara göre ortalama 6.5 kat daha fazla olmuştur (TABLO: 2-3). İKMOHK algoritmasının doğrusallaştırma hatalarını düzeltmesi ile yalıtkan pertürbasyon kestirimleri ile iletkenlerin hata oranları merkez bölge dışında birbirlerine denk hale gelmiştir (TABLO: 2-3).



ŞEKİL: 2. Algoritmanın dörtten fazla sayıda inhomojen bölge içeren yapılara uygulanması amacıyla kullanılan beş bölgeyi yapının kesiti.

TABLO: 2 Beş Bölgeyi Benzetim Modelinin tüm bölgeleri geri plana göre iletken özdirenç sahipken, donanım gürültüsü eklenerek elde edilen yüzey gerilimlerinden, İKMOHK ve EKHK algoritmaları kullanılarak yapılan kestirimlerin bölgesel ve toplam hata % oranları (eç=elektrot çifti sayısı).

e	İKMOHK Algoritması ile yapılan kestirimlerin Bölgesel ve Toplam Hata Oranları (%Yo)					
	ME	N1	N2	N3	N4	Top
1	1.48	1.00	1.99	1.80	1.76	1.64
2	1.49	0.96	0.77	1.76	0.92	1.24
4	1.45	0.78	0.67	1.51	1.04	1.14
8	1.39	0.59	0.38	1.26	0.79	0.96

e	EKHK Algoritması ile yapılan kestirimlerin Bölgesel ve Toplam Hata Oranları (%)					
	ME	N1	N2	N3	N4	Top
1	2.08	2.34	2.27	2.02	1.96	2.14
2	1.99	2.47	1.82	2.17	2.00	2.02
4	1.96	2.23	1.85	1.82	1.98	1.98
8	1.65	2.13	1.84	2.04	2.08	1.96

Akım elektrodu çifti sayısının artması ile iletken pertürbasyon ME bölgesi İKMOHK kestirim hata oranı %6, diğer bölgelerin %30-81 azalmaktadır. Benzer şekilde yalıtkan pertürbasyon durumunda ise ME kestirim hata oranı %3, diğer bölgeler %61-97 azalmaktadır. Ölçüm sayısının artışı ile doğrusallaştırma hataları daha çok düzeltilmişinden yalıtkan bölge kestirimlerini daha fazla etkilemektedir (TABLO: 2-3).

Sadece bir çift akım elektrodu ile kestirim yapıldığında, akım elektroduna yakın olan bölgelerin (N1 ve N3) kestirim hataları, uzak olanlara (N2 ve N4) göre, iletken pertürbasyonda ortalama %50, yalıtkan pertürbasyonda ortalama %18 daha azdır. Yüzeye yakın bir bölgenin daha iyi incelenmesi gerekiyorsa, akım elektrotlarını bölgeye yakın yerleştirerek daha az ölçüm ile daha kesin kestirim yapılabilir.

TABLO: 3. Beş Bölgeli Benzetim Modelinin tüm bölgeleri geri plana göre yalıtkan öz dirence sahipken, donanım gürültüsü eklenerek elde edilen yüzey gerilimlerinden, İKMOHK ve EKHK algoritmaları kullanılarak yapılan kestirimlerin bölgesel ve toplam hata oranları (eç=elektrot çifti sayısı)

e	İKMOHK Algoritması ile yapılan kestirimlerin Bölgesel ve Toplam Hata Oranları (%)					
	ME	N1	N2	N3	N4	Top
1	9.56	5.41	6.31	5.39	6.07	6.73
2	9.31	3.02	1.87	2.60	0.66	4.55
4	9.31	2.74	0.88	2.10	1.57	4.45
8	9.28	0.56	0.17	2.11	0.49	4.26

e	EKHK Algoritması ile yapılan kestirimlerin Bölgesel ve Toplam Hata Oranları (%)					
	ME	N1	N2	N3	N4	Top
1	16.5	12.4	13.3	12.3	13.2	13.6
2	16.2	12.5	13.0	12.5	13.0	13.4
4	15.7	12.6	13.1	12.5	13.1	13.5
8	15.2	13.0	13.1	13.0	13.0	13.6

### Sonlu Eleman Yapı ile Oluşturulan Dairesel Toraks Modeli Üzerindeki Çalışmalar

İKMOHK algoritmasının düzensiz sınırlara sahip altı bölgeli benzetim modelinin bölgesel öz dirençlerini kestirmedeki davranışını gözlemek için sağ akciğer, sol akciğer, kalp, aorta, omur ve sternum bölgeleri içeren toraks modeli geliştirilmiştir. Bu yapı içinde akciğerlerin öz dirençleri [600 1300 2000] L1 cm., kalp bölgesinin öz direnci [400 600 800] Ocm., aorta'nın öz direnci [100 150 200] Ocm., kemik ve sternum'un öz direnci [12000 16000 20000] Ocm. olarak kabul edilmiştir. Akciğerler, tüm yapı alanının %27 sini, aorta %0.43 ünü, sternum %0.78 sini, omurga ise %2.2 sini kaplamaktadır. Geniş alanlı bölgelerin kestirim hataları daha az, küçük ve merkeze yakın bölgenin (aorta) kestirim hata oranı EKHK için %200-300 arasında gerçekleşmiştir. Doğrusallaştırma hatalarını düzelterek İKMOHK algoritması ile aorta'nın kestirim hatası %10.2 ye kadar düşürülmüştür.

Sternum bölgesi alanı, omur bölgesi alanından %66 daha az olmasına karşılık, elektrotlara daha yakın olması sebebiyle omur bölgesine göre (sekiz çift akım elektrodu ile) %42 daha az hatalı kestirilebilmiştir. İlk akım elektrodunun sternum bölgesine uzak olması sebebiyle, bir çift akım elektrodu kullanılarak toplanan 12 gerilim değeri ile sternumun öz direncini omurgadan daha çok hatalı belirlendiyse de ikinci çift akım elektrodunun kullanılması ile sternum öz direncinin kestirilmesindeki hata omurga öz direncinin kestirim hatasının 1/3'üne inmiştir.

### Sonuçlar

Tüm sayısal modeller üzerinde yapılan çalışmalarda, kestirilmek istenen parametre(ler) ile gürültüye ait ön bilgiler İKMOHK algoritmasına doğru verildiği zaman İKMOHK algoritması ile EKHK algoritmasına göre daha az hatalı kestirim yapılmaktadır. Eş merkezli tek inhomojenite üzerinde yapılan kestirimlerde, daha geniş bir bölgenin akım yoğunluğunu daha fazla değiştirdiği için, bölgenin yarıçapı arttıkça elde edilen kestirim hatası azalmaktadır. Bunun yanında aynı geometri için iletken pertürbasyon kestirimi yalıtkan pertürbasyon kestirimlerine göre daha az hatalıdır.

Beş bölgeli iletken yapı üzerinde de, iletken bölgeler, doğrusallaştırma hatalarının az olması sebebiyle tek çift akım elektrodu ile uyarım sonucu elde edilen ölçümlerle yapılan kestirimlerde %75, sekiz çift akım elektrodu ile uyarım sonucu elde edilen ölçümlerle yapılan kestirimlerde %78 daha iyi kestirilmişlerdir.

Altı bölgeli toraks modeli üzerinde yapılan çalışmada merkeze yakın ve küçük alanlı aorta bölgesi, İKMOHK algoritması ile EKHK kestirimine göre 8 akım elektrodu çifti ile alınan verilerle, 27 kat daha az hatalı kestirilebilmiştir. Böylece İKMOHK algoritmasının düzensiz bölgesel sınırlara sahip yapılarda da başarılı olduğu gösterilmiştir.

**Teşekkür** Bu çalışma, TÜBİTAK EEEAG-136 no. lu proje tarafından desteklenmiştir.

### Kaynaklar

- Atalar E. 1987, *An Iterative Back-Projection Algorithm for Electrical Impedance Tomography Using Finite Element Method* (M.Sc. Tezi), ODTÜ Ankara.
- Barber D.C. and Brown B.H. 1983, "Applied Potential Tomography," J. of Phys. Vol.17, pp.723-33.
- Baysal U., Eyüboğlu B.M. 1997, "In Vivo Doku Öz dirençlerinin EET Teknikleri Kullanılarak Belirlenmesi - 2 : Fiziksel Fantomlar ile Yapılan Çalışmalar", Elektrik-Elektronik-Bilgisayar Müh. 7. Ulusal Kongresi, Ankara.
- Eyüboğlu B.M., Pilkington T.C. and Wolf P. 1994, "Estimation of tissue resistivities from multiple-electrode impedance measurements," Physics in Medicine and Biology, Vol. 39., pp. 1-17.
- Geddes L.A., Baker L.E. 1967, "The specific resistance of biological materials - A compendium of data for the biomedical engineer and physiologist", Med. & S/oj. Eng. Vol.5, 271-93.
- Lewis T.O., Odell P.L. 1971 Estimation in Linear Models, Prentice-Hall, Englewood Cliffs, New Jersey.
- Stuchly and Stuchly 1984, "Electrical properties of biological substances", in *Biological Effects and Medical Applications of Electromagnetic Fields*. Ed: Gandhi, Academic Press

# İn Vivo Doku Öz dirençlerinin Elektriksel Empedans Tomografisi (EET) Teknikleri Kullanılarak Belirlenmesi - 2 Fiziksel Fantomlar ile Yapılan Çalışmalar

U. BAYSAL, B.M. EYÜBOĞLU  
Hacettepe Üniversitesi Elektrik-Elektronik Mühendisliği Bölümü  
Biyomedikal Mühendisliği Araştırma Laboratuvarı  
Beytepe 06532 - ANKARA

## ABSTRACT

This work consists of estimating regional resistivities of various physical phantoms whose numerical simulation models were presented (Baysal and Eyüboğlu 1997). At first, the modelling concept was developed and construction details are given. Since hardware noise and phantom-to-simulation model differences contribute error to the measurements, the variance-covariance matrices should be calculated and added to the Statistically Constrained Minimum Mean Squared Error (MIMSEE) algorithm. Then the regional resistivity estimation results from two of six physical phantoms are presented. It is shown that, the numerical model calculation of inverse matrices are adequate to estimate regional resistivities of physical phantoms with less error than conventional least squares algorithm.

## Giriş

(Baysal Eyüboğlu 1997)'de sayısal benzetim modelleri kullanılarak, İstatistiksel Kısıtlı Minimum Ortalama Hatalar Karesi (İKMOHK) ve En Küçük Ortalama Hatalar Karesi (EKHK) algoritmalarının öz direnç kestirimleri karşılaştırılmıştır. Bu çalışma (Baysal-Eyüboğlu 1997)'nin devamı olup algoritmaların iletken bir yapı üzerinden alınan veriler üzerinde gerçekleştirilmesi için fiziksel fantomlar yapılmıştır.

Fiziksel fantomlar ile ilgili çalışmalardan (Griffith 1988)'de 20x20 matris yapısında dairesel bir direnç ve kondansatör örgüsü önerilir. Bu fiziksel fantomun elektrot noktalarından 5mA akım ile yüzeyde en düşük 1mV komşu elektrot gerilimi oluşturacak direnç değerleri PSPICE™ yazılımı ile hesaplanır. Hesaplanan direnç değerinin (20Q) yerine ucuz olduğu için başka değerde (100Q) direnç kullanılarak fantom imal edildiği açıklanır. Bir başka çalışmada (Record P.M. et al 1992), 10x10 matris yapısında, 188 dirençten oluşan bir örgü PSPICE™ yazılımı ile oluşturularak kullanılır. Her iki çalışmada da belirli bir iletken yapının hangi boyutta bir direnç örgüsü ile modellenebileceği, değişik bölge öz dirençlerinin hangi direnç değerleri ile temsil edileceği sorusuna cevap verilmemiştir. Bu çalışmada 35x35 matris yapısında, yaklaşık 1800 dirençten oluşan bir örgü kullanılması benimsenmiş ve doku öz direncinin hangi değerdeki dirençlerle modellenebileceği sorusunun cevabı bulunarak fantomlar imal edilmiştir.

