

YILDIZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Empedans Tomog. Rezulusi  
lyileştirilmesi

Yüksek Lisans Tezi

Sezgin Perdahçı

1992

152/227

FLK

T.C.  
YILDIZ ÜNİVERSİTESİ  
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**EMPEDANS TOMOGRAFİSİNDE  
REZULUSYONUN İYİLEŞTİRİLMESİ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Sezgin PERDAHÇI  
Elektrik Mühendisi

İSTANBUL - 1992

YILDIZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ  
KÜTÜPHANE DOKÜMANTASYON  
DAİRE BAŞKANLIĞI

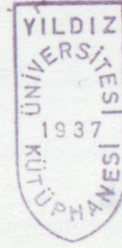
Kot : R 152  
: 227  
Alındığı Yer : Fen Bil. Ens.  
: .....  
Tarih : 17.4.95  
Fatura : .....  
Fiyatı : 25.000.-  
Ayniyat No : 1-5  
Kayıt No : 51083  
UDC : .....  
Ek : .....

T.C.  
YILDIZ ÜNİVERSİTESİ  
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

# EMPEDANS TOMOGRAFİSİNDE REZULUSYONUN İYİLEŞTİRİLMESİ

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Sezgin PERDAHÇI  
Elektrik Mühendisi



Danışman  
Doç.Dr. Galip CANSEVER

İSTANBUL - 1992

## İÇİNDEKİLER

	Sayfa No
ÖZET .....	1
ABSTRACT .....	11
I. GİRİŞ .....	1
II. KONU VE YÖNTEM .....	3
<b>ÖNSÖZ</b>	
1. ELEKTRİK EMPEDANS TOMOGRAFISI .....	4
1.1. BÜYÜKLÜK .....	4
1.2. KÜÇÜK EMPEDANS GÖRÜNTÜLEMESİ .....	6
1.3. EMPEDENS TOMOGRAFİSİNİN İYİLEŞTİRİLMESİ .....	11
Empedans Tomografisinde Rezulasyonun İyileştirilmesi konulu yüksek Lisan Tezimde değerli önerileri ve yapıcı eleştirileri ile çalışmalarına katkıda bulunan <b>Sn. Doç. Dr. Galip CANSEVER</b> 'e, tüm Elektrik Anabilim dalı personeline ve tezin yazılmasında yardımlarını esirgemeyen <b>Sn. Tuğba ENÇ</b> 'e içtenlikle teşekkür ederim.	
2. EMPEDANS TEKNİKLERİNİN PRİNİPLERİ .....	15
2.1. BİYOLOJİK MADDELERİN DİRENÇLERİ .....	15
2.2. KÜÇÜK ELEKTROTLAR .....	21
2.3. BASİT MODELLER .....	23
2.4. ZARIN DİRENÇİ .....	24
2.5. EMPEDENSA REAKTİF BİLEŞEN .....	25
2.6. BİYODİFANZİYAN KULLANIMI .....	26
2.7. SÖNÜL ELEMAN TEKNİĞİ .....	26
2.8. EMPEDANS GÖRÜNTÜLEME .....	26
3. ELEKTRİKSEL EMPEDANS GÖRÜNTÜLEMESİNE İLİŞKİN BİLGİSAYAR DONANIMLI SİSTEM .....	27

**SEZGİN PERDAHÇI**

## İÇİNDEKİLER

	Sayfa No
ÖZET .....	i
ABSTRACT .....	ii
I. Giriş .....	1
II. KONU VE YÖNTEM .....	3
1. ELEKTRİK EMPEDANS TOMOGRAFİSİ .....	4
1.1. DUYARLILIK .....	4
1.2. DOKU EMPEDANS GÖRÜNTÜLEMESİ .....	6
1.3. EMPEDANS TOMOGRAFİ .....	7
1.4. EMPEDANS TOMOGRAFİSİNDE CEBİRSEL YÖNTEMLER .....	10
1.4.1. Doğrusal Denklem Takımının Oluşturulması .....	10
1.4.2. Görüntü Oluşturma Yöntemleri .....	11
2. EMPEDANS TEKNİĞİNİN PRENSİPLERİ .....	15
2.1. BİYOLOJİK MADDELERİN DİRENÇLERİ .....	15
2.2. KÜÇÜK ELEKTROTLAR .....	21
2.3. BASİT MODELLER .....	23
2.4. KANIN DİRENCİ .....	24
2.5. BİYOEMPEDANSTA REAKTİF BİLEŞEN .....	25
2.6. BİYOADMİTANSIN KULLANIMI .....	25
2.7. SONLU ELEMAN TEKNİĞİ .....	26
2.8. EMPEDANS GÖRÜNTÜLEME .....	26
3. ELEKTRİKSEL EMPEDANS GÖRÜNTÜLEMESİNE İLİŞKİN BİLGİSAYAR DONANIMLI SİSTEM .....	27

3.1. GİRİŞ .....	27
3.2. VERİ TOPLANMASI .....	28
3.3. SİSTEM DONANIM .....	29
3.4. SİSTEMİN PERFORMANSININ ÖLÇÜMLERİ .....	31
3.4.1. Kazanç ve Ofset Ölçümleri .....	32
3.4.2. Karşılılık Testi .....	32
3.4.3. Ortak Mod Testi .....	33
3.4.4. Simetri Testi .....	33
4. ELEKTROTSUZ EMPEDANS ÖLÇÜMLERİ .....	34
4.1. GİRİŞ .....	34
4.2. CANLI DOKUNUN EMPEDANSI .....	35
4.3. EMPEDANSTAKİ MEVSİMSEL DEĞİŞMELER .....	41
5. ELEKTRİK İLETKENLİK DAĞILIMLARININ GÖRÜNTÜLERİNİ YARATMAKTAKİ SİSTEMLER ÜZERİNE BİR SINIRLAMA .....	42
5.1. GİRİŞ .....	42
5.2. ÖN HAZIRLIKLAR .....	42
5.3. EMPEDANSTLA GÖRÜNTÜ YARATMAK İÇİN BİLGİSAYAR DONANIMLI SİSTEM .....	44
5.4. BİLGİSAYARLI EMPEDANS TOMOGRAFİSİ ÜZERİNE SINIRLAMA .....	45
5.5. BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ METODUNUN DİĞER KISIMLARI .....	46
6. PERFORMANS ÖLÇÜMLERİ .....	49
6.1. GİRİŞ .....	49
6.2. GÖRÜLEBİLİRLİK VE DUYARLILIK .....	51

6 .2.1. Enjeksiyon Akımlarınının Seçimi	
ve Sürme Noktası Empedansı .....	51
6.2.2. Görülebilirlik .....	52
6.2.3. Duyarlılık .....	53
6.2.4. Ötelenmiş Boşluklu Sistem İçin Açık Transferi ...	54
6.3.UZAMSAL ÇÖZÜMLEME, İLETKENLİK ÇÖZÜMLEMESİ	
KONTRASTI VE GÜRÜLTÜ ARASINDAKİ ALAKALAR..	58
6.3.1. Merkezde Boşluklu Bir Cismin Durumları .....	58
6.3.2. Ötelenmiş Bir Cisim İçin Durumlar .....	61
6.3.3. Uzamsal Çözümleme .....	61
6.3.4. İletkenlik Kontrastı .....	62
6.3.5. İletkenlik Çözümlemesi ve Birden Fazla Boşluk .....	63
6.4. SEÇİLEBİLİRLİK .....	65
6.5. ZAMANLA İLGİLİ OLAN ÇÖZÜMLEME .....	67
7. BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ İLE İLETKENLİKLERİN AYIRIMI	69
7.1. GİRİŞ .....	69
7.2. İLERİ VE KARŞI PROBLEMLERİN TANIMLARI .....	69
7.3. SEÇİLEBİLİRLİK .....	71
7.4. KULLANILACAK OLAN AKIMLARIN SEÇİMİ.....	75
III. SONUÇ .....	79
KAYNAKLAR .....	82
ÖZGEÇMİŞ .....	83

## ÖZET

Biyolojik dokuların elektriksel empedansını anlamak ve fizyolojik aktivitedeki empedans değişikliklerini belirlemek karmaşık ve yetersiz bilgilere sahiptir.

Bir taraftan, bir çemberin çevresi üzerinde elde edilmiş empedans ölçümlerinden oluşan iki boyutlu elektriksel iletkenlik dağılımını yeniden yaratmanın problemi incelenmiştir. Genelde böyle bir iletkenlik dağılımını yeniden yaratmak çok zordur. Özellikle X-ışınları kullanıldığında bilgisayarlı empedans tomografisi kavramının başarısı görülmektedir.

Diğer taraftan, elektrik akımıyla yapılan bilgisayarlı empedans tomografisi ile vücut içindeki iki farklı iletkenlik dağılımının seçilebilirliği hakkında bir kritik de bu çalışmada bulunmaktadır. İki iletkenlik dağılımı arasında seçilmesi gereken tam ölçümü belirlemede kullanılacak olan bu kritiğin nasıl ortaya konacağı özel bir yöntemle gösterilmiştir. Ayrıca vücuda uygulanacak olan akımların en iyi şekilde nasıl seçileceği de gösterilmiştir. Bunda amaç, belli bir hassasiyete sahip ECCT sistemiyle verilen iletkenlik dağılımları arasında uygun tayini yapabilmektir.

## ABSTRACT

The Electrical Impedance Tomography, along with physiological activity, has unique solution for biological tissues and the changes in impedance. But that manner is both complex and incomplete in terms of biological materials.

On the one hand, for reconstructing a two-dimensional distribution of conductivity is to need studying few impedance measurements made on the circumference of a circle enclosing the distribution. But, mostly it is so difficult to reconstruct such conductivity distributions. If X-ray are used, then the concept of computed tomography, which is proposed will have better solutions.

On the other hand, we give criteria for the distinguishability of two different conductivity distributions inside a body by electrical current computed tomography (ECCT) systems with a specified precision. It is shown in a special case how these criteria can be used to determine the measurement precision needs to distinguish between two different conductivity distributions. It is also shown how to select the patterns of current to apply to the body in order to best distinguish given conductivity distributions with an ECCT system of finite precision.

## I. GİRİŞ

Fiziksel olaylarda olduğu gibi fizyolojik olaylar da detaylarca deney yapılarak araştırılmaktadır. Fakat tıbbın bazen yetersiz veya yavaş kaldığı durumlarda günümüzde pek çok alanda olduğu gibi elektrik ve onun bir uzantısı olan bilgisayarlar biyolojik maddelerin tedavisinde kullanılmaktadır. Fakat bu öyle sandığı gibi kolay bir olay değildir.

Elektriksel empedans tomografisi de elektriğin tıp için kullandığı en önemli olayların başında gelmektedir. Vücutta uygulanan akımlar ile vücut üzerinde ve içindeki maddelerin iletkenliklerinin tespiti vücudu kesmeksizin organların tedavisinde büyük yarar sağlamaktadır.

Elektrik Empedans Tomografisinin esas amacı dışta bulunan elektrotlar vasıtası ile insan vücudunun iç bölgelerini görüntüleyebilmektir. Vücutta gönderilen akım iç organların dirençlerini değiştirdiğinden dolayı yüzeyde ölçülen voltaj değişikliklerini ortaya koyar.

### I. GİRİŞ

Burada esas anlatılmak istenen empedans tomografisinde iletkenliklerin birbirinden nasıl ayrılabileceklerini açıklamaktır. Bir Empedans Tomografisinin performansı uzamsal rezolüsyonu (çözümleme), iletkenlik çözümü, iletkenlik kontrastını ve diğer parametreleri düşündüğümüzde açıklanabilir. Bu tezde bu terimler tanımlanacak ve bunlarla alakalı olan çeşitli deneyler tartışılacaktır.

Ayrıca vücutta uygulanarak olan iletkenlikleri en iyi biçimde ayırt edecek olan akımın nasıl yayın edileceği de burada gösterilmiştir. Bu konuda amaç elektrik empedans tomografisi üzerine yapılan çalışmalar hakkındaki en önemli görüşü belirtmek olduğundan yalnızca temel en basit örnekleri verilmiştir.

## I. GİRİŞ

Fiziksel olaylarda olduğu gibi fizyolojik olaylar da defalarca deney yapılarak anlaşılmaktadır. Fakat tıbbın bazen yetersiz veya yavaş kaldığı durumlarda günümüzde pek çok alanda olduğu gibi elektrik ve onun bir uzantısı olan bilgisayarlar biyolojik maddelerin tedavisinde kullanılmaktadırlar. Fakat bu öyle sanıldığı gibi kolay bir olay değildir.

Elektriksel empedans tomografisi de elektriğin tıp için kullanıldığı en önemli olayların başında gelmektedir. Vücuda uygulanan akımlar ile vücut üzerinde ve içindeki maddelerin iletkenliklerinin tespiti vücudu kesmeksizin organların tedavisinde büyük yarar sağlamaktadır.

Elektrik Empedans Tomografisinin esas amacı dışta bulunan elektrotlar vasıtası ile insan vücudunun iç bölgelerini görüntüleyebilmektir. Vücuda gönderilen akım iç organların dirençlerini değiştirdiğinden dolayı yüzeyde ölçülen voltaj değişikliklerini ortaya koyar.

Burada esas anlatılmak istenen empedans tomografisinde iletkenliklerin birbirinden nasıl ayırt edilebileceklerini açıklamaktır. Bir Empedans Tomografisinin performansı uzamsal rezolusyonu (çözümleme), iletkenlik çözümülemesini, iletkenlik kontrastını ve diğer parametreleri düşündüğümüzde oluşturulabilir. Bu tezde bu terimler tanımlanacak ve bunlarla alakalı olan çeşitli dizaynlar tartışılacaktır.

Ayrıca vücuda uygulanacak olan iletkenlikleri en iyi biçimde ayırt edecek olan akımın nasıl tayin edileceği de burada gösterilmiştir. Bu konuda amaç elektrik empedans tomografisi üzerine yapılan çalışmalar hakkındaki en önemli görüşü belli etmek olduğundan yalnızca temelin en basit örnekleri verilmiştir.

# 1. GİRİŞ

## 1.1 DUYARLIK

Duyarlık aletleri, elektrik alanlarının etkisiyle çalışır. Bu aletlerin duyarlılığı, elektrik alanının şiddetiyle doğru orantılıdır. Bu aletlerin duyarlılığı, elektrik alanının şiddetiyle doğru orantılıdır. Bu aletlerin duyarlılığı, elektrik alanının şiddetiyle doğru orantılıdır.

Duyarlılığı, elektrik alanının şiddetiyle doğru orantılıdır. Bu aletlerin duyarlılığı, elektrik alanının şiddetiyle doğru orantılıdır. Bu aletlerin duyarlılığı, elektrik alanının şiddetiyle doğru orantılıdır.

Görüntüleme, elektrik alanının etkisiyle çalışır. Bu aletlerin duyarlılığı, elektrik alanının şiddetiyle doğru orantılıdır. Bu aletlerin duyarlılığı, elektrik alanının şiddetiyle doğru orantılıdır. Bu aletlerin duyarlılığı, elektrik alanının şiddetiyle doğru orantılıdır.

Elektrik alanının şiddetiyle doğru orantılıdır. Bu aletlerin duyarlılığı, elektrik alanının şiddetiyle doğru orantılıdır. Bu aletlerin duyarlılığı, elektrik alanının şiddetiyle doğru orantılıdır.

## II. KONUSU VE YÖNTEM

İçerik, elektrik alanının etkisiyle çalışır. Bu aletlerin duyarlılığı, elektrik alanının şiddetiyle doğru orantılıdır. Bu aletlerin duyarlılığı, elektrik alanının şiddetiyle doğru orantılıdır.

Elektrik alanının şiddetiyle doğru orantılıdır. Bu aletlerin duyarlılığı, elektrik alanının şiddetiyle doğru orantılıdır. Bu aletlerin duyarlılığı, elektrik alanının şiddetiyle doğru orantılıdır.

Konuyu, elektrik alanının etkisiyle çalışır. Bu aletlerin duyarlılığı, elektrik alanının şiddetiyle doğru orantılıdır. Bu aletlerin duyarlılığı, elektrik alanının şiddetiyle doğru orantılıdır.