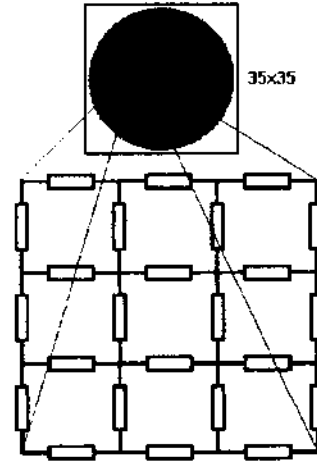
## İletken Yapıyı Dirençler ile Modelleme Yaklaşımı

Üç boyutlu, belli kalınlıkta (=s) bir iletken yapı, eşit büyüklükte kare prizma şeklinde parçalara (voksel) ayrılırsa, herbir voksel bir direnç ile temsil edilebilir. Burada birinci temel hata kaynağı, iletken yapı içindeki akım dağılımının düzgün (uniform) olmaması sebebiyle, farklı bölgelerdeki vokselleri temsil eden fiziksel direncin hesabında yapılan hatadır. İkinci olarak, benzetim modellerinde kullanılan iletken yapının dış sınırı ile iç bölgelerin sınırlarının düzgün olmasına rağmen, belirli uzunlukta dirençlerden oluşturulan fiziksel modellerin dış sınırı ile iç bölgelerin sınırlarının kırık olması dolaylı yapılan ölçümlere eklenen hatadır. Bu iki hata kaynağı da, voksel sayısının artırılması ile önenebilir. Ancak bu durumda da model boyutları çok büyük, daha fazla malzeme harcanır, fantom daha uzun sürede imal edilir ve arıza olduğunda tesbiti zorlaşır.

Düzgün (uniform) bir fantom içinde seçilen bir vokselin  $dx \times dx \times s$  boyutlarında olduğunu varsayıp direnç hesabı formülde yerine koyarsak,

$$R = \rho s^{-1} \quad (1)$$

elde edilir. Eşitlik (1)'de R vokseli modelleyen direnç değeri,  $\rho$  voksel öz direnci, s voksel derinliği (kesit kalınlığı) O'dır. Böylece, kalınlığı belli olan iletken yapıyı ne kadar ince parçalara bölersek bölölüm, vokselleri modelleyen dirençlerin değerleri aynı kalır ancak iletken yapıyı oluşturan direnç sayısı artar.



ŞEKİL: 1. Tasarım ve imalatı yapılan direnç örgüsünün detay görünüşü.

İçinde değişik bölgeler olan bir yapı üzerinde (Baysal ve Eyüboğlu 1997)'de eşitlik (1)'in çözümü ile elde edilen yüzey gerilimleri, akım şiddeti ile doğru orantılı ancak öz direnç dağılımı ile doğrusal olmayan bir fonksiyon davranışı göstermektedir. Kısaca,

$$O(r,9) = | \cdot p(r,0) \cdot g(.) \quad (2)$$

şeklinde gösterilebilir. Burada akım şiddeti  $I$ , silindirik koordinatlarda öz direnç dağılımı  $p(r,0)$ , yapının geometrik özellikleri ile elektrot genişliğini içeren fonksiyon  $g(.)$  ile ifade edilmektedir.  $O(r,9)$  dağılımı içinden alınan yüzey potansiyelleri bir  $v$  vektörü ile ifade edilir.  $p(r,8)$  dağılımı da  $a$  sabiti ile çarpılırsa (iletken yapının boyutları değişmeden, her bölgenin öz direnci belli sabitle çarpılırsa) da yüzey ölçümleri  $a \cdot v$  olur. Ayrıca  $p(r,6)$  dağılımı, radyal yönde  $a$  ile ölçeklenirse (scaling)  $aO(r,6)$  olacağından yüzey ölçümleri de  $a$  ile çarpılır.

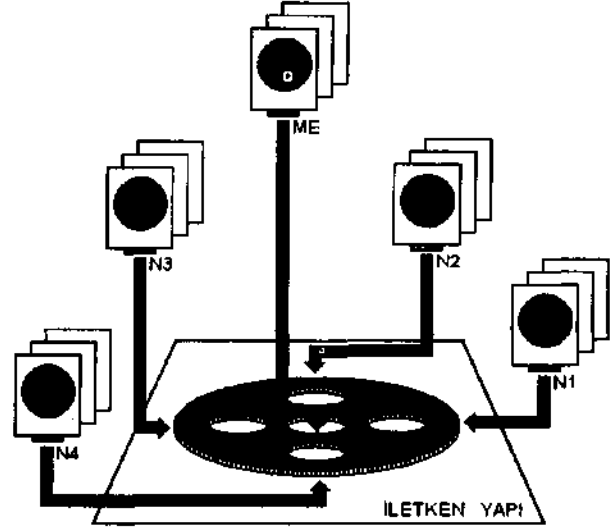
Sonuçta,  $p(r,9)$  dağılımı, tek-tek dirençlerden oluşturulmak istenirse, fantomun geometrik yapısı ile benzetim modelinin uyumu ile iç bölgelerin öz direnç değerlerinin aralarındaki oranlar korunduğu zaman, oluşturulan fiziksel fantom üzerinden elde edilen tüm ölçümler sabit bir çarpan kadar farklı olacaktır. Bu durumda, fiziksel fantomu, dış sınır ile iç bölge sınırlarının özelliğini koruduğumuz şekilde istediğimiz kadar büyük veya küçük yapabiliriz. Fantomun boyutu küçüldükçe, benzetim modelindeki sınırlar ile fiziksel fantom sınırları arasındaki farklar artar ve sistematik hata olarak sonuçları etkiler. Fantom ne kadar büyük olursa, bu hata azalır ancak fantomun imalatı zor ve pahalı olur.

Bir kenarı bir direnç uzunlukta olan alanı Fantom Birim Alanı (FBA) ile isimlendirelim. Benzetim modelinde en küçük alanlı bölge, toraks modelinde *aorta* dir. Bu bölge Sonlu Eleman modeli üzerinde toplam alanın %0.43 udur. Bu alanı, fiziksel fantom üzerinde her kenarı 2 dirençle oluşturulan 4 FBA üzerine yerleştirirsek ve toplam alanın %0.43 u olmasını da kullanırsak, fantomun 918 FBA olması gerektiği bulunur. Bu da yarıçapı boyunca 17.05 -17 direnç ile oluşturulmuş bir yapı imalini gerektirir.

Fiziksel modelin oluşturulması işinin ilk zamanlarında çalışmalara esas olarak alınan iletken yapıyı, normal boyutlarda bir insanın toraks kesiti kadar (yaklaşık 35 cm. genişlikte, 2 cm. kalınlıkta) ancak dairesel olması hedeflenmiştir. Normal bir kas dokusunun 500 Qcm. öz dirençte, kesitin de 2 cm. kalınlığında olduğu göz önünde bulundurulursa eşitlik (1)'den,  $R=250 \Omega$  olarak bulunabilir. Bu şekilde 35x35'lik matris içinde dairesel sınırlara sahip fantomun, ağ-örgü şeklinde yerleştirilmiş, 270 Q'luk  $\pm\%10$  toleranslı dirençlerden imal edilmesine karar verilmiştir. Bu hesaba dayanarak fantomların büyük kısmı imal edildikten sonra ileri problem sonuçları ile fiziksel fantom ölçümleri karşılaştırılmış ve sonuçların sabit çarpan ( $500/270=1.85$ ) kadar aralarında fark

olduğu görülmüştür. Bu durumda direnç fantomlarının yeniden imali zaman kaybına yol açacağı için fiziksel fantom ölçümlerinin tamamı, 1.85 sayısı ile çarpılarak kestirim algoritmaları uygulanmıştır.

Bu çalışmada kullanılan fantom ŞEKİL: 2'de gösterilmiştir. Geriplan (background) öz direnci 500Q cm, iletken pertürbasyon için 152ücm, yalıtkan pertürbasyon için 1040Qcm değerindeki öz direnç değerlerini modelleyen devre kartları kullanılmıştır.



m » direnç örgüsü

ŞEKİL: 2. Beş bölge fiziksel fantom, iletken yapı yarıçapının %27'si yarıçapında olan ME (merkez) ile ME ile yaklaşık eşit alanlı dört adet dış çevre bölgeyi (N1, N2, N3 ve N4) kapsamaktadır. Bölge N1, N2, N3 ve N4 her biri dört adet devre kartı ile temsil edilmiştir. Merkez bölge ME de dört adet devre kartı ile temsil edilmiştir. Tüm bölge ve devre kartları bir 'ILETKEN YAPI' üzerine yerleştirilmiştir.

### Bölgesel Öz direnç Değerlerinin Kestirilmesi

Fiziksel fantomlar üzerinden hızlı bir şekilde veri toplamak için, IBM bilgisayar uyumlu, 16 kanallı, programlanabilir veri toplama sistemi tasarlanmış ve imal edilmiştir. Bu sistem ile toplanan veriler, (Baysal ve Eyüboğlu 1997)'de hesaplanmış olan  $Q_i$  ve  $J_j$  matrisleri kullanılarak (Baysal ve Eyüboğlu 1997)'da eşitlik (10-12)'de verildiği gibi bölgesel öz direnç kestirimleri yapılmıştır.

### Ölçüm Gürültüsü

Fiziksel fantomlar üzerinden elde edilen verilerde üç türlü gürültü kaynağı vardır:

- 1) Donanım (elektronik devre) gürültüsü,
- 2) Kullanılan dirençlerin tolerans sınırlarında oynamaları sonucunda oluşan elektrot potansiyeli değişimleri,
- 3) Fiziksel fantom ile sayısal benzetim modeli uyumsuzluğu sonucu oluşan hatalar.

İKMOHK algoritması ile başarılı bir kestirim yapabilmek için bütün gürültülerin varyans-kovaryans

matrislerinin eşitlik (3)'de verilen toplam gürültü varyans-kovaryans matrisi şeklinde algoritmaya verilmesi gerekir.

$$N = Q_f + J_r^* F_n \quad (3)$$

Eşitlik (3)'deki  $Q_t$  matrisi (Baysal ve Eyüboğlu 1997)'deki çalışmalarda hesaplanan  $Q_{\eta}$  matrisidir.

### **Donanım Gürültüsü Varyans-Kovaryans Matrisinin ( $J_r$ ) Hesaplanması**

Bunun için, uniform fantom üzerinden 100 adet 96 ölçümlük set toplanmış ve her bir ölçümün diğerleri ile ilintisiz (uncorrelated) olduğu varsayılmıştır. Bu şekilde 96 adet gerilim profilinin her birine ait 100 adet örneğin (ölçümün) varyansı hesaplanmış ve her bir ölçümün varyans değeri,  $96 \times 96$  boyutlu  $J_{\eta}$  matrisin köşegenlerine yerleştirilerek donanım gürültüsü varyans-kovaryans matrisi oluşturulmuştur.

### **Fiziksel Fantom ile Sayısal Benzetim Modeli Uyuşmazlığı Sonucu Oluşan Hatanın Varyans-Kovaryans Matrisinin ( $F_r$ ) Hesaplanması**

Fiziksel fantom ile elde edilen ölçümlerde ileri problemin doğrusallaştırılması ve donanım gürültüsü dışında fantom dış sınırları ve iç bölge sınırlarının benzetim modelindeki eşdeğeri ile uyumsuzluğu sonucunda oluşan gürültü de vardır. Eğer bu gürültü kaynaklarının da varyans-kovaryans matrisleri İKMOHK algoritmasına doğru bir şekilde verilmesi sağlanmazsa, İKMOHK algoritması EKHK den daha kötü (fazla hatalı) kestirimler ortaya koyar.