Elektrik alanının şiddetiyle doğru orantılıdır. Bu aletlerin duyarlılığı, elektrik alanının şiddetiyle doğru orantılıdır. Bu aletlerin duyarlılığı, elektrik alanının şiddetiyle doğru orantılıdır.

Sinir dokusu direnci : 5,8  $\Omega$ m (beyin)

Deri dokusu direnci : 2,6  $\Omega$ m

Beyaz dokusu direnci: 6,5  $\Omega$ m

Kemik direnci : 40-150  $\Omega$ m

## 1 . ELEKTRİK EMPEDANS TOMOGRAFİSİ

### 1.1. DUYARLIK

Duyarlık elektriksel mekanizmada frekansla değişir. Duyarlılığın üç tanımlanabilir sebebi vardır. Düşük frekansta duyarlılık lokal elektrolisiz sebebiyle yükselir. Beden 50 Hz'te daha dayanıklı bir elektriksel yapıya sahiptir. Orta frekanslarda ise, elektrolisiz ters çevrilebilir gibi görünür ve bu durumda sinirler daha baskın bir şekilde uyarı verirler. Çok daha yüksek frekanslarda (10 - 100 kHz arasında) baskın olan biyolojik mekanizma dokunun ısınmasıdır. Sinir üzerinde bir darbe düşük yayılma hızına sahip olduğundan bir sinirin uyarıya cevap verme süresi gecikir ki, bu da bir kaç 10kHz'lik alternatif akımların kalp, sinir ve kaslara tehlikeli olmaksızın uygulanabileceğini gösterir.

Görüntülemeye geçerken elektriksel iletkenliğin elektrik alan şiddetiyle lineer olup olmadığının bilinmesi gerekir. Lineerlik deneysel olarak 100 Hz ile 100 kHz arasında % 5'lik bir toleransla belirlenmiştir. Biyolojik dokunun elektriksel iletkenliği üzerine çokca deneysel veri mevcuttur fakat, literatürde pek çok farklılık göze çarpmaktadır. Bununla beraber, \*in vivo'da ölçüm yapmanın zorluğu düşünülünce bu pek de şaşırtıcı değildir. Bu güçlüğü çoğu, elektrot temas empedansından kaynaklanmaktadır. 50 Hz civarında hücre zarlarının yalıtkan olduğu zannedilir ve elektrik akımı hücre sınırları civarından akar.

\* in vivo : Yaşayan bir organizmada meydana gelen olay.

Oda sıcaklığında aşağıda bazı biyolojik maddelerin empedansları verilmiştir:

Kan özgül direnci : 1,5  $\Omega$ m

Karaciğer direnci : 3-6  $\Omega$ m

Sinir dokusu direnci : 5,8  $\Omega$ m (beyin)

Gri malzeme direnci : 2,8  $\Omega$ m

Beyaz malzeme direnci: 6,8  $\Omega$ m

Kemik direnci : 40-150  $\Omega$ m

İskelet kası direnci : 1-23  $\Omega$ m

Bu değerler, tek tek organ veya dokuların farklı elektrolit konsantrasyonundan oluşturulmuşlardır. Karaciğer için verilen değer kan bileşenine bağlıdır. Biyolojik dokuların özgül dirençlerinin çok ayrıntılı bir tablosu Barber ve Brown tarafından yapılmıştır. Böylece in vivo'daki dokuları ayırt etmek mümkün olmaktadır. Gerçekten iki doku arasındaki iletkenler arasında çok büyük değişimler vardır. Tablo 1.1'de beş dokunun karşılaştırılması görülmektedir. Meselâ, adele ve kan, aynı X-ışını lineer zayıflatma faktörüne sahiptir ama özgül dirençleri farklıdır. Kemiğin özgül direncinin kas özgül direncine oranı 50 civarındadır ama lineer zayıflatma faktörü için 2'den azdır. Yani görüntüleme modülleri var olanların yerine geçmektense onları tümlmek eğilimindedirler. Çünkü hepsi farklı mekanizmaya sahiptir.

Tablo 1.1 Dört biyolojik doku için özgül direnç ve X-ışını lineer zayıflatma faktörünün tipik değerleri

Doku	Direnç (m)	X-ışını Zayıflatma Faktörü (m-1)
Kemik	150	20,4
Kas	3	20,4
Kan	1,6	20,4
Yağ	15	18,5

Kan, yağ ve kasın özgül dirençlerinin oranı gözönüne alındığında şuna dikkat edilmelidir: Görüntülenecek olan bölgede kan hacmi değiştiği zaman, kan ile dolu dokunun bürüt özgül direnci de değişir. Bir genişleme olacağından bu genişleme hesaplanmalıdır. Çünkü böyle bir genişleme elektriksel direnç bakımından önemsiz olmayan değişiklikler getirir. \*In vitro beden

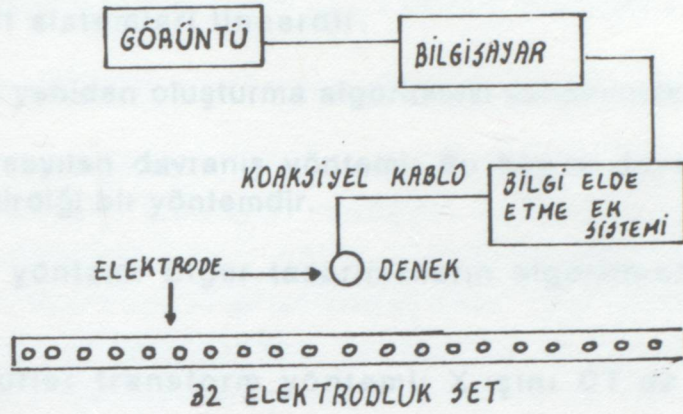
\*In Vitro: Suni bir çevrede yaşayan organizmanın dışında olan olay (Bir test tüpü içinde dokuların yetiştirilmesi gibi).

sıvılarının özgül direnç laboratuvar iletkenlik hücreleri kullanarak kolayca elde edilebilir ama in vivo ölçümler çok daha zordur.

## 1.2. DOKU EMPEDANS GÖRÜNTÜLEMESİ

Dokuya bağlanan elektrotlar arasına bir potansiyel uygulandığında doku empedans haritasını çıkarmak için üstesinden gelinecek esas zorluk, elektrik alan çizgilerinin diverjansı nedeniyle ortaya çıkar. Eğrisel koordinatlar elektrik alan çizgilerinin homojen dokusu için kullanılmasına rağmen, bilinmeyen ve homojen olmayan bir doku olması halinde bu koordinatları kullanmak imkânsızdır. Bir kayıt elektrodunda yapılan ölçme, kaynak elektrot ile kayıt elektrodu arasındaki düz çizgi boyunca doğrudan doğruya bioelektrik özelliklere bağlı değildir. Şu bir gerçek ki, bir potansiyel gradyant uygulanırsa ve çıkış akımı ölçülürse elektrotlar arasındaki yol boyunca toplam elektriksel direnç, potansiyel farkın akıma oranıdır. Bu güçlük olmasaydı başka metotlar kullanarak birçok yönde düz-çizgi integral özgül dirençlerinin ölçülmesi düşünülebilirdi. Bir an için planar X-radyografisinin elektriksel benzerliğini düşünersek iki deneysel olasılık ortaya çıkar. Ya küçük kayıt elektrotlarına "guard" potansiyelleri uygulayarak elektrik alan çizgilerini düz olmaya zorlamak ya da "unguarded" elektrotlar kullanılarak karmaşık alanla başa çıkmak için eğri eş potansiyeller boyunca geri iz düşürmeye çalışmaktır. İkincisi birincisine göre daha zordur. Birincisi ile bir çok elektrot çiftini biyolojik dokuya uygulayarak çıkış akımları ölçülebilir. Böyle bir düzende alan çizgileri elektrotların çevresinden uzakta oldukça düzgündür. Fakat kenarlarda eğrilir. Kayıt elektrotu, küçük kayıt elektrotu matrisine bölünebilse elektrik alan çizgileri her biri ve sürücü elektrot arasında oldukça düz kalırdı ve düz çizgi integral özgül direnç ölçümleri yapılabilirdi. "Guarded" elektrotların bu deneysel düzenlemesi ancak doku uniform ise geçerlidir. Hendersen ve Webster bir empedans kamerası kullanarak tüm göğüs empedansını böyle bir teknikle ölçmüşlerdir. Ama zayıf uzamsal çözümlenmenin ve görüntü bozukluğunun olması elektriksel heterojenlik nedeniyle kaçınılmazdır.





Şekil 1.2. Bir empedans görüntüleme sisteminin blok diyagramı

EIT'de görüntülenecek nesne, farklı yönlerden sabit akım ya da sabit gerilim oluşturan bir elektrik alanla uyarılır. Bu farklı yönlerden uyartıma "projeksiyon" denir. Böylece meydana gelen cevap için duyarlılık elektrotlarındaki akımlar veya elektrotlar arasındaki gerilim farkları ölçülür. Bir projeksiyon için veri, bir elektrot setinden akım geçirerek veya ortaya çıkan cevabı bir başka elektrot setinden ölçerek elde edilebilir. Veri elde etme ek sistemiyle toplanan veriler daha sonra kesit empedans dağılımını oluşturmak için bilgisayarda çalıştırılan algoritmalarla işlenir.

Sistemin çalışması 3 parametre ile karakterize edilebilir:

- 1- Elektrot duyarlılığı
- 2- Elektrotlar arasındaki fark
- 3-Algılanan akım ile sayısallaştırılmış değerler arasındaki lineerlik

Elektrot duyarlılığı, özgül dirençteki değişikliğe cevap olarak ölçülen verideki değişiklik olarak tanımlanır. Elektrotlar arasındaki değişim, elektrotların kendileri arasındaki değişim, elektrotların kendileri arasındaki karakteristik farkını ve analog devreleri gösterir. Bu arada elektrot duyarlılığının düşük özgül direnç bölgesinde yüksek, yüksek özgül direnç bölgesinde düşük

olduğu bulunmuştur. Elektrotlar arasındaki değişim küçük ve veri elde etme alt sistemleri lineerdir.

3 tane yeniden oluşturma algoritması kullanılmaktadır:

1. Varsayılan davranış yöntemi: Bu Kim'in duyarlık algoritması üzerine geliştirdiği bir yöntemdir.

2. Öz yöntem: Diğer tasarımcıların algoritmasına benzer bir yöntemdir.

3. Fourier transform yöntemi: X-ışını CT'de kullanılan bir yöntemdir.

Varsayılan davranış yöntemi iteratiftir. Buradaki algoritma için dört farklı projeksiyonda bedene uygulanan gerilimlerin sonucu olarak akım akışı ölçülmüştür. Görüntülenecek nesnenin empedans dağılımı üzerine önce bir hipotez yapılır. Eğer biliniyorsa bu hipotez ilk bilgiyi kullanır, aksi takdirde uniform bir empedans dağılımı varsayılır. Bu tahmin baz alınarak yeniden oluşturma algoritması, verilen uyarı için beden yüzeyinde beklenen cevapları hesaplar. Bu tahmin daha sonra ölçülen veri ile karşılaştırılır. İlk empedans dağılımı öngörülen ve ölçülen veri arasındaki fark, belirlenen bir tolerans değerinden daha az olana kadar sürekli olarak yapılır.

Öz yöntemi her ölçülen projeksiyon verisinden görüntülenecek nesnenin empedans dağılımını kestirir. Buradaki düzenlemede sonlu eleman yöntemi kullanılarak her projeksiyon için eş potansiyel hatlar önceden tahmin edilir. Her projeksiyonda sürücü elektrot çiftleri arasındaki gerilimler ölçülür. Bu ölçülen gerilimler nesne içindeki eş potansiyel çizgiler boyunca empedans dağılımını saptamak için kullanılır. Bir çok projeksiyon için son görüntüyü oluşturmak amacıyla birçok tahmin toplanmalıdır.

Fourier transformu yaklaşımı, bir doğrudan oluşturma yöntemidir ve diğer görüntüleme modüllerinde de yaygın olarak kullanılır. Burada iki varsayım yapılmıştır: Akım doğrusal bir yol izler ve iletkenliğin integrasyonu ile doğru orantılıdır. İlk varsayım insan bedeni için genellikle yanlış olduğundan oluşturulacak görüntü distorsiyonlu olacaktır. Yüksek özgül dirençli bölgeler



olduklarından çok daha büyük gözükcektirler. İkinci varsayımda ise Fourier transformları için projeksiyon teoremi kullanılabilir.

#### 1.4. EMPEDANS TOMOGRAFİSİNDE CEBİRSEL YÖNTEMLER

Empedans görüntülemesi yöntemi için geliştirilen hızlı geri izdüşüm ve iteratif hızlı geri izdüşüm yöntemlerinin iyi sonuçlar verdiği bilinmektedir. Aynı görüntüleme yöntemi için tahmini bir iletkenlik civarında doğrusallaştırma yapılarak elde edilen denklem takımına simülasyon ve gerçek verilerle bazı cebirsel görüntü oluşturma teknikleri uygulanmış ve bu tekniklerin gerçek iletkenlik değerlerine olan yaklaşım hızları ve görüntüleri karşılaştırılmıştır. Tekniklerin birbirine göre üstünlükleri incelenmiştir.

##### 1.4.1. Doğrusal Denklem Takımının Oluşturulması

İki boyutlu bir sistem için herhangi bir elektrot çiftinden (akım uygulanması durumunda) sınır voltaj farklarının bulunabilmesi

$$\nabla \cdot (c\nabla(x,y))=0 \quad , (x,y) \in S$$

denkleminin çözülmesi ile bulunabilir. Burada S görüntülenmesi istenilen kapalı alanı,  $C(x,y)$  ve  $U(x,y)$  ise bu alan içindeki iletkenlik ve potansiyel dağılımlarını göstermektedir. Eşitlik voltaj farklarına göre doğrusal olduğu halde, iletkenlik değişimlerine göre doğrusal değildir. Gerilim iletkenlik dağılımının bir fonksiyonu olduğundan iletkenlik değerleri değiştirildiğinde sabit kalmayacaktır. Bu yüzden empedans görüntülemesi doğrusal olmayan bir olaydır. Fakat problemin tahmini bir iletkenlik dağılımı civarında doğrusallaştırılabilir.

Herhangi bir elektrot çiftinden akım uygulanması durumunda görüntü alanındaki düğümlerin gerilimleri

$$AV = b$$

şeklindeki denklem takımının çözülmesi ile bulunabilir.  $M$  düğümlü görüntü alanı için  $V$   $M \times 1$  boyutundaki düğüm gerilimleri vektörü,  $A$

$M \times M$  boyutundaki katyası matrisi,  $b$   $M \times 1$  boyutundaki sınır değerleri vektörüdür. Yukarıdaki denklem tahmini bir iletkenlik dağılımı civarında

$$A^{\circ} \Delta V + \frac{\partial}{\partial c} (A^{\circ} V) \Delta C = 0$$

şeklinde yazılabilir. Burada  $V$  ( $V-V$ ) ve  $c$  ( $c-c$ ) olarak tanımlanmıştır. Denklem  $\Delta V$  için çözüldüğünde

$$\Delta V = -(A^{\circ})^{-1} \frac{\partial}{\partial c} (A^{\circ} V) \Delta C$$

elde edilir. Gerilim farkları akım uygulanan çiftlerin dışında kalan 13 elektrot çiftinden ölçüldüğünden  $V$  vektörü bu çiftlerdeki gerilim değerlerini verecek şekilde  $13 \times 1$  boyutunda  $D$  gibi bir katsayı matrisi ile çarpılmalıdır.

$$\Delta g = -D \Delta V = -D (A^{\circ})^{-1} \frac{\partial}{\partial c} (A^{\circ} V) \Delta C = Q \Delta C$$

Burada  $g$ , belirli bir iletkenlik dağılımı için sınırdaki elektrot çiftlerinden ölçülen gerilim farkları ile, tahmini bir iletkenlik dağılımı için sınırdaki elektrot çiftlerinden hesap edilen gerilim farklarının farkları olan vektördür. Bulunan 208 ölçümden sadece 104 tanesi karşılıklıktan dolayı bağımsızdır. 16 değişik elektrot çiftinden akım uygulanması durumunda doğrusal denklem takımı

$$\Delta G = R \Delta C$$

$$R = [Q_1, \dots, Q_{16}]$$

$$\Delta G = [\Delta g_1, \dots, \Delta g_{16}]$$

şeklinde yazılabilir. 1016 elemanlı, 541 düğümlü bir görüntü alanı için  $R$  matris  $208 \times 1016$  boyutundadır. Bu matrisin elde edilebilmesi için  $541 \times 541$  boyutundaki  $A$  katsayı matrisinin tersi gerektiğinden bu işlem bilgisayarla bile çok uzun zamanda yapılmaktadır.

#### 1.4.2. Görüntü Oluşturma Yöntemleri

##### 1) Newton - Raphson Yöntemi:

##### Bilinen Newton-Raphson Yöntemi

dairenel kaplardaki Veri toplama sistemi bilgisayar kontrollüdür. İstenen veri 208 ms'de toplanabilmektedir.

$c^{k+1} = c^k - [R^{-1} \Delta G] c^k$  şeklinde uygulanırsa her tekrarda  $104 \times N$  boyutunda  $R$  matrisinin tersi gerekmektedir. Matrisin kare, hatta nonsingüler olmadığı durumlarda da aynı yöntem genelleştirilmiş matris tersi yardımıyla kullanılabilir. Genelleştirilmiş matris tersi ile, nonsingüler matris kümesinden daha büyük bir matris kümesi için elde edilebilen normal matris tersi özelliklerinden bazılarına sahip ve matris nonsingüler olduğunda normal matris tersine indirgenebilen bir matris kastedilmektedir. Bu özelliklerin tümüne sahip bir genelleştirilmiş matris tersi  $A$  matrisinin

$$A = UDV^T$$

şekline dönüştürülmesi ile bulunabilir.  $M \times N$  boyutundaki  $A$  matrisi için  $U$ , kolonları  $AA^T$  matrisinin öz vektörleri olan  $M \times M$  boyutunda bir matris  $D$  ise sol üst köşegeninde  $A$  matrisinin öz değerleri olan  $M \times N$  boyutunda bir matrisi göstermektedir. Buna göre  $A$  matrisinin genelleştirilmiş matris tersi,

$$A^T = VE^T T$$

şeklinindedir.  $E$ ,  $M \times N$  boyutunda köşegen özdeğer matrisi,

Şekil 1.3. Simülasyon sonucu kullanılarak, N-R ile 4 tekrarda elde edilen görüntü

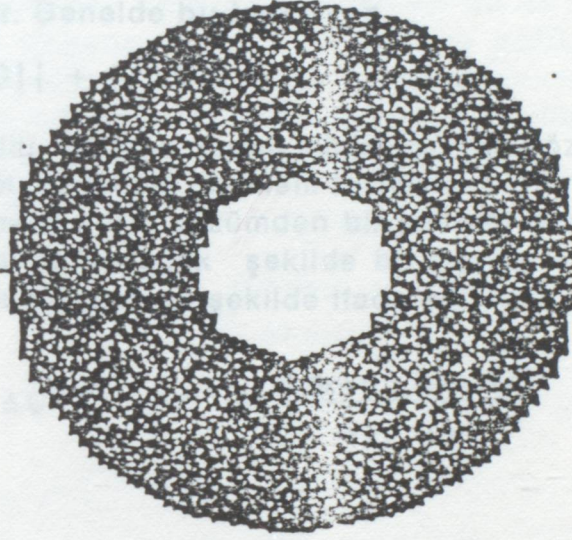
$$E^T = \text{köşegen } (a_i) \quad a_i = \begin{cases} 1/a_i & a_i > 0 \text{ ise} \\ 0, & a_i = 0 \text{ ise} \end{cases}$$

olarak tanımlanmaktadır. Elde edilen genelleştirilmiş matris tersi en küçük karelerde minimum norm çözümü verecektir. Görüntü elemanı sayısı 56 olarak tutulduğunda genelleştirilmiş matris tersleri simülasyonlar yapılmış ve birkaç tekrarda gerçek değerlere göre doğru görüntülere ulaşıldığı görülmüştür. Gerçek verilerle yapılan tekrarlar da eleman sayısının azlığı yüzünden ayırt ediciliği az olan görüntüler elde edilmiştir. Simülasyon ve gerçek verilerle elde edilen görüntüler Şekil 1.3 ve Şekil 1.4. 'de verilmiştir. Daha büyük sayıda görüntü elemanı için hesaplama süresi ve bellek yetersizliği gibi sorunlar çıkmaktadır. Gerçek verilen çevresinde 16 elektrodu bulunan ve içinde iletkenlik değeri 0,21 simens olan sıvı ile 0,60 simens olan 1-1,5 cm yüksekliğindeki

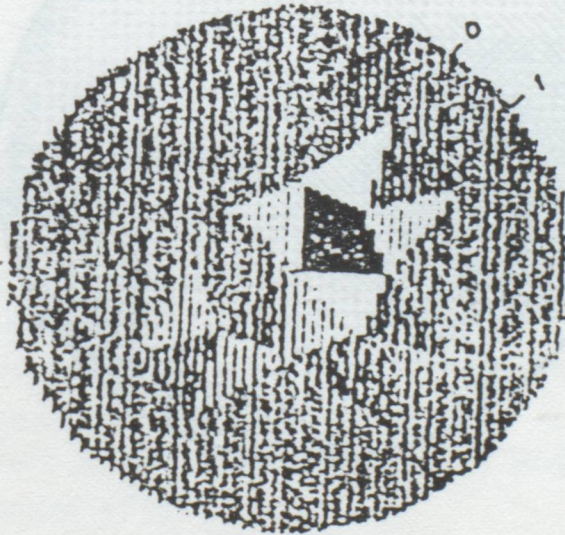
Şekil 1.4. Gerçek veriler kullanılarak, N-R ile 2 tekrarda elde edilen görüntü

dairesel kaplardan elde edilmektedir. Veri toplama sistemi bilgisayar kontrollüdür. İstenen veri 208 ms'de toplanabilmektedir.

Doğrusal denklem takımına matris tersi ile çözüm bulmak yerine tekrarlamalı matris tersi olan yöntemler de denebilir. Kesikli geri izdüşüm ve tekrarlamalı diğer yöntemler değişik amaçlar için değişik şekillerde formüllendirilmişlerdir. Kullanılan yöntemler ve bunlardan elde edilen sonuçlar aşağıda verilmiştir.



Şekil 1.3. Similasyon serisi kullanılarak, N-R ile 4 tekrarda elde edilen görüntü



1.4. Gerçek veriler kullanılarak, N-R ile 2 tekrarda elde edilen görüntü

## 2) Normalleştirilmiş kesikli geri-izdüşüm yöntemi:

Yöntem, denklem sayısının bilinmeyen sayısına eşit olmadığı durumlarda çözümlerden birini, denklemleri sağlayan minimum norm çözümlerin toplamı olarak bulunmaktadır. R matrisinin sıraları normalize edildiğinde çözüm  $c$ ,  $R^T G$  şeklinde olur. Bu şekilde elde edilen görüntü Şekil 1.5'de verilmiştir.

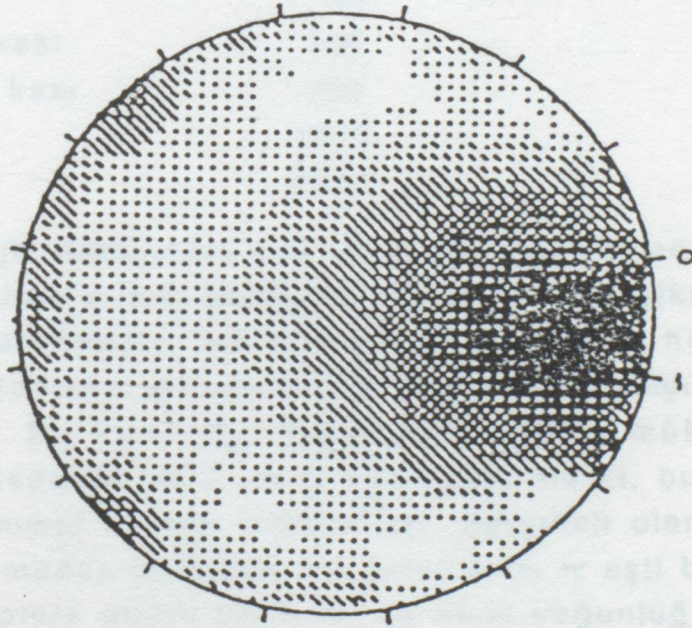
## 3) Toplamalı cebirsel görüntü oluşturma teknikleri:

Yöntemde amaç, sonsuz sayıda tekrarlar bir fonksiyonu küçülterek çözümler üretmektir. Genelde bu fonksiyon,

$$q ||\Delta G - R\Delta C|| + ||\Delta C||$$

şeklinde gösterilebilir. Sadece normu minimum olan çözümler bulunması istendiğinde yöntem, doğrusal denklem takımının bir sırasını ele almakta ve bir evvelki minimum norm çözümden bir sonraki denklemin gradyanı yönündeki denklemi sağlayacak şekilde bir çözüm elde edilmektedir. Tekrarlamalı olan bu yöntem şu şekilde ifade edilebilir:

$$\Delta C^{k+1} = \Delta C^k + \frac{\Delta g_{k+1} - r_{k+1} \Delta c^k}{r_{k+1} \cdot r_{k+1}^T} \cdot r_{k+1}^T$$



Şekil 1.5. Kesikli geri izdüşüm yöntemi ile elde edilen görüntü

## 2. EMPEDANS TEKNIĞİNİN PRENSİPLERİ

### 2.1. BİYOLOJİK MADDELERİN DİRENÇLERİ

Kan, kas gibi biyolojik maddeler fizyolojik aktiviteyi ölçmekte sık sık kullanılan frekanslarda ( $f < 10^6$  Hz) bakır ve diğer iletkenlerle kıyaslandığında çok zayıf iletkenlerdir. Tipik değerler Tablo 2.1'de gösterilmektedir. Daha yüksek frekanslarda bu biyolojik maddeler dirence ve geçirmeme özelliklerine sahiptirler ve hatta daha da yüksek frekanslarda izolatör gibi davranırlar. Empedansla fizyolojik aktiviteyi hesaplamak için kullanılan frekanslar genellikle 20 ile 100 kHz arasında değişir. En düşük frekans sınırı, ECG, EEG ve EMG gibi bioelektrik olayları kayıt etmekte gereksinilen frekans sınırından empedans sinyalini almak için ve birkaç mili amperlik akım şiddetleri ile sinirlerin ve kasların uyarılmalarını önlemek için 20 kHz civarında tutulur.

Tablo 2.1.

Madde	Direnç (p) ohm/cm
Kan	150
Plazma	63
Serebropinal sıvı	65
Üre	30
İskelet kası	300
Kardiak kası	750
Akciğer	1275
Yağ	2500

Fizyolojik aktivitenin meydana getirdiği empedans değişikliklerinin kaynaklarının belirlenmesi ve bu değişiklikleri kayıt etmek için gerekenler, bir dikdörtgen iletkenlik hücresindeki biyolojik maddelerin dirençlerinin ölçümlerini düşünerek elde edilebilirler. Bu hücrede, ölçülecek madde mükemmel bir yalıtkanlıkla kapatılır ve C ve D elektrotlar ile ki, bu elektrotlar idealde mükemmel iletken olmalıdırlar. Karşılıklı olarak bağlantı kurulur. Eğer madde izotropik ise sabit akım  $i_k$  eşit boyutlardaki dikdörtgen tüplere doğru iletilirler ve akım yoğunluğu her yerde aynı olur. Bu şartlar altında

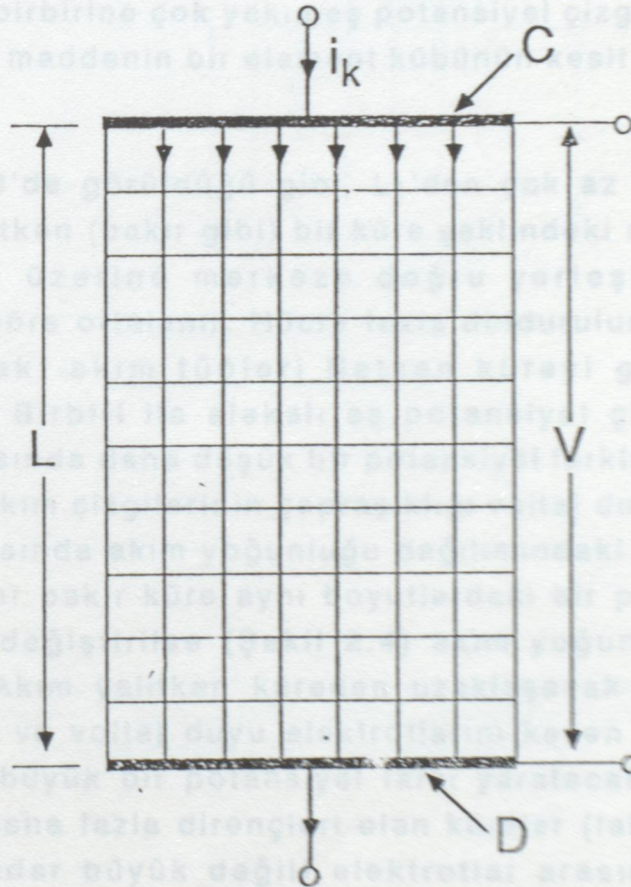
$$R = V/i_k = \rho L/A$$

olur. Burada A hücrenin kesit alanıdır. Buna göre,

$$\rho = RA/L$$

dir. Pratik bir metot olarak, elektrotlar ile maddeye göre gerçek potansiyeli etkileyebilen madde arasında sistemler içinde polarizasyon potansiyelleri olabilir. Polarizasyon etkilerini elemek için hücreler, ölçümler L'nin farklı iki büyüklüğünde yapılabilir diye boyunu değiştirecek şekilde (akışkan durumlarında) oluşturulabilirler. Çünkü elektrot veya elektrolit yapı etkilerini azaltırken polarizasyon birçok durumda aynı kalacaktır.

Şuna çok dikkat edilmelidir ki, hücredeki akım yoğunluğu her yerde aynı olduğuna göre eş potansiyel çizgiler (akım çizgilerine göre dik çizgiler) paraleldirler. Şekil 2.1'de gösterildiği gibi izafi bir durum gözönüne alınarak maddenin direnci E ve F gibi iki ayrı elektrot tanımlanarak ölçülebilir.