Fantomun dış sınırlarının benzetim modeli ile uyumsuzluğu sonucunda oluşan gürültü vektörü  $v_f$  olsun. Bu vektör, uniform fantomun üzerinden elde edilen ölçüm seti  $v_{fa}$  nın, uniform benzetim modeli üzerinde ileri problemin çözümü ile elde edilen komşu elektrot gerilim vektörü  $v_{FE}$  den çıkarılması ile elde edilebilir (eşitlik 4). Ancak bu eşitlik, ölçme gürültüsünü de içermektedir. Çalışmalarda, ölçme gürültüsünün fantom dış sınırları uyumsuzluğu gürültüsü yanında ihmal edilebilecek düzeyde kaldığı varsayılmıştır.

$$v_{fa} - v_{FE} = v_f \quad (4)$$

Fantom sınırları, sonlu eleman benzetim modeli sınırları ile uyummadığı için,  $v_f$  vektörünün her ölçüme eklenen kayma (offset) olarak da düşünülmesi mümkündür. Fantom üzerindeki sınır oynamaları, bu oynamalara en yakın komşu elektrot çiftleri arasından ölçülen gerilimleri etkileyecektir. Bu nedenle, sınırdaki oynamaya yakın elektrotların fantom uyumsuzluğu gürültüsü terimleri birbirleri ile ilintili (correlated) olmalıdır. Böylece,  $v_f$  ile ifade edilen gürültünün varyans-kovaryans matrisi  $F^{\wedge}$  köşegen matris değil, simetrik ve dolu matris

olmalıdır. Yapı olarak, fantom sınır uyumsuzluğu gürültüsünün varyans-kovaryans matrisi ( $F_{\eta}$ ) ile  $Q_p$  benzediğinden,  $F^{\wedge}$  matrisi  $Q_v$  matrisi gibi hesaplanmış ve kullanılmıştır.

### **Eşmerkezli Bir Bölge Fiziksel Fantom Üzerinde Algoritmaların Denenmesi**

Beş bölge fiziksel fantomun (ŞEKİL:2) N1, N2, N3, N4 kenar bölgelerine, geri plan ile aynı dirençlerden oluşmuş devre kartları bağlanınca, merkez bölge (Baysal ve Eyüboğlu 1997) TABLO: 1'de sonuçları verilen çalışma ile aynı geometrik yapıya sahip olmaktadır. Bu iç bölgenin öz direncinin iletken ve yalıtkan sınırlar içinde iki değer alması için gerekli kartlar bağlanır ve alıp elektrot gerilimleri toplanır. Bu değerler kullanılarak bir, iki, dört ve sekiz akım elektrot çifti ile uyarımlar için kestirim yapılır ve hata oranları hesaplanır.

TABLO: 1. Eşmerkezli bir bölge fiziksel fantom üzerinden alınan ölçümler ile yapılan kestirimlerin hata oranları (e.ç.=elektrot çifti sayısı).

Pertürbasyon	e.ç.	İKMOHK hata oranı %	EKHK hata oranı %
iletken	1	6.6	56
	2	8.7	55
	4	4.9	64
	8	5.2	63
yalıtkan	1	32	87
	2	33	84
	4	19	95
	8	24	94

Bir bölge benzetim modeli ile yapılan çalışma sonuçlarını (Baysal ve Eyüboğlu 1997, TABLO: 1), fiziksel fantom sonuçları ile karşılaştırırsak, fantomlardan yapılan kestirimlerin her durumda benzetim modeli üzerinde yapılan kestirimlerden daha yüksek hata oranlı olduğu görülmektedir. Simülasyonlara göre, kontrolsüz pek çok gürültünün eklendiği laboratuvar ortamında elde edilen verilerle yapılan kestirimlerin bu davranışı göstermesi beklenmektedir. Fantom yapısının benzetim modeli ile tam uyummasından dolayı oluşan sistematik hata nedeniyle sekiz çift akım elektrodu kullanılarak yapılan kestirimler dört çiftten yapılanlardan fazla hatalı olmuştur. Sekiz akım elektrodu ile İKMOHK algoritması EKHK'den iletken Pertürbasyonda %92, yalıtkan pertürbasyonda %74 daha az hatalı kestirim yapmıştır (TABLO: 1).

### **Beş Bölge Fiziksel Fantom Üzerinde Merkezden Ayrı Yerleşmiş Bölgenin Öz direncinin Kestirilmesi**

ŞEKİL: 2'de gösterilen fantomda, merkezden ayrı yerleşmiş olan N1 bölgesinin öz direnci hem iletken hem de yalıtkan pertürbasyon için kestirilir.

Eşmerkezli fantom kestirimlerinde olduğu gibi, fantom dış sınırları ile elektrot noktalarının tam olarak uyuşmadığından eklenen gürültünün varyans-kovaryans matrisi  $F_n$  nin eklenmesi ile kestirimler, beklendiği gibi EKHK kestirimlerine göre ortalama %75 daha az hatalı elde edilmiştir (TABLO: 2). Ancak bu fantom içindeki bölge sınırları ile benzetim modelindeki eşdeğerinin bölge sınırları (geometrisi) arasında da uyuşmazlık vardır, iletken yapı dış sınırları ile, iletken yapı içindeki bölgelerin sınırlarının; yapı modelindeki sınırlar ile uyuşmazlığı, daha çok bölgesi olan fantomda, bir bölge fantomlara göre daha fazladır. Bu nedenle, fantom içi sınır geometrisi uyuşmazlığı, beş bölge fantomda, bir bölge fantoma göre daha etkili olmaktadır.

TABLO: 2. Beş bölge yapıdaki fiziksel fantom üzerinden alınan ölçümler ile yapılan kestirimlerin N1 bölgesi için hata oranları (e.ç.=elektrot çifti sayısı).

Pertürbasyon	e.ç.	İKMOHK	EKHK
		hata oranı %	hata oranı %
iletken	1	7.3	22
	2	5.3	20
	4	5.1	27
	8	5.8	25
yalıtkan	1	27	32
	2	25	24
	4	24	27
	8	19	30

Bu çalışmalarda da İKMOHK algoritmasının kestirim hatalarının daha az olduğu ve hataların, akım elektrodu çiftlerinin sayısı artırıldığında azaldığı görülmektedir. Bir bölge fiziksel fantom çalışmalarında olduğu gibi, doğrusallaştırma hatasının iletken durumlar için daha az olması sebebiyle, iletken durumlarda kestirimler daha az hatalı gerçekleşmiştir. TABLO: 2'de iletken pertürbasyon sonuçları, (Baysal ve Eyüboğlu 1997)'de TABLO:2(N1 sütunu); yalıtkan pertürbasyon sonuçları, (Baysal ve Eyüboğlu 1997)'de TABLO:3(N1 sütunu) ile karşılaştırılabilir. Fiziksel fantomlar üzerinden elde edilen gerilimler ile yapılan kestirimler, benzetim modelleri ile yapılan kestirimlerden İKMOHK için en az 5 kat daha fazladır. Ancak yine de EKHK algoritmasına göre daha az hatalı kestirim yapmıştır.

### Sonuçlar ve Tartışma

Algoritmalar, benzetim modellerine olduğu kadar fiziksel fantomlara da başarıyla uygulanmıştır. Fiziksel fantom çalışmalarında İKMOHK algoritması ile yapılan kestirimler, EKHK kestirimlerine göre, eşmerkezli-iletken yapılarda %60-95, eşmerkezli-iletken yapılarda %20-65, beşbölge-iletken pertürbasyonlu yapılarda ortalama %60-75,

beşbölge-yalıtkan pertürbasyonlu yapılarda ortalama %10-35 daha iyi kestirim yapmıştır.

Çalışmalarda kullanılan fantomlarda sınır ve elektrot noktaları uyuşmazlıkları vardır. Hem uyuşmazlıklar sonucu hem de direnç değerlerinin doku öz dirençlerini tam olarak temsil etmemesi sonucu kestirimlere sistematik hata katılır ve TABLO: 2-3'de dört ve sekiz akım elektrodu kullanılarak yapılan kestirimlerde hata oranı artar. Bu durum daha büyük fantom kullanılarak engellenebilir.

Fantom ile benzetim modeli arasındaki sınır uyuşmazlıkların da İKMOHK algoritması ile giderilebileceği gösterilmiştir. Sekiz akım elektrodunun da kullanıldığı zaman,  $F_r$  matrisinin İKMOHK algoritmasına verilmesi ile EKHK algoritmasına göre iletken pertürbasyonda % 78, yalıtkan pertürbasyonda %39 daha az hatalı kestirim elde edilmiştir.

Bu çalışmalarda da İKMOHK algoritmasının kestirim hatalarının daha az olduğu ve hataların, akım elektrodu çiftlerinin sayısı artırıldığında azaldığı görülmektedir. Bir bölge fiziksel fantom çalışmalarında olduğu gibi, doğrusallaştırma hatasının yalıtkan durumlar için daha az olması sebebiyle, yalıtkan durumlarda kestirimler daha az hatalı gerçekleşmiştir.

İKMOHK algoritmasında kullanılan toplam gürültü varyans-kovaryans matrisi, eğer iyi hesaplanamaz veya eksik katılırsa, sonuçları EKHK algoritması kestirimlerinden daha kötü kestirebileceği de gösterilmiştir. Bu nedenle İKMOHK algoritmasının, ön bilgileri doğru verilmediği zaman EKHK'den daha fazla hatalı kestirim yapacağı gösterilmiştir.

### Teşekkür

Bu çalışma Tübitak EEEAG-136 no'lu proje tarafından desteklenmiştir. Ayrıca veri toplama sistemine ait devrelerin bir bölümü Tübitak-Bilten'den sağlanan devre elemanları ile imal edilmiştir.

### Kaynaklar

- Baysal U., Eyüboğlu B.M. 1997, "In Vivo Doku Öz dirençlerinin EET Teknikleri Kullanılarak Belirlenmesi - 1 : Benzetim Modelleri ile Yapılan Çalışmalar", Elektrik-Elektromk-Bilgisayar Müh. 7 Ulusal Kongresi, Ankara.
- Eyüboğlu B.M. 1988, *Development and Application of Electrical Impedance Tomography for Thoracic Imaging* (PhD. Tezi), Univ. of Sheffield, İngiltere.
- Griffith H. 1988, "A Phantom for Electrical Impedance Tomography", Clin. Phys. Physiol. Meas., Vol.9 Supp. A 15-20.
- Record P.M., Gadd R., Vinther F. 1992, "Multifrequency Electrical Impedance Tomography", Clin. Phys. Physiol. Meas., Vol.13Supp. A 67-72.