Şekil 2.1. Akım "tüplerinin" iki boyutlu durumu ve izotropik iletken içeren (mesala tuz gibi) C ve D elektrotlu bir dikdörtgen iletken hücredeki eş potansiyel çizgiler

**Farkı** Bu elektrotlar hücrenin içindeki duvarlara sabitlenmeli, çok ince olmalı ve eş potansiyeller olarak uzanmalıdırlar. Ayrıca elektrotların hücre içindeki akım yoğunluk dağılımına hiçbir etkide bulunmamaları gerekir. İdealde aynı ölçülen madde gibi aynı dirençten oluşmalıdırlar. E ile F arasındaki potansiyeli ölçmek için kullanılan cihazın önemli bir miktardaki akımı çekmemesi için çok yüksek bir empedansı olması (idealde sonsuz) gerekir. Bu şartlar altında  $V_1$  in değeri C ve D elektrotlarında meydana gelen polarizasyondaki değişikliklerden etkilenmez. Bunun için

$$R_1 = \rho L_1/A$$

$$\rho = R_1 A/L_1$$

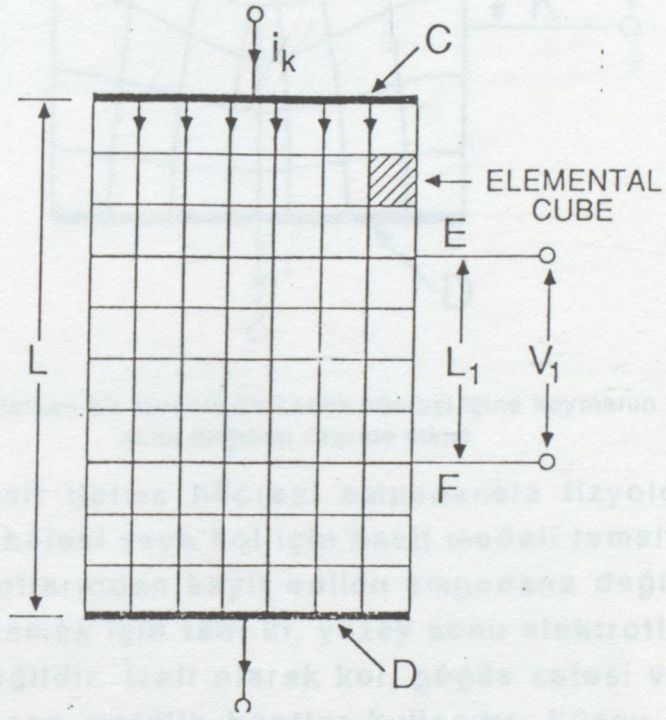
olarak verilir. Ayrıca dikkat edilmelidir ki,

$$R' = \rho L'/A'$$

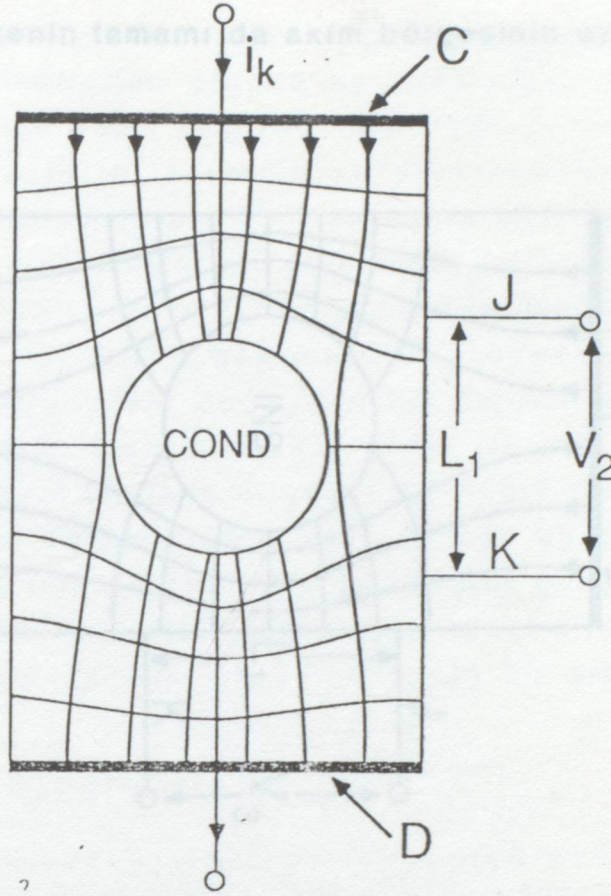
dür. Burada  $L'$  birbirine çok yakın eş potansiyel çizgiler arasındaki mesafe ve  $A'$  da maddenin bir element kübünün kesit alanıdır (Şekil 2.2)

Şekil 2.3'de görüldüğü gibi,  $L_1$ 'den çok az farklı bir çapı olan yüksek iletken (bakır gibi) bir küre şeklindeki madde, iletken hücrenin mili üzerine merkeze doğru yerleştirilir ve J, K elektrotlarına göre ortalanır. Hücre tuzla doldurulur ve böylece C ve D arasındaki akım tüpleri iletken küreyi geçirmek için çarpıklaşırlar. Birbiri ile alakalı eş potansiyel çizgiler J ve K elektrotları arasında daha düşük bir potansiyel farklılık elde etmek için oynarlar. Akım çizgilerinin çapraşıklığı voltaj duyu elektrotları olan J ve K arasında akım yoğunluğu dağılımındaki bir değişikliği gösterirler. Eğer bakır küre aynı boyutlardaki bir plastik küre ile (yalıtkan) yer değiştirilirse (Şekil 2.4) akım yoğunluğu dağılımı şöyle olurdu: Akım yalıtkan küreden uzaklaşacak ve tuz içinde yoğunlaşacaktı ve voltaj duyu elektrotlarını kesen eş potansiyel çizgiler daha büyük bir potansiyel farkı yaratacaklardı. Tuzdan daha az veya daha fazla dirençleri olan küreler (fakat daha önce söylenenler kadar büyük değil) elektrotlar arasında etkilenen potansiyeller üzerinde (dirençten dolayı) etkileri olacaklardı.

Farklı dirençlere sahip asimetric şekilli cisimler elektrotlar arasına yerleştirilse akım yoğunluğu dağılımı kompleks bir şekilde değiştirilecekti, fakat direncin son değeri ölçülebilir olacaktı. Eğer cisimler birer birer belirlenmiş durumlarda verilse (boyutlardaki değişiklikler veya dirençlerdeki değişiklikler), ölçülen potansiyel bu olaylarla beraber olan akım yoğunluğu dağılımındaki ani değişikliklerin tam etkilerini gösterebilir.



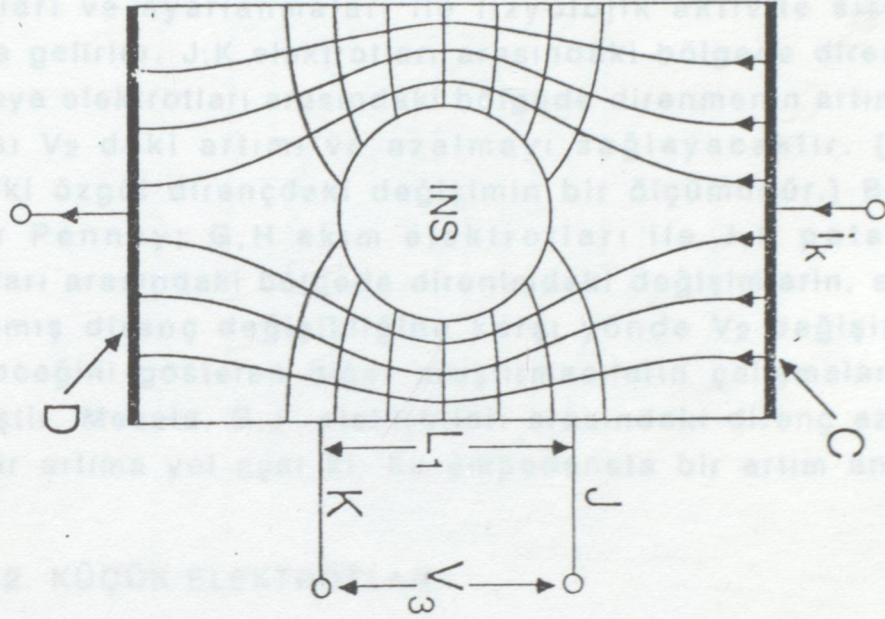
Şekil 2.2. İletkenlik hücresinin bir kısmına göre potansiyeli artırmak için E,F ikinci elektrot çiftinin kullanımı. C ve D elektrotlarındaki polarizasyon potansiyelleri etkisini minimuma indiren dört elektrodun kullanımı.



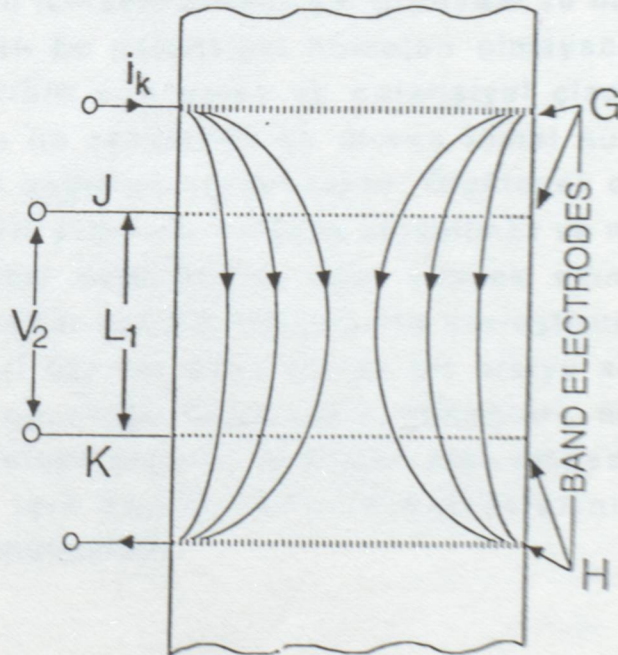
Şekil 2.3. Yüksek iletken bir kürenin iletkenlik hücresi içine koymanın potansiyel ve akım dağılımı üzerine etkisi.

Oysa, basit iletme hücresi empedansla fizyolojik olayları ölçmede göğüs kafesi veya kol için basit modeli temsil etmektedir ve yüzey elektrotlarından kayıt edilen empedans değişikliklerinin kaynaklarını anlamak için tabii ki, yüzey sonu elektrotlarını kullanmak mümkün değildir. İzafi olarak kol, göğüs kafesi veya "benek" elektrotlarını saran metalik bantlar kullanılır. Yüzey elektrotları, J,K potansiyel ölçüm elektrotları arasındaki hücrenin merkez kısmında yeterli bir akım dağılımını sağlayacağından dolayı G,H bant elektrotları (Şekil 2.5) direnme hücresine aynı seviyede yerleştirilir. Akım elektrotlarından bir parça mesafeye tam bir akım alanının formasyonu için ihtiyaç duyulacağı için potansiyel gradyanının hücrenin uzunluğuna göre tam olmayacağı ortadadır. Tam bir akım alanının formasyonu için ihtiyaç duyulan mesafe uzunluğun hücrenin kesit alanına oranına bağlı olacaktır. Oran ne

kadar artarsa hücrenin tamamı da akım bölgesinin uzunluğu da o kadar artar.



Şekil 2.4. Düşük iletimli bir kürenin iletim hücresine koymanın akım ve potansiyel dağılımına etkisi

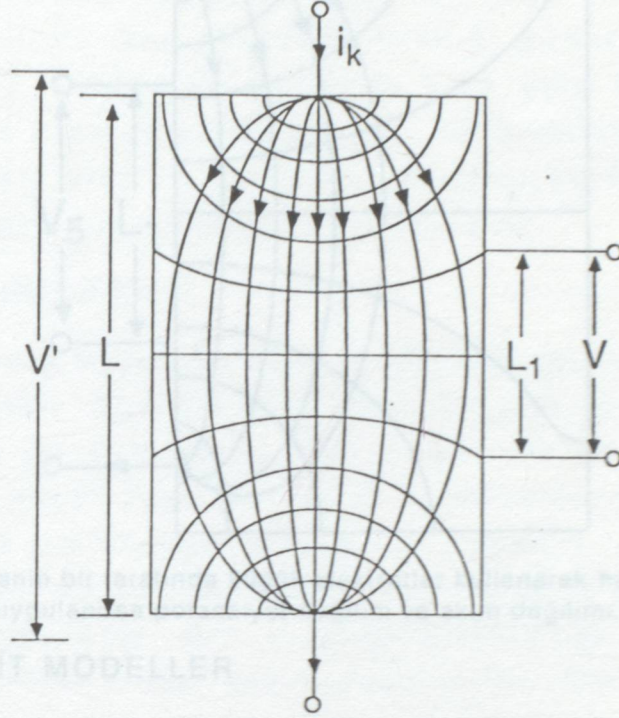


Şekil 2.5 Eğer akım bant elektrotlarını kullanarak akıtılırsa iletim hücresindeki akım dağılımının gösterimi.

Elektrotlar arasındaki iletim bölgelerinin değiştirilmesi ile üretilen J ve K elektrotları altında eş potansiyel çizgilerindeki değişimi göstermek basit değildir. Bu değişimler kanın, kas dokusunun, damarların, zarların ve elektrolitlerin yeniden dağılımları ve ayarlanmaları ile fizyolojik aktivite sırasında meydana gelirler. J,K elektrotları arasındaki bölgede direnmenin artımı veya elektrotları arasındaki bölgede direnmenin artımı veya azalması  $V_2$  deki artımı ve azalmayı sağlayacaktır. ( $V_2$  bu bölgedeki özgül dirençteki değişimin bir ölçümüdür.) Bununla beraber Penney; G,H akım elektrotları ile J,K potansiyel elektrotları arasındaki bölgede direnimdeki değişimlerin, sisteme uygulanmış direnç değişikliğine karşı yönde  $V_2$  değişimlerini üretebileceğini gösteren diğer araştırmacıların çalışmalarına da değinmiştir. Mesela, G,J elektrotları arasındaki direnç azalması  $V_2$  de bir artıma yol açar ki, bu empedansta bir artım anlamına gelir.

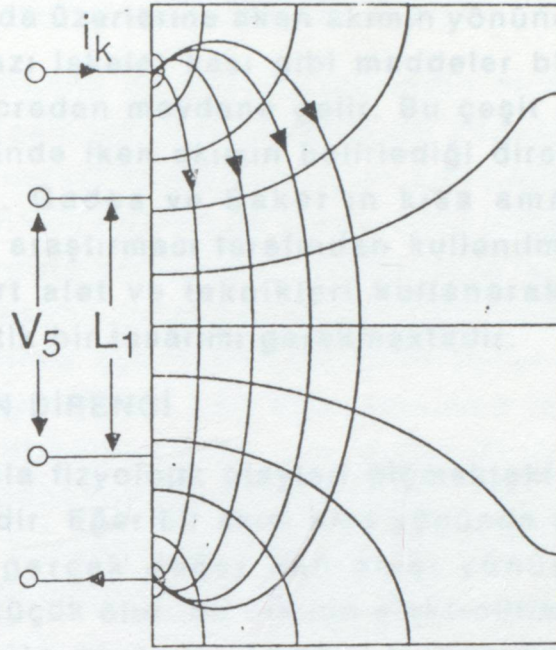
## 2.2. KÜÇÜK ELEKTROTLAR

Eğer büyük yüzey elektrotlarını ölçülecek maddeye bağlamak yerine (Şekil 2.1 ve Şekil 2.2) küçük elektrotlar kullanılırsa akım yoğunluğu Şekil 2.6'daki gibi heterojen olur. Bu durumda maddenin içindeki potansiyel gradyanı ve hücrenin tümü için ölçülecek olan bu potansiyel homojen olmayacaktır. Bunun sonucu olarak, birbiri sıra gelen eş potansiyel çizgiler ve akım tüplerinin sınırları ile şekillenen eş direnç temel hücreler boyut olarak daha büyük değişime uğrayacaktır. Ölçülecek direnç değeri maddenin geometrik yapısıyla kolayca anlaşılmaz ve madde içinde yaratılmış dirençteki değişiklikler eğer yüksek akım yoğunluğu (yani küçük elektrotlar yanına) bölgelerine yerleştirilirse, akım ve voltaj değişiklikleri üzerine daha büyük bir etkiye sahip olurlar. Heterojen akım yoğunluğu dağılımının sonuçları, maddelerin  $\rho$  değerlerini ve fizyolojik aktivite ile alakalı olan empedans değişikliklerini ölçmek için küçük benek elektrotlarını kullanmak gerektiğinde düşünülmelidir.



Şekil 2.6. Eğer akım küçük elektrotlar kullanarak hücre içine doğru uygulanırsa akım ve potansiyel dağılımı.

Belki de madde içindeki rezistans değişimlerini, harici olarak kayıt edilebilen potansiyel değişimleri ile alakalandıran elektrot sisteminde karşılaşılan en büyük güçlük Şekil 2.7'de gösterilmiştir. Bu sistem ECG işaretini elde etmede olduğu gibi dört benek elektrot kullanır. Meselâ, kardiyak aktivitesi ile alakalı olan empedans değişikliklerini ölçmek için ön göğüse dört benek elektrot yerleştirmek empedans ile kardiyak fonksiyonu arasında bağlantı yaratmakta yaklaşık analitik teknikleri kullanmayı zorlaştırır. Bu zorluğun nedeni akım yoğunluğu dağılımının çok fazla karmaşıklığıdır. Çok yüksek düzensiz akım alanında büyük damarların ve kalbin yerini tahmin etmek imkânsızdır. Elektrot yerleştirmede en ufak bir kaymanın aynı fizyolojik olayda farklı empedans değişikliği yaratacağı beklenebilir. Bu tip değişiklik yeniden üretim sonuçlarını, klinikte empedans tekniğinin daha fazla olan normal riskli kabulunu sağlamakta zorluğu artırır.



Şekil 2.7. Hücrenin bir tarafında küçük elektrotlar kullanarak hücre içine akım uygulanırsa potansiyel dağılım ve akım dağılımı.

### 2.3. BASİT MODELLER

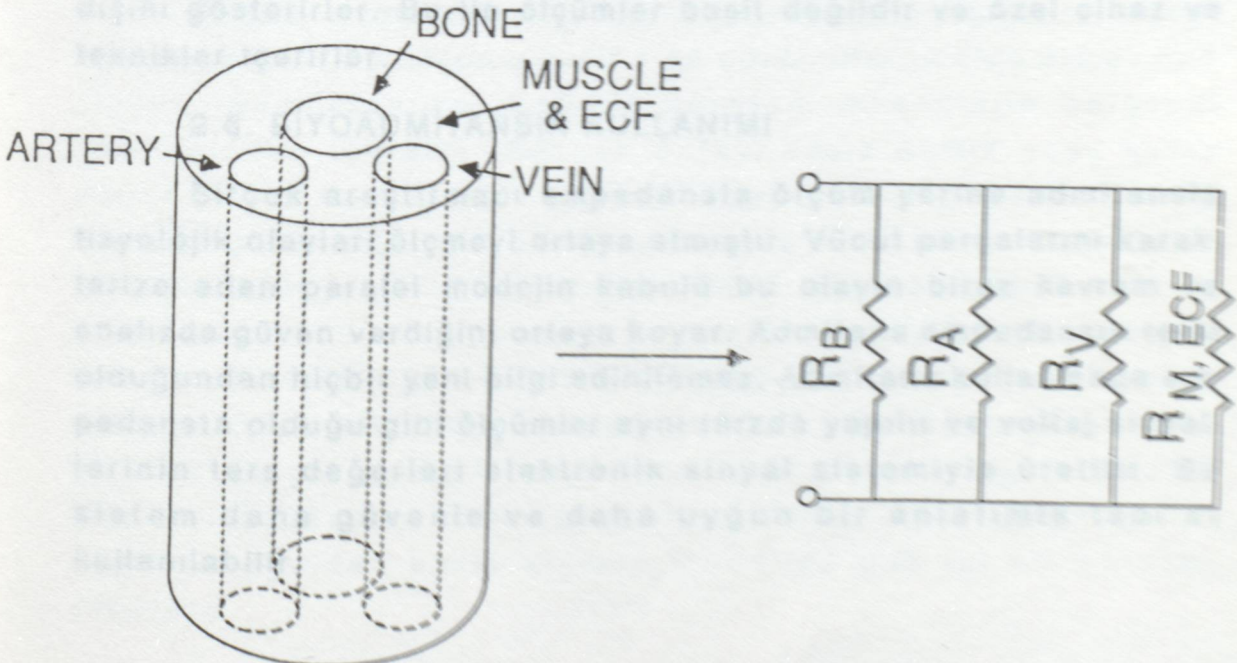
Fizyolojik aktivite ile alakalı olan akım yoğunluğu dağılımındaki değişiklikleri tahmin etme temeline dayandırılan modeller ve bunun sonucunda oluşan elektrik alanları ile ya kısmen ya da teorik olarak uğraşmak zordur. Bu sebepten dolayı bir araya toplanmış basit parametre modelleri kullanılır. El ve ayak kemiklerinin yapısı; kas dokusu, kan ve kemikten meydana gelmiş paralel bir basit model ortaya koyar (Şekil 2.8). Böylece bir kemik kasa çevrili bir silindirik kemikle elektrik olarak oluşturulabilir. Bu sistemde kasa beraber kasa dağıtılmış olan kemiğe paralel silindirik kan damarları vardır. Böyle bir kombinasyon 3 paralel yapı oluşturur. Her birinin bir  $R$  değeri ve  $L/A$  oranı mevcuttur. Kemiğe oranla daha düşük bir dirence sahip olan kan ve kas şunu işaret eder: Bu iki birbirini tamamlayan parça kemiğin direncinin belirlemede kontrolü ellerinde tutarlar.

**Biyolojik Maddeler için Direnç Değerlerine Duyulan İhtiyaç:** Gerçekten biyolojik doku ve sıvılar için  $p$  değerlerinin güvenilirliğine büyük bir ihtiyaç vardır. Birçok model literatürde olan değerlere dayanır. Fakat malesef ölçüm için kullanılan teknikler ve frekanslar ve ölçüm sıcaklıkları çokca değişir. Birçok

dokunun yapısında üzerlerine akan akımın yönünde önemli bir fark yoktur. Fakat bazı iskelet kası gibi maddeler bir apsis üzerinde duran birçok hücreden meydana gelir. Bu çeşit maddelerde akım akışı apsis üzerinde iken akımın belirlediği direnç belirlenenden daha yüksektir. Gades ve Baker'ın kısa ama detaylı direnç değerleri birçok araştırmacı tarafından kullanılmaktadır. Bununla beraber standart alet ve teknikleri kullanarak birçok değer yeniden sistematik bir tasarımı gerekmektedir.

#### 2.4. KANIN DİRENCİ

Empedansla fizyolojik olayları ölçmekteki özel bir çalışma da kanın direncidir. Eğer bir akım akış yönünde akan kanın direncinin ölçersek gerçek değer kan akışı yönüne göre yapılan ölçümden daha küçük olur. Bu etkinin elektrolitlerin (zayıf iletkenler) dizilişi ile alakalı olduğuna inanılır. Burada amaç rüzgardaki yelkovanın yaptığı gibi akışın yönüne göre en küçük yüzeyi göstermektedir. Kan akışının bulunduğu tüpe bakarak kırmızı kan hücreleri sırası kesit alanında bir atım sağlar, bu da etkili bir şekilde bu yöndeki kan kolon direncini düşürür. Buna zıt olarak, bu sıra kırmızı kan hücrelerinin tüpün apsisine dik yönlerdeki tüm alanını göstermesine neden olur ve bu da bu yönlerdeki direnci artırır.



Şekil 2.8. Bir vücut parçasının bir paralel direnç modeli

## 2.5. BİYOEMPEDANSTA REAKTİF BİLEŞEN

Bir önceki konu bir vücut parçasının direnci hakkında idi. 20 ile 100 kHz arasındaki frekanslarda bir kapasitif reaktans, hem voltaj elektrotlarındaki bir polarizasyon bileşininden hem de canlı dokunun dielektrik özellikleri ile üretilen bir bileşenden oluşabilir. Yüksüz (sonsuz giriş empedansı) voltaj duyu sistemi ile elektrot polarizasyon bileşeni ihmal edilebilir. Dokudaki reaktif bileşen, ölçülen voltaj akımla aynı fazda olsun ve vücut parçasının direncini göstereceği diye 20 ile 100 kHz arasında küçüktür. Genelde empedans sözü dirençten daha çok kullanılır. Çünkü izafi olarak birçok ölçüm empedans büyüklüğündedir. Bir faz duyu sistemi direnç ile reaktif bileşenleri ayırmak ve her fizyolojik olayla alakalı olan değişikliği belirlemek için kullanılabilir.

Şu önerilmektedir ki, empedans tekniği ölçümleri hem yüksek hem de düşük frekanslarda yaparak hücre içinde ve dışında meydana gelen akış bölgelerini hesaplamak için kullanılabilir. Bu fikrin dayanağı şudur: düşük frekanslarda akım membran kapasitesinin yüksek direncinden dolayı hücre membranlarına akmaz fakat yüksek frekanslarda direnç düşük olacağından akacaktır. Böylece yüksek frekanslardaki ölçümler tüm parçaları etkiler. Oysa düşük frekanslardaki ölçümler hücre dışını gösterirler. Bu tip ölçümler basit değildir ve özel cihaz ve teknikler içerirler.

## 2.6. BİYOADMİTANSIN KULLANIMI

Birçok araştırmacı empedansla ölçüm yerine admitansla fizyolojik olayları ölçmeyi ortaya atmıştır. Vücut parçalarını karakterize eden paralel modelin kabulü bu olayın biraz kavram ve analizde güven verdiğini ortaya koyar. Admitans empedansın tersi olduğundan hiçbir yeni bilgi edinilemez. Admitans kullanmada empedansta olduğu gibi ölçümler aynı tarzda yapılır ve voltaj sinyallerinin ters değerleri elektronik sinyal sistemiyle üretilir. Bu sistem daha güvenle ve daha uygun bir anlatımla tabii ki kullanılabilir.

## 2.7. SONLU ELEMEN TEKNIĞİ

Sonlu eleman tekniği, farklı dirençlere sahip dokular ve organların uzaysal ve hacimsel dağılımları içindeki değişikliklerden oluşmuş akım yoğunluğu dağılımında değişiklikler üreten fizyolojik olaylar sırasında meydana gelen empedans değişikliklerin hesabını gösterir. Bu teknikle ilgili vücut kısmı sonlu hacimli elementlere bölünür. Her elemente ilgili olduğu anatomik yerleşiminde dokusunun bir direnç karakteristiği verilir. Meselâ, Kim ve arkadaşları bu tekniği kardiak dalgası ile alakalı olan torasik empedansındaki değişiklik için fiziksel temelleri araştırmakta kullanmışlardır. Her kısımdaki elemanlar, kardiak dalgası sırasında farklı zamanlardaki umulan kısımları göstermesi için genişletilebilirler, daraltılabilirler veya yeniden yapılabilirler. Hem kesit ve tabakadaki elemanlar arasında olan sınır koşullarının yapılmasının gerekliliği bu olayın zorluğunu gösterir. Bu tekniğin en önemli özelliği, ölçülen empedans dalgasını değiştiren zamanı tanımlamak için uygun dirençlerle en iyi eleman dağılımını yaratmasıdır.

## 2.8. EMPEDANS GÖRÜNTÜLEME

Birçok araştırmacı empedans tekniğinin kullanımını, vücut ve onun kemik kısımlarının kesit alan görüntülerini elde etmek için ortaya koymaktadırlar. Aslında görüntü, dirençlerin bölgesel dağılımından ibarettir. Bundan dolayı kasla kemik veya kasla ahava arasında yüksek konsantrasyon umulmaktadır. Meselâ boynun görüntüsü için boyun etrafında elektrot çiftlerini kullanarak işlem yapılmıştı. Bu çalışmada bir akım darbesi 2 elektrot kullanarak boyuna verilir ve diğer elektrot çiftlerindeki voltajlar sırasıyla ölçülür. CAT'i ve MRI'yi yönetmekte kullanılanlara benzer bir bilgi işlem tekniğiyle dirençlerin kesit alanlarının görüntüleri yaratılır. Şu çok açıktır ki, empedans taraması canlı organizmadaki tüm dirençlerin hem dağılımını hem de değerlerini sağlayacağından sonlu eleman modeline çok iyi bir yardımcı olacaktır.

### 3. ELEKTRİKSEL EMPEDANS GÖRÜNTÜLEMESİNE İLİŞKİN İLGİSAYAR DONANIMLI SİSTEM

#### 3.1. GİRİŞ

Vücuda ilişkin elektriksel empedans dağılımları biyolojik doku türlerine bağlı olarak farklılıklar göstermektedirler. Dokuların bu özelliklerinden yararlanılarak görüntü oluşturabileceği düşünülmüştür. Bunun için vücut etrafına yerleştirilen elektrot dizileri ile ölçüm yaparak sonlu sayıdaki verilerden kesit alanının empedans dağılımları hesaplanmalıdır. Bu işleme ters problem denir. Ters problemi çözebilmek için ileri problemde kesit içindeki ve kenarlardaki potansiyeller hesaplanmalıdır. Çözümler için değişik algoritmalar kullanılmakta ve önerilmektedir. Gerekli görüntü verileri kullanılan algoritmalar bağlı olarak farklı özellikli sistemlerle değişik ölçme yöntemleri kullanılarak toplanabilir. Bir takım araştırmacılar şimdilik simülasyon verileri ile yetiniyorlar. Çalışmalarda değişik veri toplama ve uygulamalara sadece yazılım değişikliği ile kolayca uyarlanabilir bir donanım sistemi geliştirilmiştir.

Donanım hasta sağlığı açısından yeterli izolasyonu sağlamaktadır. Üzerinde giriş-çıkış kartı ve A/D dönüştürücü bulunan kişisel bilgisayarlara takılabilecek özelliklere sahiptir. Sisteme bilgisayar ile değişik kazançlar sağlanabilmektedir. Kalbin davranışlarını izlemek için gerekli veriler EKG tetiklemeli olarak yeterli hızda toplanabilmektedir.

Sistemin gerilimleri hastanın topraklama emniyeti açısından fark yükselteci ile ölçülmektedir. Bu uygulamada 50 dB'lik dinamik bölgeyi kapsayan ve mikro voltlara kadar inen işaretler ölçülebilmektedir. İşaret seviyelerinin düşük olması ortak mod etkilerini artırmaktadır. Geliştirilen çalışmayla test algoritmaları ile verilerin görüntülemeye uygunluk dereceleri anlaşılmaktadır. Çalışma, sisteme verilen değişik kazançlar ve bu kazançlara ilişkin ofsetleri farklı fantomlar kullanılarak yapılmaktadır.

### 3.2. VERİ TOPLANMASI

Bu çalışmada kullanılan ölçme düzeneği 16 elektrottan oluşturulmuştur. Ölçümlerde elektrot temas dirençlerinin az olması için herhangi iki elektrot ucuna akım uygulanmakta ve komşu olmayan diğer elektrot çiftlerinden gerilim farkları okunmaktadır. Bu ölçüm tekniği 4-elektrot sistemi olarak bilinmektedir. Elektriksel empedans görüntülemesi ölçümlerinde uygulanan akım frekansı 20 ile 100 kHz arasında seçilmektedir. Elektrot temas dirençlerinin etkilerini azaltmak için frekansı yüksek seçmekte yarar vardır. Diğer taraftan eğer frekans çok yüksek seçilirse kaçak kapasite etkileri artar ve dokuların iletkenlik özellikleri bozulmaya başlar.

Bir akım uygulanması durumunda ölçülen değerlerden cismin yerini saptamak imkânsızdır. Yeterli sayıda veri toplamak amacıyla tüm elektrot çiftlerine akım uygulanarak ölçümler tekrarlanmaktadır. Böyle yapılması durumunda karşılılık özelliği de gözönüne alınarak toplam ölçüm miktarı

$$N(N-3)/2$$

olur. Burada N elektrot sayısıdır.

Geliştirilen donanım sisteminde akım uygulanan elektrotlarla gerilim farkları ölçülen elektrotların istenilen düzende seçilmesi isteğe bağlı olarak yazılım değişikliği ile kolayca sağlanabilmektedir. Tekrarlamalı geri iz düşüm ve bazı görüntüleme teknikleri için veri toplanırken akım komşu iki elektrot ucundan görüntülenecek ortama uygulanmaktadır. Benzer işlemlere sırasıyla tüm elektrot çiftleri seçilecek şekilde devam edilmektedir. Her akım uygulama adımında akım uygulanan elektrotlar hariç tutulup ardışık gelen elektrot çiftlerinden sırasıyla 13 adet gerilim farkı okunmaktadır. Toplam verilerin miktarı 208'dir. Ancak bu ölçümlerin karşılılık özelliğine göre 104 tanesi bağımsızdır. Performans ölçümlerinde de elektrotlar benzer şekilde seçilmektedir.