# BEYİN ELEKTRİKSEL AKTİVİTELERİNİN GÖRÜNTÜLENMESİ İÇİN SINIR ELEMANI YÖNTEMİ İLE İLERİ PROBLEM ÇÖZÜMÜ

İ. Oğuz TANZER, Nevzat G. GENÇER

Orta Doğu Teknik Üniversitesi, 06531, Balgat Ankara  
Elektrik ve Elektronik Mühendisliği Bölümü  
06531 - ANKARA

## ABSTRACT

*In this study the Boundary Element Method (BEM) is employed for the numerical solution of the forward electric problem due to neural activity within the human brain. Electric current dipole is used to represent the source of this electrical activity. The human head is modeled with a spherical shell. A reason for this is the availability of the analytical solution to verify the accuracy of the results obtained by the numerical method. To accomplish the numerical task, the surface of the sphere is divided into 2048 elements, forming a BEM Mesh. In this study, both Linear and Quadratic element types are considered. As a result of the numerical procedure, potential field values on the sphere are found with an accuracy of 8% with the use of linear elements and 1.8% with the use of quadratic elements. This result was expected since it is more likely to represent a sphere exactly with curved sided elements rather than straight line segments. A software is prepared in C language to perform the numerical calculations on a Pentium 166 with 128 Mb of RAM.*

## GİRİŞ

Bu çalışmanın ana amacı belirli bir anda beyin alanı içindeki nöral aktivitelerden kaynaklanan elektrik aktivitesini temsil eden dipollerin yeri, şiddeti ve yönü hakkında bilgi sahibi olmaktır için sayısal modeller geliştirmektir [1][7]. Bu nedenle öncelikle ölçüm yapılan insan kafası sayısal olarak modellenmekte ve bu model içinde var sayılan dipol

dağılımı için elektrik alan dağılımı çözülmektedir (ileri problem).

Bu çalışmada, iletken cisim içinde tanımlı elektriksel aktivitenin yarattığı potansiyel alanın çözülmesi için Sınır Elemanı yöntemi kullanıldı. Sayısal yöntemin doğruluk dereceleri, analitik çözümü olan küre gibi basit bir iletken cisim içinde [8] değişik pozisyonlara yerleştirilen aktiviteler için test edildi.

## İLERİ PROBLEM FORMÜLASYONU

V hacmi ve S yüzeyi ile tanımlanan iletken cisim içerisindeki elektriksel aktivite nedeniyle oluşan  $\sigma$  şu kısmi türev denklemlerini sağlar;

$$\begin{aligned} \nabla \cdot \mathbf{J} &= -\rho & V \text{ içinde} \\ \sigma \frac{\partial \phi}{\partial n} &= 0 & S \text{ üzerinde} \end{aligned} \quad (1)$$

Burada  $\mathbf{J}^p$  sinirsel aktivite nedeniyle oluşan birincil akım yoğunluğunu göstermektedir. Bu kaynak sonucu oluşan ikincil hacim akımları nedeniyle toplam akım yoğunluğu  $\mathbf{J} = \mathbf{J}^p - \nabla \phi$  şeklinde yazılabilir.

## SINIR ELEMANI METODU

Bu yöntemde yukarıda verilen diferansiyel denklemlere eş integral denklemi kullanılır. İraksama (Divergence) Teoremi ve bunun gibi ilişkilerle *hacim* ve *yüzey* integrali içeren integral denklemlerine dönüştürülür (Sınır İntegral



Denklemleri). Son olarak hacim integralleri basit durumlardaki *temel çözümler* ile sınır integral denklemleri ilişkilendirilerek çözüm elde edilir [1,2].

Sonlu Elemanlar Metoduna göre [3] bu metodun en önemli avantajı, bilinmeyenlerin sadece hesap yapılacak bölgenin yüzeyinde olmasıdır. Böylece çözüm süresi azalacaktır. Tıpkı Sonlu Elemanlar Metodu gibi Sınır Elemanı Metodu da çözüm formülasyonunda pek fazla değişiklik yapmadan farklı eleman tiplerinin kullanılmasına olanak vermektedir.

Denklem (1)'de verilen kısmi türev denklemine karşılık gelen integral denklemi şu şekildedir:

$$\phi(\mathbf{r}) = \frac{1}{4\pi\sigma_v} \int_V \mathbf{J}^p(\mathbf{r}') \cdot \frac{\mathbf{R}}{R^3} dV' - \frac{1}{4/TCT} \sum_k \int_{S_k} \phi_k(\mathbf{r}'_k) \frac{\mathbf{R}}{R^3} \cdot d\mathbf{S}_k \quad (2)$$

Bu eşitliklerde  $S_k$  iletkenliği farklı bölgelerden k'nci bölgenin yüzey vektörünü,  $a$  ve  $a_k$  ölçüm yapılacak noktadaki iletkenlik ve k'nci bölgedeki iletkenliği,  $r$  ve  $r'$  ise ölçüm ve kaynak noktalarının koordinatlarını göstermektedir.

Bu integral denkleminin ilk terimi zaten sınırın sonsuzda olduğu bir durum için potansiyel dağılımını vermektedir, ve bunun için analitik çözüm vardır. İkinci terim ise tamamen sınır yüzeylerindeki integrallerdir. Böylece ölçüm yapılacak her noktadaki potansiyel sınır yüzeylerindeki potansiyeller cinsinden yazılmış olur. Gerçekte insan kafası da, beyin, kafatası ve kafa derisi gibi değişik iletkenliklere sahip *sınırlardan* oluşmaktadır.

Homojen ve iletken bir cisim için (2) numaralı integral denklemi şu duruma getirilebilir;

$$\phi(\mathbf{r}) = \frac{1}{2\pi\sigma_v} \int_V \mathbf{J}^p(\mathbf{r}') \cdot \frac{\mathbf{R}}{R^3} dV' + \frac{1}{\ln o_j} \sigma \phi(\mathbf{r}') \frac{\mathbf{R}}{R^3} \cdot d\mathbf{S} \quad (3)$$

Yukarıdaki denklemin S yüzeyi NE sayıda elemana bölünebilir, yani denklemin 2. terimi,

$$\int_S \sigma \phi(\mathbf{r}') \frac{\mathbf{R}}{R^3} \cdot d\mathbf{S} = \sum_{i=1}^M \int_{S_i} \sigma \phi(r) \frac{\mathbf{R}}{R^3} \cdot d\mathbf{S}_i \quad (4)$$

şeklinde yazılabilir. Burada  $S_i$  i'nci elemanın yüzey vektörünü göstermektedir.

Model için kullanılan küre, homojen olarak üçgen elemanlara bölünmektedir. Bu elemanlar üzerindeki potansiyeller eleman üzerindeki belli noktaların (düğümlerin) potansiyelleri cinsinden gösterilir. Bu çalışmada potansiyel dağılımlarının eleman üzerinde *doğrusal* ve *kuadratik* olarak değiştiği varsayıp çözümler buna göre yapılmıştır.

Yukarıda verilen integral denkleminde,

$$\Phi = \mathbf{g} + \mathbf{C} \Phi$$

şeklinde bir matris denklemi elde edilebilir [5], Burada  $\Phi$  yüzeylerdeki bilinmeyen düğüm potansiyellerini,  $\mathbf{C}$  iletkenlik ve geometri bilgisini içeren katsayı matrisini,  $\mathbf{g}$  ise sınırın sonsuzda olduğu durum için potansiyel alan çözümlerini içermektedir. Bu eşitlikten

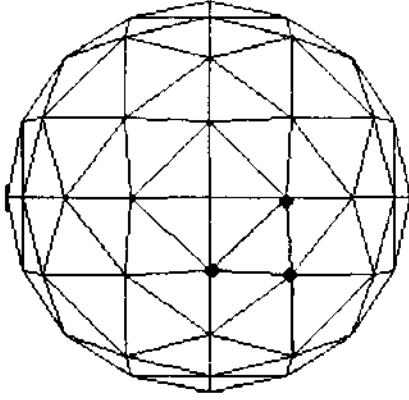
$$\Phi = (\mathbf{I} - \mathbf{C})^{-1} \mathbf{g}$$

şeklinde düğüm değerleri hesaplanabilir [6].

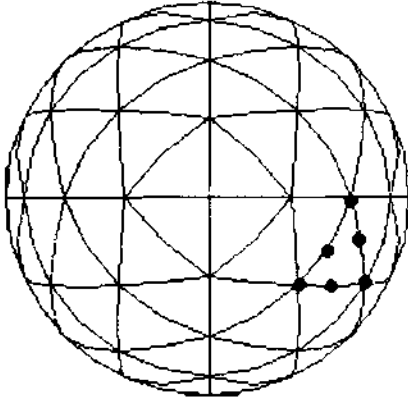
#### SAYISAL ÇÖZÜMLERDE DOĞRULUK TESTLERİ

Şu ana kadar tek bir yüzey ile temsil edilen iletkenliği homojen küre için simülasyon çalışmaları yapılmıştır. Küre içinde herhangi bir yerde bulunan dipollerin küre yüzeyinde meydana getirdiği potansiyel dağılım için analitik çözüm bulunmaktadır. Bu çalışmada birim küre üzerinde

hem koordinat eksenlerinin merkezinde, hemde merkez dışında herhangi bir yerde bulunan bir dipol için küre yüzeyindeki potansiyel dağılımı gösterilmiştir. Simulasyon için, doğrusal ve kuadratik olmak üzere 2 tip ağ yapısı kullanılmıştır. Bu ağ yapıları için 128 elemanlı örnekler Şekil 1 ve Şekil 2'de gösterilmiştir.



Şekil 1. 128 elemanlı, Doğrusal Ağ yapısı ve eleman tipi

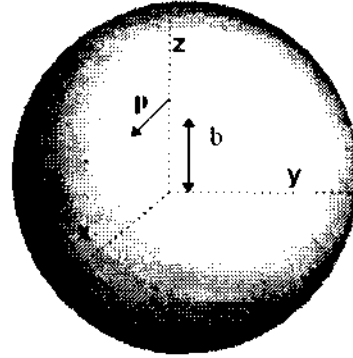


Şekil 2. 128 elemanlı, Kuadratik ağ yapısı ve eleman tipi

#### Dipol ün merkezde olma durumu :

Bu durum için dipol kürenin tam merkezine konmuş ve doğrultusu x yönünde seçilmiştir. 2048 elemanlı doğrusal ağ tipi ile yapılan çalışmada elde edilen sonuçlar analitik çözümlerle karşılaştırıldığı zaman ortalama hata yaklaşık % 8'dir. Sadece dipol'un tam önüne denk gelen düğümde hata %10 civarındadır.

Kuadratik elemanlarda ise aynı sayıda eleman ile maksimum hata %1.8 civarındadır.



Şekil 3. Birim küre üzerinde merkezden b kadar kaymış, +x yönündeki p dipolü.

#### Dipolün z-ekseni üzerinde olma durumu :

Bu durum için dipol yine x yönünde alınmıştır, ama bu sefer koordinat ekseninin orijininde değil, z-ekseni üzerinde (0,0,2.5cm) noktasında bulunmaktadır (Şekil 3). Bu dipol için elde edilen çözümler analitik çözümlerle karşılaştırıldığı zaman, Doğrusal ağ yapısında ortalama hata %9, Kuadratik ağ yapısında ise %2 civarında hesaplanmıştır. Eleman tipi ve sayısına göre çözümlerdeki hatalar Tablo 1'de özetlenmiştir.

Tablo 1. Değişik ağ boyutlarına ve ağ tipine göre hata oranları.

Eleman Sayısı	Max. Hata (%) Doğrusal Yapı	Max. Hata (%) Kuadratik Yapı
128	-	8
512	≈20	4.1
2048	10	1.8
8192	< 5	-

## SONUÇ

Bu çalışmada Sınır Elemanı Metodu için Doğrusal ve kuadratik olmak üzere 2 ağ tipi kullanılmıştır. Eleman sayısını arttırdıkça sonuçlar iyileşmektedir ancak kuadratik eleman tipindeki hata oranları çok daha azdır.

Nümerik hesaplamayı yapan program C dilinde yazılmıştır ve sonuçlar 166 Mhz Pentium, 128 Mb belleği, olan bir bilgisayarda alınmıştır. 2048 doğrusal elemanlı bir ağ için program 2dakika çalışmaktadır ve 130 Mb hafıza kullanmaktadır.

Bundan sonraki çalışmalarda Sınır Elemanı Metodu iç içe geçmiş kabuk modeline ve Manyetik alan hesaplamalarına uygulanacaktır.