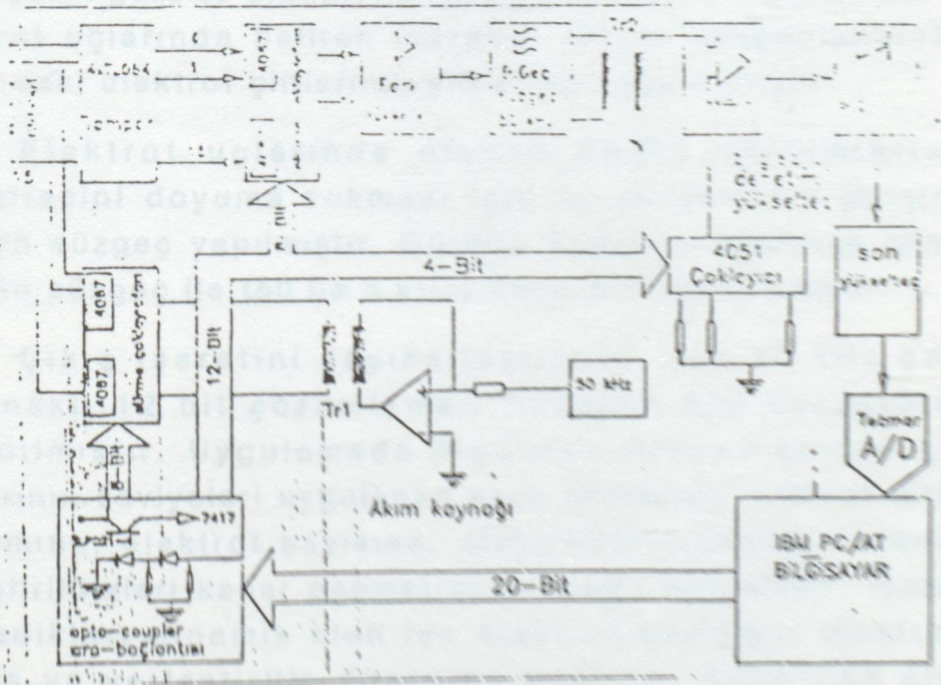
Empedans görüntülemesi veri toplama açısından hızlı bir görüntüleme sistemidir. Görüntüleme sistemlerinin hızı ise düşünülen

linik uygulama alanlarına bağlıdır. Böyle bir uygulama için kalp hareketine bağlı olarak damarlardaki değişimlerin izlenmek istenmesi örnek verilebilir. Bu klinik uygulamada göğüs etrafına yerleştirilen elektrotlar ile kalbin bir sistol evresi boyunca (400 msn) birden fazla veri seti toplanması zorunludur.

En az 10 değişik veri seti toplama durumunda sistemin 40 ms'den daha hızlı olması gerekir. Veri toplama süresi daha yavaş ise EKG tetiklemesi ikinci bir çözüm olarak düşünülebilir. Böyle yapılması durumunda donanım kardiyak işaretinin R dalgasına uyarlanmalı ve birden fazla nabız aralığında tüm veri setleri toplanmalıdır.

### 3.3. SİSTEM DONANIMI

Seri bir şekilde veri toplamaya uygun olarak tasarlanmış sistem donanımının blok diyagramı Şekil 3.1'de verilmiştir. Sistem hasta güvenliği açısından izole olan ve olmayan iki bölüme ayrılmıştır. Hasta tarafı izole gerilim kaynağı ile beslenmektedir. Toprağa bağlı izole olmayan kısım ile izole taraf arasındaki ilişki analog işaret yollarında izolasyon trafoları ile ya da sayısal işaret yollarında opto-çiftler ile sağlanmıştır.



Şekil 3.1. Veri toplama sisteminin blok diyagramı.

Elektrotlar ölçme işlemine uygun olarak analog çoklayıcılar ile seçilmektedir. Akım ve gerilim çoklayıcı gruplarının kontrol uçları bilgisayara takılı TECMAR paralel Giriş/Çıkış haberleşme kartı ile denetlenmektedir. Kart üzerinde bulunan 3x8 bitlik 8255 kapsının 16 biti bu iş için kullanılmıştır. Geri kalan 8 bitten daha az önemi olan 4'ü izole olmayan tarafta bulunan bilgisayar dirençlerini seçen sekizli çoklayıcının kontrol uçlarına ayrılmıştır.

Hasta tarafında fark ölçümleri yapılması ortak mod sorunu yaratmaktadır. Bundan dolayı verilere şebeke ve uyarım işareti frekansı girişim yapmaktadır. Uyarım işaretinden ileri gelen ortak mod etkileri süzgeç kullanılarak giderilemez. Dolayısı ile fark yükselticisi olarak CMRR'si yüksek olan AD 521 kullanılmıştır. Bu uygulamada bu yükseltecin CMMR'si 80 dB'den yüksek tutulabilmiştir. Uyarım işaretinin neden olacağı ortak mod etkilerini daha da azaltmak için ortak mod geri-beslemeli kullanılmıştır. Bu yüzden fark yükselteci girişlerindeki işaretler toplanmakta ve band geçiren aktif süzgeçten geçirildikten sonra 17. elektrotla ölçüm bölgesine tekrar uygulanmaktadır. Ortak mod geri beslemesi işaret gürültü oranını da iyileştirmektedir. İlave önlem olarak elektrot uçlarında beliren işaretler tekrar tamponlanarak aktif durumdaki elektrot çiftlerinin şiltlerine uygulanmıştır.

Elektrot uçlarında oluşan doğru gerilimlerin fark yükseltecini doyuma sokması için bu yükseltecin girişine üst geçiren süzgeç yapılmıştır. Gürültü etkilerini azaltmak için band geçiren süzgeç ile (50 ile 5 kHz) band sınırlandırılmıştır.

Çıkış işaretini sayısallaştırmak için 40 kHz çalışma frekanslı 12 bit çözümülemeli TECMAR A/D dönüştürücüsü kullanılmıştır. Uygulamada ölçülmek istenen gerçek gerilim farklarının seviyeleri uygulanan akım miktarına, ortamın dirençlik dağılımına, elektrot sayısına, elektrotların seçiliş düzenine ve yerleştirildikleri kenar geometresine bağlı olmaktadır. İşaretlerin kapsadıkları dinamik alan ise elektrot sayısına, elektrotların seçiliş ve yerleştiriliş düzenine bağlıdır. Kullanılan elektrot sayısının 16 olması durumunda en büyük dinamik alan 50 dB civarında olabilmektedir. Kuvantalama hatasını azaltmak ve iyi bir çevirme çözümülemesi sağlamak için A/D dönüştürücü girişindeki

işaret seviyelerinin hem yüksek hem de kapsadıkları dinamik alanın dar olması gerekir. Bu dönüştürücü girişinde gözlenen işaretlerin dinamik alanını elektrot uçlarında görülen işaretlerin dinamik alanından daha küçük tutabilmek için sisteme bilgisayar denetimli olarak 8 değişik kazanç verilmektedir.

Kullanılan A/D dönüştürücü hız bakımından 50 kHz'lik işaretleri sayısallaştırmak için yeterli değildir. Bu nedenle işaretler sıfır geçişli doğrultucu ile doğrultulmaktadır. Doğrultucunun süzgeç kapasitelerinin RC zaman sabitleri nedeniyle elektrotların her yeni duruma girmesi gecikir. Bu süre boyunca sisteme yazılımı gecikmesi verilerek ölçmeler ertelenmektedir. Dolayısı ile sistemin veri toplama hızı yavaşlamaktadır. Bununla beraber verilerin tümü 208 ms'de toplanabilmektedir.

### 3.4. SİSTEMİN PERFORMANSININ ÖLÇÜMLERİ

Sistemin kazanç ve her değişik kazanç durumuna ilişkin ofset değerlerinin ölçülmesi ile karşılıklık, verilerin simetrik olup olmadığı, ortak mod etkilerini belirlemeye yönelik performans testleri bilgisayar kullanılarak yapılmaktadır.

Test ölçümleri ve ayrıca değişik görüntüleme algoritmalarının denenmesi için insan vücudundan ölçülecek değerlere yakın değerlerin alınabileceği iki ayrı yapay tank kullanılmaktadır. Kenarlarına eşit aralıklarla yerleştirilmiş 2 cm. yüksekliğindeki PVC tanklardan biri dairesel diğeri de eliptiktir. Yuvarlak olanı Dairesel Fantom ikincisi ise Eliptik Fantom olarak isimlendirilmiştir.

Ölçümler için her iki fantom içine özgül direnci vücut öz direncine özdeş (5 ohm m) NaCl solüsyonu (1litre saf suya 1 gr) koyulmaktadır. Görüntü verileri toplanmak istendiğinde ortama değişik değişik direnirlik vermek için Fantom'lar içine AGAR bloklar yerleştirilmektedir. AGAR ve değişik direnirlikler için farklı oranlarda NaCl ilave edilerek kaynatılmakta sonra da soğumaya bırakılmaktadır.

Ofset ve kazanç ölçümleri için Direnç Fantom'u olarak isimlendirilen elektrik devresinden yararlanılmaktadır. Bu fantom

düğüm noktaları 0,1,...15 olarak numaralandırılmış tek gözlü bir elektrik devresidir. Kullanılan dirençlerin farklı değerlerde ve %1 toleranslı olması gerekir.

#### 3.4.1. Kazanç ve Ofset Ölçümleri:

Sistem çıkışından ölçülen değerlerden elektrot uçlarındaki gerçek değerlerin ne olduğunu hesaplamak için kazançların ve ofset değerlerin bilinmesi gerekir. Sisteme verilecek değişik kazançlar ve bu kazançlara ilişkin ofsetlerin kolay ölçülmesi için bilgisayarlar kullanılmaktadır. Sisteme çıkışı giriş cinsinden kısaca

$$V = V_{\text{off}} + KV_d$$

olarak yazılabilir. İfadede  $V_{\text{off}}$  çıkış ofset gerilimini,  $K$  kazancı,  $V_d$  ise giriş fark gerilimini göstermektedir. Verilen bağıntı yardımı ile belli ki giriş değerine karşılık çıkışlar bilindiğinde kazanç ve ofset değerleri hesaplanabilir. Fakat, gürültü ve diğer tesadüfi etkilerin neden olacağı ölçme hatalarını azaltmak için istatistiksel hesap yöntemlerinin kullanılması daha uygun olur. Ancak bu durumda her kazanç için Direnç Fantom'una 0-1 uçlarından belli değerde akım uygulanarak diğer uçlarda oluşan 13 değişik giriş gerilimine karşılık olan çıkışlar ayrı ayrı ölçülmektedir. Sonra da istenen değerler ve ölçüm hatalı en küçük kareler yöntemine göre istatistiksel olarak hesaplanmaktadır.

#### 3.4.2. Karşılılık Testi:

Karşılılık özelliğine göre örneğin i-j elektrot çiftlerinden akım uygulayarak, k-l elektrot çiftlerinden ölçülen  $V_a$  gerilim 2 farklı ölçülen elektrotlara akım uygulayarak i-j elektrotlarından okunan  $V_b$  gerilim farklarının eşit çıkması beklenir. Ölçülen değerlerin karşılılık özelliğinden sapma hatası yüzde olarak;

$$RI = \frac{1}{104} \sum \frac{V(n)_a - V(n)_b}{(V(n)_a + V(n)_b)/2} \cdot 100$$

bağıntısı ile hesaplanmaktadır.

### 3.4.3. Ortak Mod Testi:

Ölçülen değerlere ortak mod etkilerinin etkisini anlamak amacıyla tüm akım uygulama durumlarına ilişkin olarak iki boyutlu Fantom'lardan iki kez ölçüm yapılmaktadır. Birinci ölçümde akım (I, il) şeklinde uygulanırken ikincide (il, i) şeklinde uygulanmaktadır. Yani, akım uygulama noktası değiştirilmeden sadece elektrot uçları yazılımla terslenip akım kaynağının yönü değiştirilmektedir.

Eğer sisteme ortak mod etkisi varsa bu etki oranında iki durum için ölçülen gerilim farkları değişik çıkacaktır. Ortak mod indeksi, olarak tanımlanan hata V saat ibrelerini, V saat ibrelerine zıt yönde akım uygulanıp ölçülen gerilim farklarını gösterirken,

$$CMI = \sum_{k=0}^{15} \sum_{l=0}^{12} \frac{V^+(k,l) - V^-(k,l)}{[V^+(k,l) + V^-(k,l)]/2} \cdot 100$$

bağıntısıyla yüzde olarak hesaplanmaktadır. Bağıntıda I,k kadar farklı akım uygulama durumuna ilişkin değişik ölçüm yapıldığını gösterir. Bu test benzer şekilde vücuttan yapılacak ölçülere de uygulanabilmektedir.

### 3.4.4. Simetri Testi:

Simetri testi sadece homojen iletkenlik dağılımına sahip ortamlardan ölçülen verilere uygulanabilir. Homojen geçirgenlik dağılımına sahip ortamlar için akım uygulanan elektrotların ortasından geçen eksene göre simetrik olmalıdır. Yani, (i, il) numaralı elektrotlara akım uygulandığında ölçülen 13 gerilim farkının vektör şeklinde düzenlendiği varsayılırsa n:1,2,...,6 olmak üzere bütün n değerleri için

$$V(n) = V(14-n)$$

olmalıdır. Bir akım uygulama durumu için bu eşitliğin ne oranda sağlandığı aşağıda verilen denklemlerle yüzde olarak hesaplanmakta ve homojenlik indeksi olarak isimlendirilmektedir.

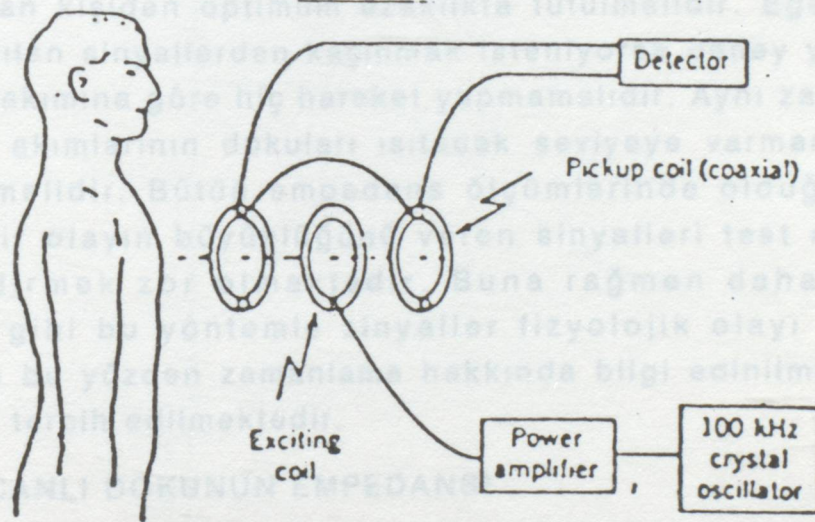
$$HI = \frac{1}{6} \sum \frac{V(n) - V(n-14)}{V(n) + V(n+14)} \cdot 100$$

Eliptik Fantom'dan alınacak verilere simetri testi ancak belirli akım uygulama durumları için uygulanabilir.

## 4. ELEKTROTSUZ EMPEDANS ÖLÇÜMLERİ

### 4.1. GİRİŞ

Elektromanyetik indüksiyon kullanılmasıyla elektrotlar uygulamadan iletken maddenin rezistansının ölçülebilmesi mümkün olmuş ve jeofizik araştırmalarda geniş olarak yararlanılmıştır. Bu metodu ilk uygulayanlardan olan Tarjon ve Mctee (1968-1970) solunum ve nabızlı kan akımını ölçmüşlerdir. Bu araştırmacılar, kendi yarıçaplarına eşit bir mesafe ile birbirinden ayrılmış olan üç özdeş ve aynı eksenini paylaşan bobin kullanmışlardır. Merkezi bobine 100 kHz'lik akım verilmiştir. Daha sonra Şekil 4.1'de görüldüğü gibi iki dış bobin de karşıt seriler halinde (pozisyon serileri şeklinde) birleştirilmişlerdir. Böylece temel bir transformatör oluşmuştur. Bu üç bobinli temel iletken, maddeden iyice uzakta tutulduğunda genlik ve faz ayarları böyle yapılmıştır ki, seri halde karşıt bağlanmış bobinlerden gelen en küçük bir dengesizlik sinyalini kayıt etmek mümkün olmuştur.



Şekil 4.1. Elektromanyetik indüksiyon kullanarak empedans ölçülmesi ve değiştirilmesi

Böyle dengeli bir üçlü bobin sistemi iletkenin yakınına getirildiğinde bir akım doğmaktadır. Bu akım büyüklüğü iletkenlik derecesiyle orantılıdır. Bu endüksiyon akımı kendi manyetik alanını yaratır ve bu da bir veya iki (pickup) bobindeki voltajı

değiştirir. Sabit bir geometriyle voltajın dengesizliği iletken madenin bir ölçümü olarak kullanılabilir. Özellikle doğru akımla ve düşük frekanslı dalga akımlarda böyledir. Frekans yeterince yüksekse

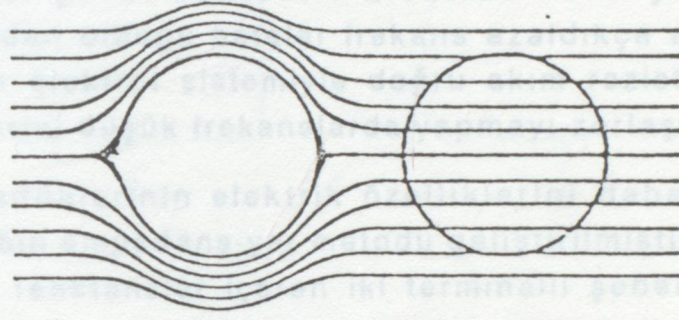
Tarjon ve McFee (1968-1970) insan solunumunu göğüsten kısa bir mesafede bu bobin takımının eksenini kalbin üzerinde dikkatle ayarlayarak ve kişiden solunumunu tam nefes alma sırasında tutması istenerek kalbin ventrikül volümündeki değişimler kayıt edilebilmiştir. Bu bobinleri kafaya yakın tutarak araştırmacılar beyin-kan akımındaki darbeleri de izlemişlerdir. Hatta bu bobinle dışteki metalik dolgular bile görüntülenebilmektedir.

Elektrotsuz metod, empedans edğişmelerini ölçmekte bir çok özellikler göstermektedir. Birçok nedenle elektrotların ekarte edilmiş olması bu ölçümleri pratik hale getirmektedir. Manyetik alanlar dokulara kolayca girerler ve yüzey elektrotlarından daha fazla deri altı olaylarını araştırabilirler. Fakat elektromanyetik endüksiyonda fizyolojik olayların meydana getirdiği sinyaller küçüktür. Bu bakımdan bir transdüsör oluşturan bu bobin takımını deney yapılan kişiden optimum uzaklıkta tutulmalıdır. Eğer suni olarak yaratılan sinyallerden kaçınmak isteniyorsa deney yapılan kişi bobin takımına göre hiç hareket yapmamalıdır. Aynı zamanda endüksiyon akımlarının dokuları ısıtacak seviyeye varmamasına dikkat edilmelidir. Bütün empedans ölçümlerinde olduğu gibi fizyolojik bir olayın büyüklüğünü veren sinyalleri test etmek, derecelendirmek zor olmaktadır. Buna rağmen daha önce belirtildiği gibi bu yöntemle sinyaller fizyolojik olayı aynen yaratırlar ve bu yüzden zamanlama hakkında bilgi edinilmesinde kullanılması tercih edilmektedir.

#### 4.2. CANLI DOKUNUN EMPEDANSI

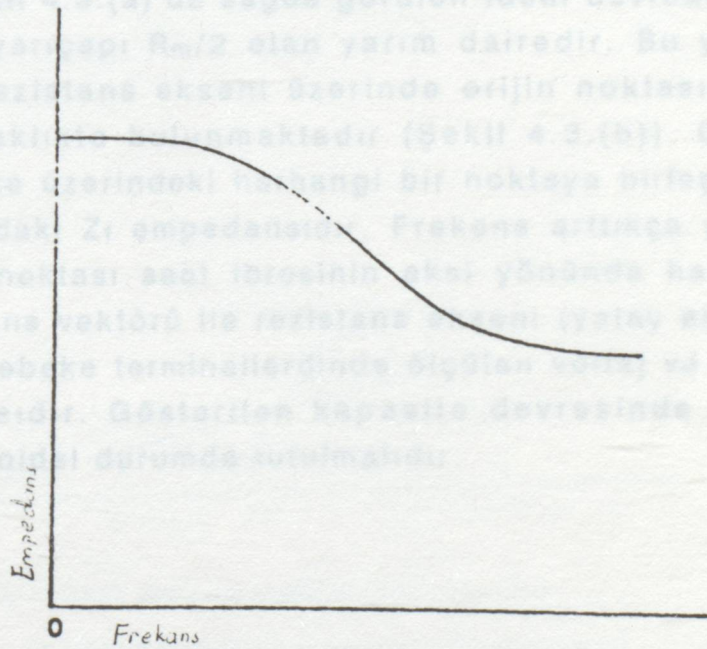
Canlı dokunun birimi tek bir hücredir ve bu ideal bir şekilde hücre altı yapılar içeren bir elektrolit çözeltisi olarak düşünülebilir. Bütün bunlar metabolizma ve bazı hücreler içinde üretim için gereklidir. Bu hücre istirahat halindeyken düşük bir elektrik sızıntısı olan bir zarla çevrelenmiştir. Hücre zarlarının kapasitesi  $0,1-3 \mu\text{F}/\text{cm}^2$ , tipik değer ise  $1.0 \mu\text{F}/\text{cm}^2$  dir. Stoplazmanın rezistansı 10 ile 300.000  $\Omega\text{-cm}$  arasında değişir. Memeli hücreler için tipik değerler 300 ile 400  $\Omega\text{-cm}$ 'dir. Biyolojik dokular çeşitli biçimlerde hücrelerin birbirlerine yapışmasından oluşur ve bu hücrelerin çevresinde de elektrolit içeren doku sıvıları bulunur. Bu

bakımdan canlı bir dokudan geçen bir akım hücrelerin etrafında hücre çevresi sıvısından geçebilir (Şekil 4.2.(a)). Bu özellikle doğru akımda ve düşük frekanslı dalgalı akımlarda böyledir. Frekans yeterince yüksekse hücre zarlarının kapasitelerinin reaktansı küçük olacaktır ve akım hem stoplazmadan hem de hücre etrafındaki sıvıdan geçecektir (Şekil 4.2.(b)). Bu bakımdan düşük frekanslı empedans yüksektir ve yüksek frekanslı empedans düşüktür. Bu da Şekil 4.2. (c)'de gösterilmiştir. Yüksek değerden düşük değere geçiş doku için karakteristiktir ve hücre zarlarının kapasitesini yansıtmaktadır.



(a)

(b)



(c)

Şekil 4.2. a) Düşük frekanslı akım yolları

b) Elektrolit hücreindeki yüksek frekanslı akım yolları

c) Bunun sonucunda ortaya çıkan ideal empedans-  
frekans karakteristiği

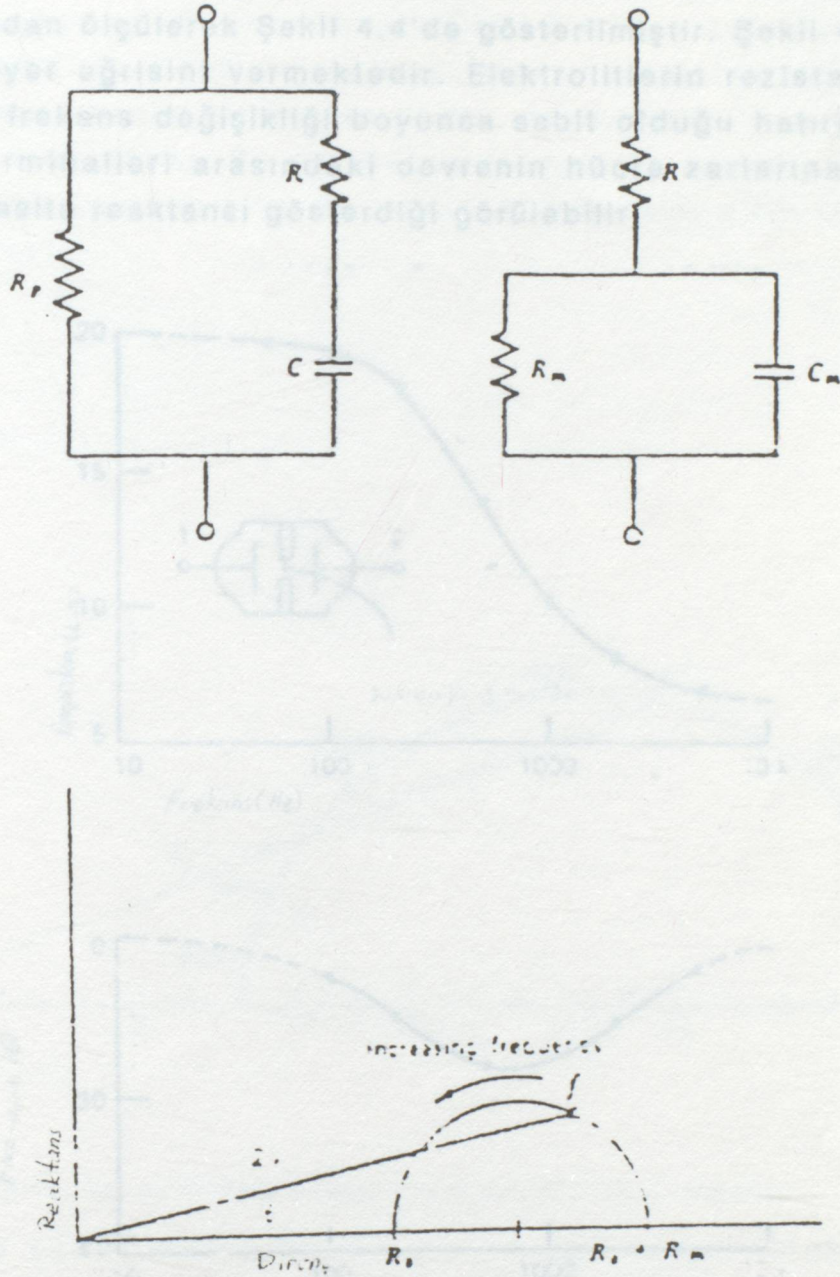
Canlı dokunun bu özelliği 1920'de Philippon tarafından anlaşılmış olup eşdeğer devre kavramının ortaya çıkmasına yol açmıştır. Şekil 4.3.(a)'da sağda görülen devre biyolojik maddelerin pasif elektrik davranışını tanımlamakta kullanılmaktadır. Bu dokunun empedans-frekans karakteristیکlerinin ölçülmesinde dokunun uyarılmasından kaçınılmalı ayrıca elektrodun dokuya temas ettiği yerdeki empedansının neden olduğu hatalarında bilincinde olunması gerekmektedir. Elektrot doku yüzeyindeki empedansın neden olduğu hatalar frekans azaldıkça artmaktadır. Bu olay bipolar elektrot sistemiyle doğru akım rezistans ve empedans ölçümlerini düşük frekanslarda yapmayı zorlaştırmaktadır.

Doku maddelerinin elektrik özelliklerini daha iyi ortaya koymak için bobin empedans-yer metodu geliştirilmiştir. Bu metod rezistanslar ve reaktanslar içeren iki terminalli şebekelerde empedans ve faz açısını belirlemek üzere önceden kullanılmış olup seri eşdeğer reaktanslar rezistansa karşı apsis-oordinat eksenine yerleştirilmiştir. Şekil 4.3.(a)'da sağda görülen ideal devrede empedans-yer eğrisi yarıçapı  $R_m/2$  olan yarım dairedir. Bu yarım dairenin merkezi rezistans eksenini üzerinde orijin noktasından  $R_s + R_m/2$  kadar uzaklıkta bulunmaktadır (Şekil 4.3.(b)). Orijin noktasını yarım daire üzerindeki herhangi bir noktaya birleştiren doğru "f" frekansındaki  $Z_f$  empedansıdır. Frekans arttıkça yarım daire üzerindeki f noktası saat ibresinin aksi yönünde hareket etmektedir. Empedans vektörü ile rezistans eksenini (yatay eksen) arasındaki  $\theta$  açısı şebeke terminallerinde ölçülen voltaj ve akım arasındaki faz açısıdır. Gösterilen kapasite devresinde akım voltajı sürekli sinüzoidal durumda tutulmalıdır.

Şekil 4.3. a) Canlı dokunun eşdeğer ideal devresi

b) Canlı dokunun empedans-frekans özelliğinin empedans-yer ile gösterildiği (reaktanslar karşı rezistans)  $Z_f$  empedansı, f frekansı  $\theta$  da faz açısını göstermektedir.

Empedans-yer metodu kullanıldığında biyolojik maddelerin empedans-frekans karakteristیکleri Şekil 4.3.(b)'de görüldüğü gibi biraz daha farklıdır. Tipik empedans-frekans ve faz-frekans karakteristیکleri Şekil 4.3.(c)'de görülmüştür.

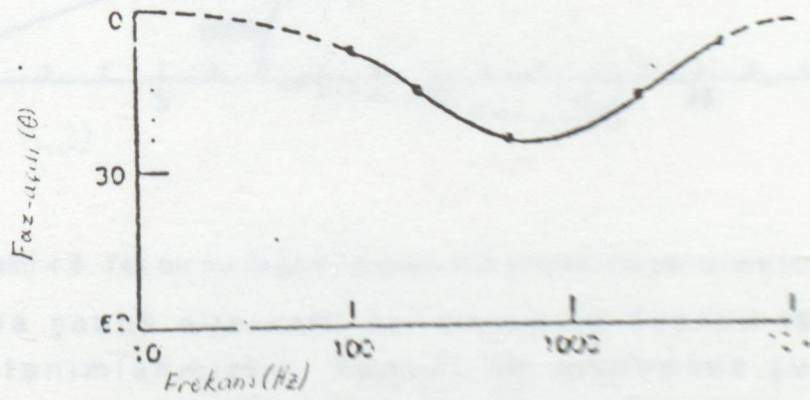
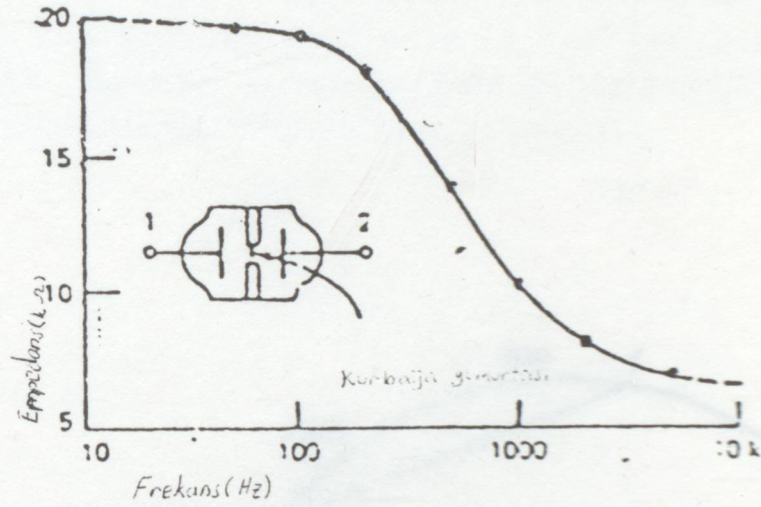


Şekil 4.3. a) Canlı dokunun eşdeğer ideal devreleri

b) Canlı dokunun empedans-frekans özelliğinin emedans- $\omega$  ile gösterilişi (reaktansa karşı rezistans)  $Z_f$  empedansı,  $f$  frekansı  $\theta$  'da faz açısını göstermektedir.