## KAYNAKLAR

- [1] Matti S. Hamalainen, J. Sarvas Realistic Conductivity Geometry Model of the Human Head for Interpretation of Neuromagnetic Data, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, Vol 36 No.2 February 1989
- [2] T.F. Oostendorp, A Van Oosterom, Source Parameter Estimation in Inhomogeneous Volume Conductors of Arbitrary Shape *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, Vol 36 No.3 March 1989
- [3] M. Kemal Özdemir, N. G. Gençer, Beyin Elektriksel Aktivitesinin Görüntülenmesi için Sonlu Elemanlar Yöntemi ile İleri Problem Çözümü, *Elektrik-Elektronik-Bilgisayar 7 Ulusal Kongresi*, 1997.
- [4] J. H. Kane, *Boundary Element Analysis, In Engineering Continuum Mechanics.* Prentice Hall, 1994, ISBN 0-13-086927-9
- [5] Jan W. H. Meijs, O W. Weier, M. J. Peters, A. Van Oosterom, On the Numerical Accuracy of the Boundary Element Method. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, Vol 36 No. 10 October 1989
- [6] B. N. Cuffin, A Method For Localizing EEG Sources in Realistic Head Models, Paper 1994.
- [7] Matti S. Hamalainen, R. Hari, J. Ilmoniemi Magnetoencephalography- theory, instrumentation and applications to noninvasive studies of the working human brain. *Reviews of Modern Physics*, Vol 65, No. 2 April 1993
- [8] Stok. C. Johannes The inverse problem in EEG and MEG with application to visual evoked responses. CIP-GEGEVENS KONINKLIJKE BIBLIOTHEEK.

# BEYİN ELEKTRİKSEL AKTİVİTELERİNİN GÖRÜNTÜLENMESİ İÇİN SONLU ELEMANLAR YÖNTEMİ İLE İLERİ PROBLEM ÇÖZÜMÜ

M Kemal ÖZDEMİR, Nevzat G. GENÇER  
Elektrik-Bektror\* Mühendisliği Bölümü,  
Orta Doğu Teknik Üniversitesi, 06531 Balgat Ankara

## Abstract:

*The electric currents across the cerebral cortex can be displayed using voltage measurements on the scalp. Such a representation can be called Electric Source Image. In order to interpret the measured voltages accurately, a realistic numerical model of the head should be prepared that includes physical properties and geometry of the individual's head. For that purpose, in this study, Finite Element Method (FEM) is used to solve the scalar potential function caused by a current dipole distribution in a bounded conductive medium. A new FEM formulation is derived that assumes a constant current density in isoparametric volume elements. A software is prepared by optimizing the code to run in a PC with 128 MB memory. It is shown that, for a current dipole at 2.5 cm from the origin the potential distribution can be solved within an accuracy of 0.5 % in comparison with the exact solutions, with a mesh of 29001 nodes and 70000 elements. The accuracy is maximum for dipoles nearby the origin and lowest for shallow sources that are closer to the scalp.*

## GİRİŞ

insan beyninde vücut fonksiyonuya ilişkili olarak değişik noktalarda elektriksel aktiviteler meydana gelir. Bu aktivitelerin yarattığı elektrik ve manyetik alanlarının ölçülmesi ile aktivitelerin yeri ve şiddeti belirli bir doğrulukta saptanabilmektedir. Doğruluk derecesinin artırılabilmesi için teknolojik gelişmelerin yanı sıra daha gelişmiş kafa modellerinin ve daha ileri matematiksel algoritmaların kullanılması gerekir.

Canlı hayvan beynindeki elektriksel salınımlar yüzyıldan fazla bir süre önce gözlenmiştir. Yaklaşık elli yıl önce benzeri salınımlar insan kafasından ölçüldü ve bu metoda Electroencephalography (EEG) adı verildi. 1960'ların sonlarına doğru geliştirilen SQUID (Superconducting QUantum Interference Device) algılayıcıları [Zimmerman, 1970] insan beynindeki elektriksel aktivitelerin yarattığı manyetik alanların ölçülmesi amacıyla kullanılmaya başlandı [Cohen, 1972]. Bu ölçüm metoduna ise Magnetoencephalography (MEG) adı verildi. Elde edilen ölçümlerin zaman bağımlı değişiminin analizine paralel olarak, son yirmi yıldır bu ölçümlerden beyindeki elektriksel aktivitelerinin yeri ve şiddetinin bulunması yönünde çalışılmaktadır.

Beyindeki elektriksel aktiviteler uzun yıllardır elektrik dipolleri ile modellenmektedir. Amaç belirli bir anda beyin alanı içindeki dipollerin yeri, şiddeti ve yönü hakkında bilgi sahibi olmaktır. Bu nedenle öncelikle ölçüm yapılan insan kafası sayısal olarak modellenmekte ve bu model içinde var sayılan dipol dağılımı için elektrik ya da manyetik alan dağılımı çözümleri (ileri problem çözümü) yapılmaktadır. Ölçümlerle çözümler birbirine eşit olana kadar tekrarlamalı matematiksel yöntemlerle (doğrusal olmayan geri problem çözümü) dipollerin yeri, şiddeti ve yönü değiştirilmektedir [Romani, 1982], [Gaumond, 1983], [Cuffin, 1985]. Fakat ilk zamanlarda, hem veri sayısının az olması hem de bilgisayar teknolojisinin yeteri kadar gelişmemiş olması nedeniyle çok basit kafa modelleri ve matematiksel yöntemler kullanılmaktaydı. Örneğin, elektriksel iletkenliği homojen küre veya küresel basit geometrilerde, elektrik ve manyetik alan için analitik çözümler elde edilmiştir [Cuffin, 1977], [Geselowitz, 1973], [Gaumond, 1983], [Cuffin, 1991]. İç içe geçmiş küresel kabuk modeli de en çok kullanılan modeller arasındadır [Rush, 1969], [Cuffin, 1977]. Bu tür modeller ile elektrik ve manyetik alanların çözümü için ne çok fazla bilgisayar belleğine ne de hızlı işlem yapma yeteneğine ihtiyaç bulunmaktadır. Buna karşılık, bilgisayardaki sayısal model ile gerçek kafa yapısı arasında çok büyük farklılıklar olması nedeniyle, aktivitenin yeri ve şiddetinin hesaplanmasında hata yapılmaktadır [Cuffin, 1990]. Tuzlu su doldurulmuş kafatası ile yapılan deneylerde dipol yeri hesabında 1.9 cm hata bulunmuştur [Henderson, 1975]. Kedi beyni içine yerleştirilen akım kaynaklarının bulunmasında 1 cm.'lik hatalar gözlenmiştir [He, 1987] (Bu çalışmada izafi olarak daha doğru bir model kullanılmıştır).

Bu çalışmanın amacı insan beyninden elde edilen elektrik ve/veya manyetik alan verilerinden beyin elektriksel aktivasyonunun daha doğru anlaşılabilmesi için ileri matematiksel teknikler ve sayısal modellerin geliştirilmesidir. Çalışmada şu ana kadar elektrik ölçümlerinin karşılaştırılması için gereken sayısal model hazırlandı. Potansiyel alan dağılımlarını bulmak için yeni bir sonlu elemanlar formülasyonu yapıldı, yazılımı hazırlandı ve analitik çözümü olan basit geometriler için testleri yapıldı.

ileri problemler, beyindeki birincil (primary) akımlar ( $J^p$ ) sonucu kafa yüzeyinde yaratılan potansiyel alan 0'ın çözülmesi olarak tanımlanabilir.  $V$  hacmi ve  $S$  yüzeyi ile tanımlanan iletken cisim içerisindeki elektriksel kaynak nedeniyle oluşan  $\langle j \rangle$ , şu kısmi türev denklemlerini sağlar:

$$\nabla \cdot (\sigma \nabla \phi) = -\nabla \cdot \vec{J}^p \quad (D)$$

$$\sum_{dn} = 0$$

Yukarıda verilen denklem Poisson türüdür.  $\langle p \rangle$  çözmek için FEM kullanıldı. Bunun için  $V$  hacmi 20 düğümlü izoparametrik elemanlara bölündü. Bu tür elemanların kullanımı iki büyük avantaj sağlar: (1) elemanlar paraboliktir böylece kompleks geometriler kolaylıkla modellenebilir; (2) daha az elemanla yüksek doğrulukta sonuçlar elde edilebilir [Hinton ve Owen, 1983]. Galerkin's Weighted Residual Metodu'nun kullanımıyla [Hinton ve Owen, 1983], potansiyel için verilen kısmi differansiyel denkleminin her iki tarafını uygun aradeğerleme (shape) fonksiyonlarıyla çarpıp bunu her eleman için sağlatırsak;

$$\int N_i \nabla \cdot (\sigma_e \nabla \phi) dV_e = - \int N_i \nabla \cdot \vec{J}^p dV_e \quad (2)$$

$i=1 \dots 20$  denklemi elde edilir. Burada  $N_i$ , her bir düğüm için tanımlı olan aradeğerleme fonksiyonunu, sembollerin altında yazılı olan  $e$  harfi ise parametre veya alanın eleman üzerinde tanımlı olduğunu belirtmektedir. Her bir eleman içerisinde akım yoğunluğu sabit kabul edildiğinden, eşitliğin sağ tarafı sıfır olur. Gerekli vektör eşitliklerinin kullanımından sonra;

$$\int N_i \nabla \cdot (\sigma_e \nabla \phi) dV_e = - \int N_i \nabla \cdot \vec{J}^p dV_e \quad (3)$$

elde edilir.  $d\vec{S}_e$  yönü yüzey dışına olan, yüzey vektörünü ifade etmektedir. Her bir elemanın yüzeyi

için  $\frac{d\vec{S}_e}{dV_e} = -\vec{J} \cdot \vec{n}$  olduğundan;

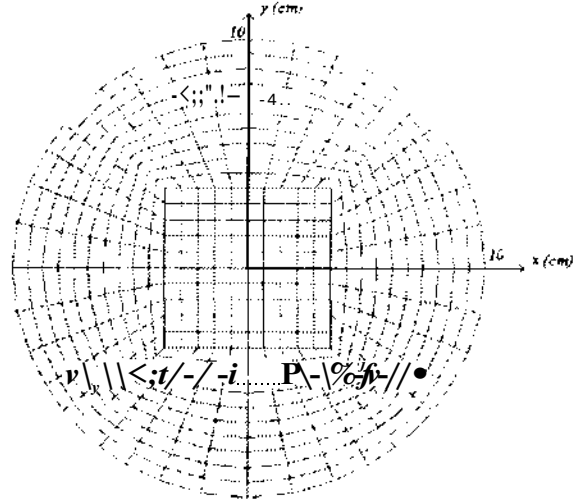
$$\int \sigma_e \nabla N_i \cdot \nabla \phi dV_e = \int N_i \vec{J}^p \cdot \vec{n} dS_e \quad (4)$$

denklemleri bulunur. Her hangi bir eleman içerisinde  $\langle j \rangle$ ;

$$\nabla \phi = \sum_{i=1}^{20} \nabla N_i \phi_i \quad (5)$$

olarak ifade edilebilir. Yukarıdaki denklemin bir öncekiyle birleştirilmesiyle;

matrix denklemi elde edilir. Burada  $p$   $m \times t$ 'lik bilinmeyen potansiyelleri,  $m$  düğüm sayısını,  $A$  bir çok elemanı sıfır, pozitif tanımlı ve simetrik  $m \times m$ 'lik matrisi,  $c$  ise akım yoğunluğuna bağlı  $m \times V$  lik vektörü ifade etmektedir.



Şekil 1: Simulasyonlarda kullanılan ağın  $z=0$  düzlemindeki görüntüsü

#### DOĞRULUK TESTLERİ

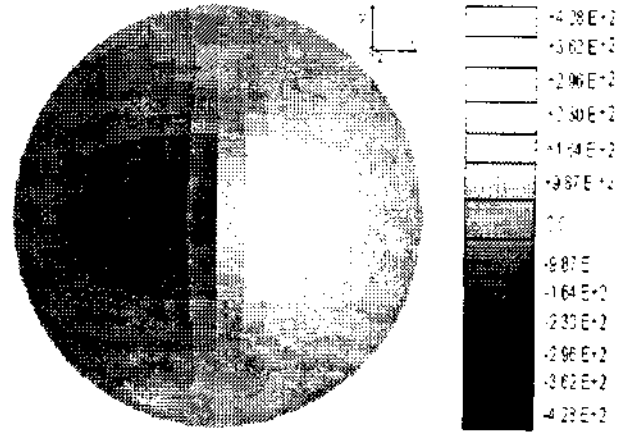
Bir kürenin içinde bulunan dipollerden dolayı küre yüzeyinde meydana gelen potansiyel dağılım için analitik çözüm daha önceki yıllarda formüle edilmişti. Belirli bir dipol dağılımı için analitik çözümlerle elde edilen potansiyel dağılımları sonlu elemanlar sonuçları ile karşılaştırıldı. Yapılan simulasyonlarda, yarıçapı 10 cm, iletkenliği homojen bir kafa modeli olduğu varsayıldı. Sonlu elemanlar için kullanılan ağ yapısının  $z=0$  düzlemindeki kesiti Şekil 1'de verilmiştir. Kürede toplam 29001 tane düğüm noktası ve 7000 tane eleman bulunmaktadır. İletken küre içerisinde bulunan dipol yerine göre aşağıdaki simulasyonlar yapılmıştır.

##### i) Merkezde dipol durumu

Bu durum için dipoli kürenin tam merkezine kondu ve doğrultusu  $x$  yönünde seçildi. Elde edilen sonuçlar analitik çözümlerle karşılaştırıldığı zaman % 0.2 altında hata bulundu. Kürenin üst yüzeyi için elde edilen hatanın yüzde değişimi Tablo 1'de gösterilmiştir. Simulasyon 29001 düğüm noktasına ve 7000 elemana sahip küre için yapılmıştır.

ii) Merkezden kaymış dipolün durumu:

Bu durum için dipol yine x yönünde alındı ama z-ekseni üzerinde iki nokta için gerçekleştirildi Bunun için dipoller önce  $z=2.5$  cm ve  $7.5$ cm'lik yerlere kondu. Dipole beyinden  $7.5$  cm derindeyken meydana gelen hata yine % 1'in altında hesaplandı. Fakat  $2.5$  cm derinlik için hata payı dipole çok yakın noktalar için % 1'in üstüne çıktı ( % 7.4). Bu beklenen bir sonuçtur çünkü kaynağa yakın olan noktalardaki potansiyel değişim çok hızlıdır. Her iki durum içinde elde edilen yüzde hata tabloları Tablo 2 ve 3'te gösterilmiştir. Ayrıca  $z=7.5$ cm'deki dipol için meydana gelen potansiyel dağılım Şekil 2'de gösterilmiştir.



TABLO 1 : MERKEZDEKİ DİPOL İÇİN ANALİTİK VE SAYISAL SONUÇLARIN KARŞILAŞTIRILMASI

x	y	z	Sayısal	Analitik	% Hata
10	0	0	119.31	119.42	0.09
9.75	1.95	0.97	116.44	116.54	0.08
8.94	3.57	2.68	106.7	106.7	0
8.42	4.21	3.36	100.48	100.52	0.03
7.60	6.08	2.28	90.71	72.58	0.01
6.08	7.60	2.28	72.57	72.58	0.01
4.86	8.11	3.24	58.06	58.08	0.02
2.68	8.94	3.57	32.01	32.04	0.08
1.69	8.45	5.07	20.16	20.17	0.03
1.88	2.82	9.40	22.46	22.46	0
1.61	5.65	8.08	19.29	19.29	0
0.85	5.12	8.54	10.19	10.2	0.07

SONUÇ

Kafadan alınan elektriksel sinyallerin doğru yorumlanabilmesi için kişiye özel gerçekçi kafa modellerinin geliştirilmesi gerekmektedir. Bu çalışmada bu tür bir modelin oluşturulması için gerekli sayısal model için. Sonlu Elemanlar Yöntemi için, yeni bir formülasyon yapıldı, yazılım hazırlandı ve çözümlerdeki doğruluk derecesi test edildi. Geliştirilen yazılım bundan sonraki çalışmalarda manyetik alan çözümlerinin elde edilmesi ve geri problem çözümü amacıyla kullanılacaktır.

KAYNAKLAR

[Zimmerman, 1970] E. Zimmerman, P. Thiene, J. T. Harding. Design and operation of stable rf-biased superconducting point contact quantum devices and a note on the properties of perfectly clean metal contacts, J. Appl. Phys. 41 1572-1580, 1970

[Cohen, 1972] D. Cohen, Magnetoencephalography: Detection of the brain's electrical activity with a superconducting magnetometer, Science, 175 664-666, 1972

Şekil 2: Merkezden +z yönünde 7,5 cm kaymış olan dipolün oluşturduğu potansiyel dağılım

TABLO 2 : DİPOLÜN (0,0,2.5) NOKTASINDAKİ DURUMU İÇİN ANALİTİK VE SİMULASYON SONUÇLARININ KARŞILAŞTIRILMASI

x	y	z	Sayısal	Analitik	% Hata
10	0	0	111.54	111.36	0.16
9.75	1.95	0.97	115.39	115.18	0.19
8.94	3.57	2.68	117.96	117.74	0.19
8.42	4.21	3.36	116.37	116.81	0.16
7.60	6.08	2.28	97.63	97.44	0.19
6.08	7.60	2.28	78.1	77.95	0.18
4.86	8.11	3.24	66.65	66.56	0.14
2.68	8.94	3.57	37.63	32.56	0.17
1.69	8.45	5.07	26.43	26.43	0
1.88	2.82	9.40	43.54	43.72	0.4
1.61	5.65	8.08	32.65	32.81	0.48
0.85	5.12	8.54	18.04	18.14	0.52

TABLO 3 : DİPOLÜN (0,0,7.5) NOKTASINDAKİ DURUMU İÇİN ANALİTİK VE SİMULASYON SONUÇLARININ KARŞILAŞTIRILMASI

x	y	z	Sayısal	Analitik	% Hata
10	0	0	73.07	72.5	0.67
9.75	1.95	0.97	80.44	79.84	0.75
8.94	3.57	2.68	94.44	93.55	0.94
8.42	4.21	3.36	99.89	98.87	1
7.60	6.08	2.28	75.36	74.68	0.9
6.08	7.60	2.28	60.27	59.74	0.87
4.86	8.11	3.24	56.45	55.9	0.97
2.68	8.94	3.57	33.03	32.71	0.99
1.69	8.45	5.07	28.45	28.12	1.17
1.88	2.82	9.40	27.16	29.25	7.13
1.61	5.65	8.08	80.47	79.7	0.96
0.85	5.12	8.54	56.3	56.63	0.57

[Romani, 1982] G. L. Romani, S. J. Williamson, L. Kaufman, Biomagnetic instrumentation, Rev. Sci. Instr., 53:1815-1845

[Gaumond, 1983] R. P. Gaumond, J. H. Lin, D. B. Geselowitz, Accuracy of dipole localization with a spherical homogeneous model, IEEE Trans. Biomed. Eng., BME-30:29-34

[Cuffin, 1985] B. N. Cuffin, A Comparison of Moving Dipole Inverse Solutions Using EEG's and MEG's, IEEE Trans. Biomed. Eng., BME-32:905-910, 1985.

[Rush, 1969] Rush ve Driscoll, EEG electrode sensitivity\_ An application of reciprocity, IEEE Trans. Biomed. Eng., BME-16:15-22, 1969.

[Cuffin, 1977] B. N. Cuffin, D. N. Cohen, Magnetic fields of a dipole in special volume conductor shapes, IEEE Trans. Biomed. Eng., BME-24: 372-381, 1977

[Geselowitz, 1973] D. B. Geselowitz, W. T. Miller, Extracorporeal magnetic fields generated by internal bioelectric sources, IEEE Trans. Magn., MAG-9:392-398, 1973

[Cuffin, 1990] B. N. Cuffin, Effect of head shape on EEG's and MEG's, IEEE Trans. Biomed. Eng., BME:37: 44-51, 1990

[Cuffin, 1991] B. N. Cuffin, Eccentric Spheres Models of the Head, IEEE Trans. Biomed. Eng., BME:38: 871-878, 1991

[Henderson, 1975] C. J. Henderson, S. R. Butler, A. Glass, The localization of equivalent dipoles of EEG sources by the application of the electric field theory, Electroencephalography and Clin. Neurophysiol., 39:117-130, 1975

[He, 1987] B. He, T. Musha, Y. Okamoto, S. Homma, Y. Nakajima, T. Şato, Electric dipole tracing in the brain by means of the boundary element method and its accuracy, IEEE Trans. Biomed. Eng., 34:406-414, 1987

[Smith, 1985] D. B. Smith, R. D. Sidman, H. Flanigin, J. Henke, D. Labiner, A reliable method for localizing deep intracranial sources of the EEG, Neurol., 35: 1702-1707, 1985

[Hamalainen. 1989] M. S. Hamalainen and J. Sarvas, Realistic conductivity geometry model of the human head for interpretation of neuromagnetic data. IEEE Trans. Biomed. Eng., BME-36: 165-171, 1989

[Yan, 1991] Y. Yan, P. L. Nunez, and R. T. Hart, A finite element model for the human head,,: Scalp potentials due to dipole sources, Med. and Biol. Eng. and Comput., 29:475-481, 1991

[Le, 1992] J. Le ve A. Gevins, Method to reduce blur distortion from EEG's using a realistic head model, IEEE Trans. Biomed. Eng., BME-40: 517-528, 1992

[Kaufman, 1991] L. Kaufman, J. Kaufman, J. Wang, On cortical folds and neuromagnetic fields, Electroenceph. Clin. Neurophys., 64:350-363, 1991

[Jefferies, 1987] B. Jefferies, R. Leahy, M. Singh, An evaluation of methods for neuromagnetic image reconstruction, IEEE Trans. Biomed. Eng., BME-34:713-724, 1987

[Ramon, 1992] C. Ramon, M. G. Meyer, A. C. Nelson, F. A. Spelman, J. Lamping, Simulation studies of biomagnetic computed tomography, IEEE Trans. Biomed. Eng., BME-40:317-322, 1993

[Wang, 1992] J. Z. Wang, S. J. Williamson, and L. Kaufman, Magnetic source images determined by a lead field analysis: The unique minimum norm least squares estimation, IEEE Trans. Biomed. Eng., BME-39:665-675, 1992

[Wang, 1993] J. Z. Wang, Minimum-norm least-squares estimation: Magnetic source images for a spherical model of head, IEEE Trans. Biomed. Eng., BME-, 1993

[Wang, 1994] J. Z. Wang, MNLS inverse discriminates between neuronal activity on opposite walls of sulcus of the brain, IEEE Trans. Biomed. Eng., BME-40:387-396, 1994

[Gençer, 1995] N. G. Gençer, S. J. Williamson, Differential characterization of neural sources with the bimodal truncated SVD pseudoinverse for EEG and MEG measurements, IEEE Trans. Biomed. Eng., 1996 [değerlendirme süreci bitti]

[Dale, 1993] A. M. Dale, M. I. Sereno, Improved localization of cortical activity, by combining EEG and MEG with MRI cortical surface reconstruction, J. Cognitive Neuroscience, 5:162-176, 1993

[Gençer, 1996], N. G. Gençer, S. J. Williamson, A. Gueziec, R. Hummel, Optimal reference electrode selection for electric source imaging, Electroencephalography and Clin. Neurophysiol., 29(1), 78-83, 1997.

[Gueziec, 1994] A. Gueziec ve D. Dean, The Wrapper, A surface optimization algorithm that preserves highly curved surfaces. Editör: R. A. Robb, Visualization in Biomedical Computing, 631-642, 1994.

[Hinton ve Owen, 1983] E. Hinton and D. R. J. Owen. Finite Element Programming. Academic Press, New York, 10-983

# KİŞİSEL BİLGİSAYAR TABANLI BİR ULTRASONİK GÖRÜNTÜLEME SİSTEMİNİN TASARIMI

İlker CEBİ<sup>1</sup>, H. Metin ATASOY<sup>1</sup>, Mustafa KARAMAN<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Biyomedikal Cihaz Teknolojisi M.Y.O.

<sup>2</sup> Elektrik ve Elektronik Mühendisliği Bölümü  
Başkent Üniversitesi, Bağlıca Kampusu, Ankara

## ABSTRACT

*An ultrasonic signal processing technique suitable for PC-based imaging systems is explored. The technique is based on multi-element synthetic aperture approach and beam interpolation. The technique is tested and compared to conventional schemes using experimental data. A PC-based ultrasonic imaging system using this algorithm is investigated.*

## 1. GİRİŞ

Ellili yıllarda tıbbi tanıda kullanılmaya başlanan ultrasonik görüntüleme, günümüzde iki boyutlu dürtü yansımaları parlaklık ve akış görüntüleme teknikleri olarak, karın bölgesi, kardiyoloji ve doğum tetkiklerinde yaygın olarak kullanılmaktadır. Ultrasonun dokuya zarar vermemesi, gerçek zaman görüntülemeye olanak tanınması, cihazların taşınabilir ve düşük maliyetli olması, ultrasonik görüntülemeyi tıbbi tanıda cazip kılmaktadır [1].

Mevcut tıbbi görüntüleme uygulamalarında genellikle 2-5 MHz'lik 64-128 elemanlı evreli transdüser dizileri (phased array) kullanılmakta ve sinyal gönderme/alma işlemleri paralel elektronik devrelerle yapılmaktadır. Görüntü çözünürlüğünü, kullanılan transdüserin frekansı, eleman sayısı ve band genişliği belirlemektedir. Akustik sinyallerin doku içindeki sönümü frekansla doğru orantılı olup yüksek frekanslarda görüntüleme derinliği azalmaktadır [2]. Bu nedenle transdüser frekansı rasgele yüksek seçilemez. Eleman sayısının seçimi ise, paralel elektronik devreler maliyeti artırdığından oldukça kritiktir. Diğer yandan, transdüser band genişliği pratikte, merkez frekansının ancak yarısı kadar olabilmektedir.

Gerçek zaman dürtü yansımaları ultrasonik görüntülemeye, hızlı hareket eden organları ve dokuları yüksek görüntü kalitesinde izleyebilmek için, yeterince büyük görüntü sayısı (frame rate) gerekir. Doku içerisindeki ses hızı (c) sınırlı olduğundan, görüntü derinliği (R), demet sayısı (6) ve saniyedeki görüntü sayısı (F) rasgele seçilemez. Diğer yandan, Nyquist örnekleme kriteri, A/2 aralıklı N elemandan oluşan bir transdüser dizisi ve A6'lık bir sektör alanı için demet sayısına bir kısıtlama getirmektedir. Gerçek

zaman görüntüleme sistemlerindeki bu kısıtlamalar şu şekilde ifade edilebilir:

$$2 N \sin \left( \frac{A \theta}{2} \right) \leq B \leq \frac{c}{2 F R} \quad (1)$$

Bu parametrelerin tipik değerleri olarak R=20 cm, F=20 görüntü/s, Aθ=90°, Aθ=96 ve c=1540 m/s alındığında demet sayısı 136≤B≤192 aralığında sınırlanmaktadır.

Gerçek zaman bir ultrasonik görüntüleme sisteminin en önemli parçası demetleyicidir (beamformer). Demetleme temel olarak, transdüser dizisini oluşturan elemanların sinyal gönderme ve alma aşamalarında belli bir açı üzerindeki noktalara yönlendirilip odaklanması için gereken eş zamanlama ve evreleme işlemlerinden oluşmaktadır. Gerçek zaman görüntüleme sistemlerinde, analog demetleyiciler kullanılmamış olup günümüzde ise sayısal demetlemeye dayalı görüntüleme sistemleri üzerinde yoğun çalışmalar yapılmaktadır [3].

Evreli dizi ve yapay açıklık (synthetic aperture) yaklaşımları halen kullanılmakta olan gerçek zaman dürtü yansımaları görüntüleme tekniklerinin dayandığı iki temel yaklaşımdır [1,5]. Tipik bir evreli dizi görüntüleme sisteminde, gönderiş demeti oluşturmak için transdüser dizi elemanlarının tamamı ateşlenmekte ve bütün kanallardan gelen sinyaller alıcı katında demetlemeye sokulmaktadır. Bu teknikte görüntü kalitesi çok iyidir, fakat bütün kanallar sinyal gönderme ve alma işleminde kullanıldığından paralel elektronik devre sayısı çoktur ve dolayısıyla sistem maliyeti çok yüksektir.

Klasik yapay açıklık tekniğinde ise sinyal gönderme ve yansıma sinyallerini almak için her ateşlemede bir transdüser elemanı aktif olarak kullanılmaktadır. Yapay açıklık tekniğinin donanım yapısı çok basit olmakla beraber görüntü kalitesi oldukça düşüktür ve ayrıca olası doku hareketlerinden kaynaklanan evre bozukluklarına duyarlıdır [2,4]. Dolayısıyla yapay açıklık tekniği gerçek zaman tıbbi görüntülemeye uygun değildir.

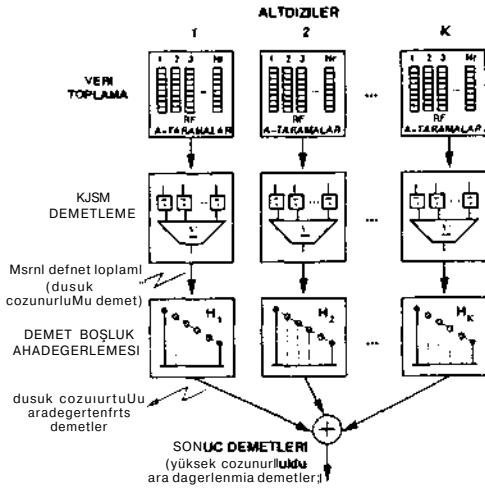


## 2. PC TABANLI ULTRASONİK GÖRÜNTÜLEME SİSTEMİ

Kişisel bilgisayar tabanlı bir ultrasonik görüntüleme sistemini (BUG) cazip kılan çok önemli faktörler vardır. Kişisel bilgisayarlar (PC) değişik amaçlarla çok yaygın olarak kullanılmakta olup günümüzde hemen hemen her klinikte ve özel muayenehanede bir PC bulunabilmektedir. Yaygınlığı sebebiyle, PC donanımı özel amaçlı donanım gerektiren sistemlere oranla çok daha ucuzdur ve performansları sürekli geliştirilmektedir. Sayısal ultrasonik görüntüleme, kontrol, zamanlama ve arabirim denetlemesi, bellek ihtiyacı ve sinyal gösterimi, günümüzdeki PC donanımı ile; görüntü ve sinyal işleme ise PC yazılımı ile gerçekleştirilebilir. Bu yaklaşım, mevcut PC donanım ve yazılımının özel amaçlı veri işleme için maliyet verimli olarak kullanılmasını hedeflemektedir.

BUG'ın görüntü kalitesi, özel amaçlı donanımla gerçekleştirilen mevcut sistemlerin verdiği görüntü kalitesine en az eşdeğer olmalıdır. Diğer yandan, PC tabanlı bir sistemde kullanılacak tekniğe ait donanım ve yazılım karmaşıklığı PC'ye entegre edilebilir basitlikte olmalıdır. Mevcut evrelî dizi ve yapay açıklık görüntüleme teknikleriyle bu gereklerin karşılanması olanaksız görünmektedir. Küçük ölçekli ve maliyet verimli sistemler için son yıllarda yoğun araştırmalar yapılmaktadır [3,2,4].

Bu çalışmada, PC tabanlı bir görüntüleme sistemi için altdizilerle toplanan veriler üzerinde aradeğerleme ve yapay demetlemeye dayalı bir görüntü tekniği geliştirilmiştir. Bu tekniğe dayalı PC tabanlı bir sistemin genel donanımı ve alt birimlerinin işlevsel yapıları tasarlanmıştır.



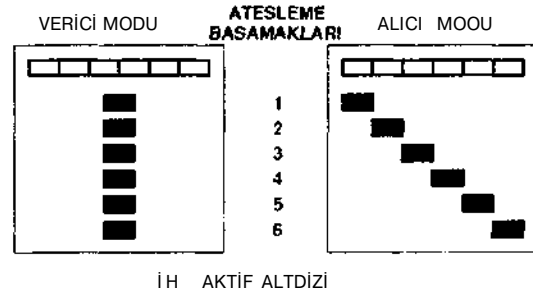
Şekil 1: Altdizi yaklaşımının işlem basamakları.

### 2.1 Görüntüleme Yöntemi

BUG'ın tasarımında kullanılan görüntüleme tekniğinin dayandığı altdizi yaklaşımı üç ana işlem

basamağından oluşmaktadır (Şekil-1): Bunlar veri toplama (data acquisition), demetleme ve aradeğerlemedir (interpolation). İlk basamakta, her altdizi tarafından rf A-tarama (A-scan) sinyalleri alınır. Bu veriler işlenerek her alıcı altdizi için düşük çözünürlüklü kısmi demet toplamları üretilir. Tüm alıcı altdizilerin demet sayısı, demet uzayında aradeğerleme ile artırılır. Sonuç olarak her alıcı altdiziden üretilen aradeğerlenmiş, düşük çözünürlüklü demetler toplanarak tüm diziye karşılık gelen yüksek çözünürlüklü demetler elde edilir.

Veri toplanmasında  $N$ , aktif elemandan oluşan bir gönderici altdizi ve  $N_i$  elemandan oluşan,  $K$  adet çakışmayan alıcı altdiziler kullanılmaktadır (Şekil-2 ve Şekil-3). Gönderici altdizi, transdüserin merkezinde bulunmaktadır ve alıcı altdiziler, her ateşlemede,  $KN_i$  elemana sahip tüm dizi üzerinden sırayla anahtarlanmaktadır. Gönderici altdizi, her alıcı altdiziden veri elde etmek için, aynı gecikmelerle her demete ardaşık olarak  $K$  defa ateşlenir. Demet sayısı aktif dizi boyutuyla orantılı olduğundan, altdizi tekniğinde, aktif eleman sayısı oldukça küçük seçilerek hem kısmi demet sayısı hem de demetleme için gereken paralel elektronik donanım azaltılmaktadır.



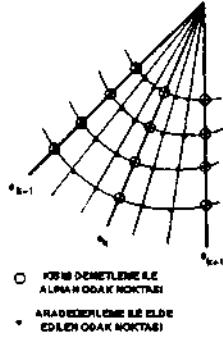
Şekil 2: Altdizilerle veri toplama.

BUG'da kullanılan altdizi tekniğinin testi için, bir fantomdan alınan deneysel verilerle B-tarama görüntülen oluşturulmuştur. Bu fantom, farklı derinlik ve açıda altı noktasal yansıtıcı içermektedir. Test fantomundan, deneysel verilerin alımında 3.5 MHz'lik 128 elemanlı bir transdüser kullanılmıştır. Şekil-4'te verilen görüntüler deneysel verilerden emülasyonla elde edilmiş olup, tekniklerin farklı derinlik ve açılardaki noktasal dağılım işlevlerini göstermektedir. Test sonuçları, altdizi yönteminin çözünürlüğü yapay açıklık metodundan çok daha iyi ve evrelî dizi metoduyla eşdeğer olduğunu göstermektedir.

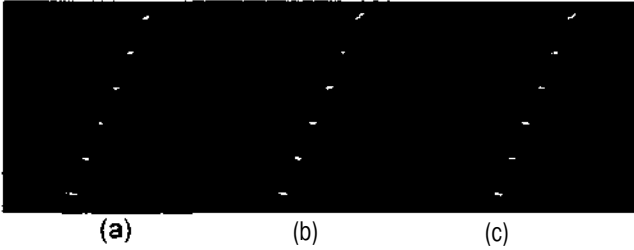
### 2.2 Donanım Yapısı

Tasarlanmış BUG'ın blok şeması Şekil-5'te verilmiştir. Sistem temel olarak verici, alıcı, gösterme ve anahtarlama birimlerinden oluşmaktadır. Anahtarlama birimleri alıcı ve gönderici altdizilerinin seçilmesinde kullanılmaktadır. Verici katı, vurum sinyalini gerekli

gecikme ve yükseltmeyi sağladıktan sonra, ilgili altdizi elemanlarına uygular. Alıcı katında, altdizi tekniğini gerçekleştiren, derinliğe bağlı alıcı yükseltici (TGC), analog/savsal çevirici (A/D), kısmi demetleyici, ara değerleyici ve bellek devreleri bulunmaktadır. Alıcının oluşturduğu polar  $\{R, \sin\theta\}$  formattaki görüntü, gösterme katındaki tarama dönüştürücüsü tarafından raster  $(X, Y)$  formatına çevrilerek PC ekranında gösterilir.



Şekil 3: Altdizi tekniğinde, demet uzayında aradeğerleme ile sektör taraması.

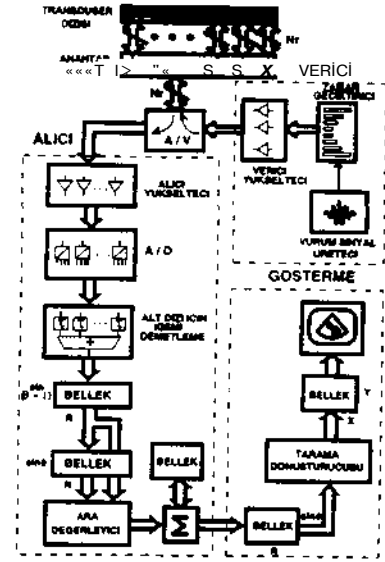


Şekil 4:  $K=6$ ,  $N_1=N_2=16$ ,  $N=96$  için a) yapay açıklık, b) evrelı dizi, ve c) altdizi tekniği ile elde edilmiş B-tarama fantom görüntüleri.

Mevcut PC'lerin donanımı, özel amaçlı devreler kullanmadan, gerçek zaman bir görüntüleme yapmak için yeterli değildir ve yazılım ile gerçek zamanda yapılabilecek işlemler oldukça sınırlıdır. Bu nedenle, mevcut PC donanımına, kısmi demetleyici, aradeğerleyici ve tarama dönüştürücüsü birimlerinin kart olarak eklenmesi öngörülmüştür. Bu birimler Tablo-1'de özetlendiği gibi, makul miktarda donanım parçaları kullanarak maliyet verimli olarak gerçekleştirilebilir.

#### A. Sayısallaştırma ve Demodülasyon Birimi

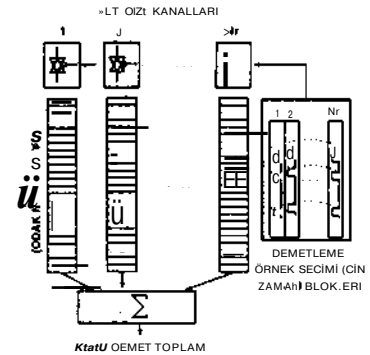
Tasarımda A/D'nin örnekleme frekansı  $4f_0$  seçilmiştir. Bu örnekleme frekansında,  $\cos[co_0n]$  ve  $\sin[co_0n]$  örnekleri  $\{0, 1, -1\}$  değerlerine karşılık geldiğinden, demodülasyon için kullanılan  $\cos(\hat{u})_0n[s[n]$  ve  $\sin[co_0n]s[n]$  çarpma işlemleri yalnızca işaret değiştirme ve örnek değerinin sıfırlanması ile gerçekleştirilebilmekte ve böylece işlem karmaşıklığı büyük oranda azaltılmaktadır.



Şekil 5: Altdizi tekniğine dayalı PC tabanlı görüntüleme sisteminin blok şeması.

#### S. Kısmi Demetleme Birimi

Belli bir odak noktasından gelen sinyaller her bir altdizi elemanına farklı zamanlarda ulaşmaktadır. BUG'da, uygun örneklerin eşzamanlı olarak toplanması için zaman ve bellek büyüklüğü bakımından verimli bir yaklaşım kullanılmıştır. Bütün sinyal örnekleri yerine yalnızca odak noktalarına karşılık gelen örnekler, önceden hesaplanmış zaman bilgileri doğrultusunda alınarak, her altdizi elemanı için belleğe yüklenmektedir (Şekil-6). Kısmi demet toplamı, odak noktaları için, sıralı olarak belleklere yığılan örneklerin toplanmasıyla elde edilmektedir.



Şekil-6: Kısmi demetleme.

#### C. Demet Aradeğerleme Birimi

Demet uzayında doğrusal aradeğerleme için tasarlanan donanım yapısı Şekil-7'de verilmiştir [6]. Bu yapı, giriş olarak iki örneği (A ve B) ve aradeğerlemenin gerçekleştirileceği noktaya olan zaman/uzay uzaklığını almaktadır ve aradeğerlenmiş örnek olan C'yi çıktı olarak üretmektedir. 7, in

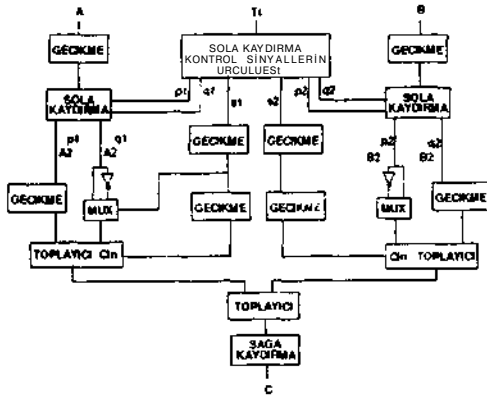
çözülmesiyle,  $T_1$  ve  $T_2 > 7T_1$  ifade etmek için gerekli olan katsayılar hesaplanmaktadır. Burada,  $p_1, q_1, s_1, p_2, q_2$  ve  $s_2$  sinyalleri, giriş örneklerinin sola kaydırılmasında kontrol kodları olarak kullanılmaktadır. Uygun miktarda kaydırılmış örnekler toplanarak bulunan

$$7JA = (2^* + HV 2^*)A \text{ ve } (T_2 - 7; )B = (2^{n_1} + (-1)^* 2^*)B \quad (2)$$

ifadelerinin çarpımları, sadece toplama işlemi kullanılarak gerçekleştirilmektedir. Son olarak, ara değerlendirilmiş örnek,

$$C = \frac{T_1 A + (T_2 - T_1) B}{T_2} \quad (3)$$

olarak elde edilmektedir.



Şekil-7: Aradeğerleyicinin donanım yapısı.

#### D. Tarama Dönüştürücü Birimi

Demetleme işlemleri sonucunda elde edilen ve bellekte saklanan polar formattaki veriler, tarama dönüştürücüsü ile raster formatına çevrilmektedir. Şekil-8'de görüldüğü gibi "+" ile gösterilen bir raster nokta (y) için aradeğerleme işlemi

$$y = \omega_{k,n} b_k(n) + \omega_{k,n+1} b_k(n+1) + \omega_{k+1,n} b_{k+1}(n) + \omega_{k+1,n+1} b_{k+1}(n+1) \quad (4)$$

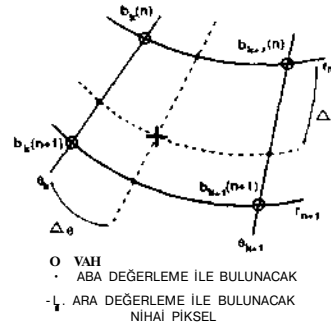
olarak yapılmaktadır.

Bu işlemi gerçekleştirmek için, katsayılar (2)'deki gibi ifade edilip, iki örnekten doğrusal ara değerlendirme yapan Şekil-7'deki devre kullanılarak, dört örnekten iki boyutta doğrusal aradeğerleme yapılmaktadır.

### 3. SONUÇ

PC tabanlı bir ultrasonik görüntüleme sistemi tasarlanmıştır. Sistem, altdizilerle veri toplama, demet aradeğerleme ve yapay demetlemeye dayalı bir görüntüleme tekniği üzerine kurulmuştur. Sistemin

donanım mimarisi oluşturulmuş, karmaşıklık ve gerçekleştirim maliyeti incelenmiştir. Tasarlanan sistem, maliyet verimli ve yüksek görüntü kalitesi üreten PC tabanlı bir ultrasonik görüntüleyici olarak gerçekleştirilebilir bir yapıdadır. Bu çalışmanın gelecek evrelerinde, tasarlanan sistem birimlerinin elektronik gerçekleştirimi ve test edilmesi planlanmaktadır.



Şekil-8: Tarama dönüşümü.

Tablo-1:  $K=6, N_r=N_t=16, N=96$  için donanım gereksinimleri.

Altbirim	Donanım Parçaları
Verici	16 yükselteç, 16 analog anahtar
Anahtarlayıcı	96+16 analog anahtar
Sayıllaştırma	16TGC, 16ADC, 16LPF,
Kısmi Demetleme	1 Toplayıcı, 16 Anahtar
Aradeğerleyici	3 Toplayıcı, 3 öteleyici
Tarama Dönüştürücüsü	3 Aradeğerleyici

#### KAYNAKÇA

- [1] T. A. Shoup and J. Hart, "Ultrasonic imaging systems," *Proc. of 1988 IEEE Ultrason. Symp.*, pp. 863-871, 1988.
- [2] L. F. Nock and G. E. Trahey, "Synthetic receive aperture imaging with phase correction for motion and for tissue in homogeneities-part I:basic principles," *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelect. Freq. Cont.*, vol. 39, no. 3, pp. 489-495, July 1992.
- [3] K. E. Thomenius, "Evolution of Ultrasound Beamformers," to be published in *Proc. of IEEE Ultrason. Symp.*, San Antonio, Texas, 1996.
- [4] M. Karaman, P. C. Li, and M. O'Donnell, "Synthetic aperture imaging for small scale systems," *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelect. Freq. Cont.*, vol. 42, no. 3, pp. 429-441, May 1995.
- [5] D. K. Peterson and G. S. Kino, "Real-time digital image reconstruction: a description of imaging hardware and an analysis of quantization errors," *IEEE Trans. Sonics Ultrasonics*, vol. SU-31, no. 4, July 1984.
- [6] M. Karaman, A. Atalar, and H. Köymen, "VLSI circuits for adaptive digital beamforming in ultrasound imaging," *IEEE Trans. Medical Imaging*, vol. 12, no. 4, December 1993.