Empedans- $\omega$  metodu kullanıldığında biyolojik maddelerin empedans-frekans karakteristikleri Şekil 4.3.(b)'de görüldüğü gibi biraz daha farklıdır. Tipik empedans-frekans ve faz-frekans karek-

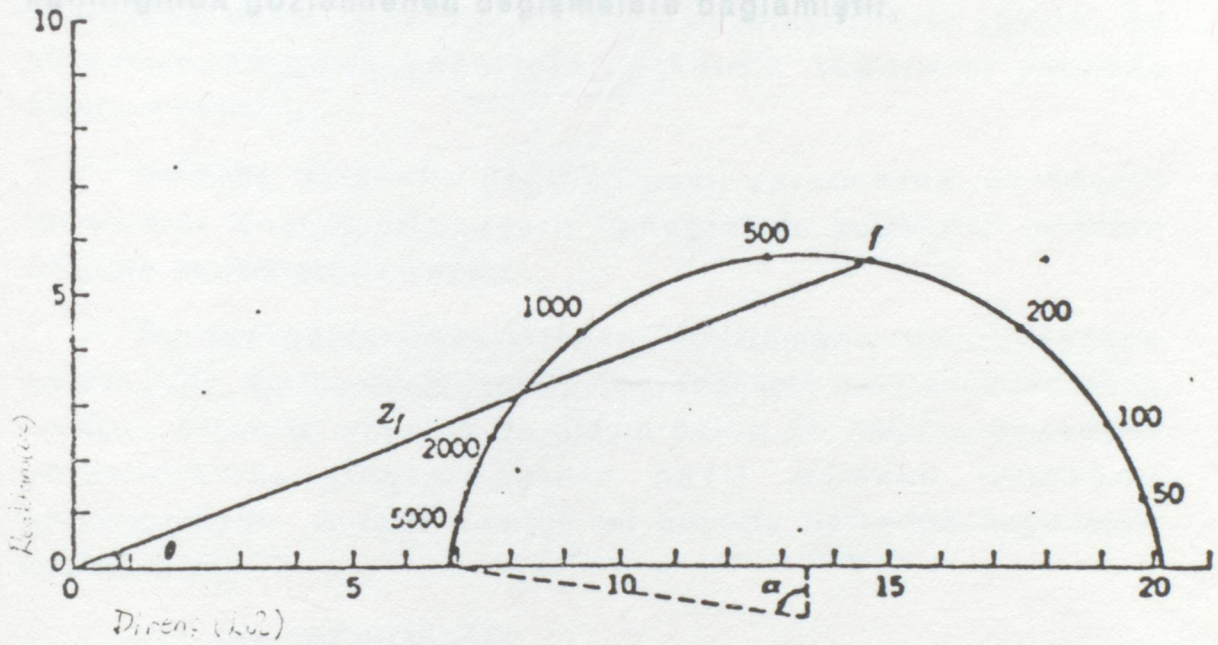
teristikleri bir elektrolit çözeltisinde asılı tutulan tek bir kurbağa yumurtasından ölçülerek Şekil 4.4'de gösterilmiştir. Şekil 4.5 ise empedans-gerilim eğrisini vermektedir. Elektrolitlerin rezistansının önemli bir frekans değişikliği boyunca sabit olduğu hatırlanırsa elektrot terminalleri arasındaki devrenin hücre zarlarına bağlı olarak kapasite reaktansı gösterdiği görülebilir.



Şekil 4.4. a) Tek bir kurbağa yumurtasında elektrolit içindeki empedans-frekans karakteristiği

b) Faz-frekans karakteristiği

Empedans-*yer* eğrisindeki yarım dairenin merkezi hafifçe rezistans ekseninin altındadır. Çünkü hücre zarı ideal bir kapasitör değildir. Yarım dairenin rezistans eksenini kestiği nokta ile dairenin merkezini birleştiren doğru, daire merkezinden çizilen dikeyle  $\alpha$  açısı yapar. Bu açı hücre zarının faz açısıdır. (Hücre mükemmel bir yalıtkan olsayda  $\alpha$  açısı  $90^\circ$  olacaktı  $\alpha$ 'nın  $\text{tg}'i$  son-suza gidecekti).



Şekil 4.5. Tek bir kurbağa yumurtası için empedans-*yer* referansı.

Daha çabuk alternatif bir metod da Teonell tarafından 1947'de tanımlanmıştır. Teonell'in empedans-*yer* eğrisi yönteminde, rezistans-empedans çıktısı bilinen bir düşük frekanslı kare dalga jenaratörü biyolojik maddelere akım yollar. Madde boyunca voltajın dalga biçimi ve devre akımının ölçülmesiyle eğri için gerekli veriler elde edilebilmektedir. Bu metod doku empa-dansındaki hızlı değişmelerin incelenmesinde önemli olduğu kadar kabul edilse de kullanılması pek yapılmamıştır.

### 4.3. EMPEDANSTAKİ MEVSİMSEL DEĞİŞMELER

Vücudun iletkenlik özelliğinin yıl içinde mevsimler boyunca değiştiği 1922 yılında Crile ve arkadaşları tarafından bulunmuştur. Crile ve diğerleri biyolojik maddenin kesilerek alınmasıyla rezistansın yıl içindeki değişimini gözlemlemiştir. Barnelt 1940'da 20 normal insanın üst kollarına konan elektrotlar arasındaki (11,6 kHz'te) empedansın klinik değişimini kayıt etmiştir. Kış aylarındaki empedans 100  $\Omega$  civarında sabit kalırken, yaz aylarında 140-250  $\Omega$  olarak artış göstermiştir. Faz açısında 1-4° (artış yönünde) oynamaktadır. Barnett bu empedans değişimlerini epidem kalınlığında gözlemlenen değişimlere bağlamıştır.

Bu çalışmada iletkenlik dağılımı imajı yaratmada en önemli çalışmalar X-ışını bilgisayarlı tomografide kullanılan yarıdengeleme yöntemi ile yapılmıştır.

Burada gösterilmek istenen, sınırlı alanlar nasıl meydana geleceğidir. Ayrıca empedans tomografisi için geliştirilen daha anlamlı ölçümler yaparak bu olayın belirli bir şekilde empedans görüntülerini oluşturmasının nasıl mümkün olacağını göstermektedir. Burada basitçe iki boyutlu iletkenlik dağılımı verilecektir.

#### 5.2. ÖN HAZIRLIKLAR

Şekil 5.1'de gösterilen merkez dairesi içinde yerleşik bir P noktasının silindirik polar koordinatları  $(r, \theta)$  vardır. Gerekli bir ölçümün polar koordinatları  $(\rho, \phi)$  daha sonra tanımlanır. Duyulabilir frekanslı gerilimlerin bütün dış yüzüne uygulandığı, iletkenlik dağılımı

$$\sigma = \sigma(r, \theta)$$

olan bir birim çember ele alınır. Biyomedikal uygulamaların bütün durumlarda frekans

$$V = V(r, \theta)$$

## 5. ELEKTRİK İLETKENLİK DAĞILIMLARININ GÖRÜNTÜLERİNİ OLUŞTURAN SİSTEMLER ÜZERİNE BİR SINIRLAMA

### 5.1. GİRİŞ

X-ışınli bilgisayarlı tomografinin son başarısı ve ultrasonik ekoradyografi diğler tıp imaj teknikleri ile ilgili araştırmalara büyük katkı sağlamaktadır. Özellikle ses frekanslı (100 kHz'den daha az) elektrik akımları ile görüntü oluşturmak son zamanlarda büyük bir ilgiyle izlenmektedir. Vücuda bir potansiyel dağılımı uygulanır ve üzerinden akam akım ölçülür veya bu olayın tersi yapılır. Bu ölçümlerden amaç vücuttaki iletkenlik dağılımını yeniden oluşturmaktır.

Belkide iletkenlik dağılımı imajı yaratmadaki en önemli çalışmalar X-ışınli bilgisayarlı tomografide kullanılan yeniden yaratma metodları ile yapılır.

Burada gösterilmek istenen, sınırlamanın nasıl meydana geleceğidir. Ayrıca empedans tomografisi için belirlenenden daha anlaşılır ölçümler yaparak bu olayın belirli bir şekilde empedans görüntülerini oluşturmasının nasıl mümkün olacağını göstermektedir. Burada basitçe iki boyutlu iletkenlik dağılımları verilecektir.

### 5.2. ÖN HAZIRLIKLAR

Şekil 5.1'de gösterilen merkez daire içinde rastgele bir P noktasının silindirik polar koordinatları  $(r, \theta)$  vardır. Genelleştirilmiş polar koordinatlar  $(p, \emptyset)$  daha sonra tanımlanır. Duyulabilir frekanslı gerilimlerin bütün dış yüzeyine uygulandığı, iletkenlik dağılımı

$$\sigma = \sigma (r, \theta)$$

olan bir birim çember ele alalım. Biyomedikali ilgilendiren bütün durumlarda frekans,

$$V = V (r, \theta)$$

voltajın ve

$$J = J (r, \theta)$$

akımın anlık değışiklikleri ihmal edilebilsin diye reaktif etkileri önemsiz kılmak için yeterince düşük seçilebilir. Bunu aşağıdaki denklemler takip eder;

$$\begin{aligned} J &= -\sigma \nabla V \\ \nabla \cdot J &= 0 \end{aligned} \quad (5.1)$$

ve bundan sonra

$$T = T (r, \theta) = \ln(\sigma)$$

tanımlanarak

$$\nabla^2 V + \nabla V \cdot \nabla T = 0 \quad (5.2)$$

bulunur.

Empedans imajını yaratmanın problemi

$$J_c = J_c (\theta)$$

akım yoğunluğunun ölçümlerinden T'yi açıklamaktır.

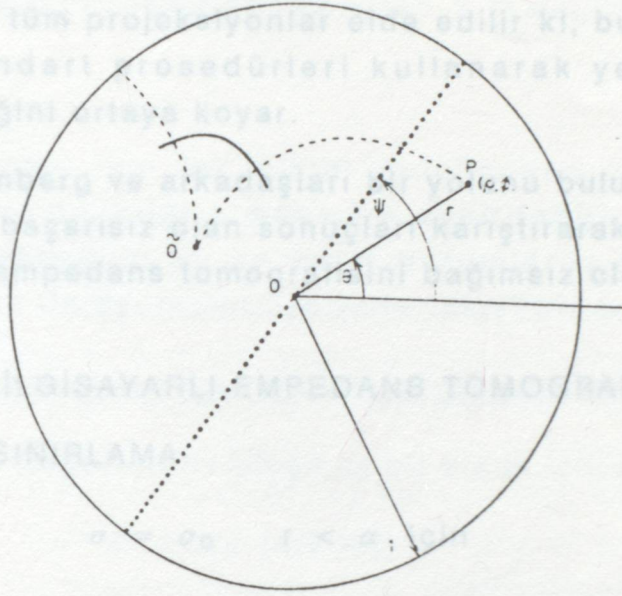
$J_c$ 'yi açıklamanın  $V_c = V_c (\theta)$  voltajı tüm yüzeye uygulandığı için akım  $J_c = J_c(\theta)$  olmaktadır. Burada

$$J_c (\theta) = -\sigma (1, \theta) \partial V (1, \theta) / \partial r \quad (5.3)$$

ve

$$V_c (\theta) = V (1, \theta)$$

olacağı görülmektedir. Fakat genelde bunun tam bir çözüm verip vermediği hala açık değildir.



Şekil 5.1. Koordinat sistemleri. Rastgele seçilmiş olan P noktası orijini O olan  $(r, \theta)$  koordinatlarındadır (polar) ve  $(\rho, \psi)$  ise genelleştirilmiş polar koordinatların orijini.

### 5.3. EMPEDANSLA GÖRÜNTÜ OLUŞTURMA İÇİN

#### BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ

Birçok araştırmacı  $\sigma$ 'nın  $r$  ve  $\theta$  ile rastgele değiştiği anda  $J_c$ 'yi algılamanın fikir olarak zorluğunu vurguladılar. Böylece bu kişiler "bilgisayarlı empedans tomografi" adıyla bir yaklaşım yarattılar.

Eğer  $\sigma$  sabit ve

$$V_c = \cos(\theta - \psi) \quad (5.4)$$

ise birim çemberdeki akım dalgaları Şekil 5.1'deki noktalara paralel olurlar.

$\sigma$   $r$  ve  $\theta$  ile değiştiği zaman bile akım dalgaları, temel bir düşünce ile (ki bu bilgisayarlı empedans tomografisinin destekleyicileri tarafından tartışılır) paralel kaldığı düşünülebilir. Bunun için Şekil 5.1'deki noktalara paralel çizgiler boyunca uygulanan

voltajın akıma oranı aşağı yukarı lineer olarak iletkenliğin integraline bağlı olduğu düşünülebilir. Bu da birimin noktalı hatta dik olan yöndeki "\*projeksiyonu" ölçebileceğini gösterir.  $\Psi$ 'yi değiştirerek tüm projeksiyonlar elde edilir ki, bu da  $\sigma$ 'nın tahminlerinin standart prosedürleri kullanarak yeniden meydana getirebileceğini ortaya koyar.

Schomberg ve arkadaşları bir yolunu bulup deneylerle desteklenen ve başarısız olan sonuçları karıştırarak elde etmek için bilgisayarlı empedans tomografisini bağımsız olarak incelemiştir.

#### 5.4. BİLGİSAYARLI EMPEDANS TOMOGRAFİSİ ÜZERİNE SINIRLAMA

$$\sigma = \sigma_0 \quad r < \alpha \quad \text{için} \quad (5.5)$$

$$\sigma = 1 \quad \alpha < r < 1 \quad \text{için}$$

olduğunu düşünelim. Tabi burada  $\sigma_0$  bir sabittir. (5.2) denkleminde hareketle V'nin hem

$$r < \alpha$$

hem de

$$\alpha < r < 1$$

için Laplace eşitliğini sağladığı görülür. Vc denklem (5.4)'de verildiği gibi ise

$$V = K_1 r \cos(\theta - \Psi) \quad r < \alpha \quad \text{için}$$

ve

$$V = K_2 (r + K_3 r^{-1}) \cos(\theta - \Psi) \quad \alpha < r < 1 \quad \text{için}$$

olur.  $K_1$ ,  $K_2$  ve  $K_3$  sabitleri (5.4)'ü sağlayarak ve hem V'nin hem de J'nin  $r = \alpha$  doğrultusunda sürekli olduğu kabul edilerek bulunurlar.

\* Bilgisayarlı tomografide bu terim kullanılır.

$\sigma \partial V / \partial r$ 'ın akım yoğunluğunun yarıçap doğrultusundaki bileşeni olduğunu görerek,

$$J_c = \{ [1 - \sigma_0] \alpha^2 - (1 + \sigma_0) \} / [1 - \sigma_0] \alpha^2 + (1 + \sigma_0) \} \text{Cos}(\theta - \Psi) \quad (5.6)$$

bulunur.

$J_c$  ölçüm için tek miktar olduğundan ne  $\sigma_0$  ne de  $\alpha$ 'nın değerleri bir ön bilgi olmaksızın azaltılabilir. Bilgisayarlı empedans tomografisi bu en basit durumlarda bile başarısızlığa uğradığından dolayı metot üzerinde temel bir sınırlama vardır.

### 5.5. BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ METODUNUN DİĞER KISIMLARI

$\Psi$ 'nin değerleri ile oluşmuş bir kısım için uygulanan voltajın

$$V_c = \text{Cos} (n[\theta - \Psi]) \quad (5.7)$$

olduğunu farzedelim. Burada  $n$  negatif olmayan tamsayılardan oluşmuştur. 5.4'de anlatılan basit olay için  $J_c$  (5.6) eşitliğindeki gibidir. Fakat  $\alpha^2$  yerine  $\alpha^{2n}$  ve  $\text{Cos} (\theta - \Psi)$  yerine  $\text{Co} (n[\theta - \Psi])$  yazılır. Bunun sonucunda hem  $\sigma_0$  ve hem de  $\alpha$ ,  $(\theta - \Psi)$ 'nin bir ve  $n$  in iki değeri için  $J_c$ 'nin ölçümüyle elde edilebilir.

$\sigma = \sigma(r)$  olduğunu farzedelim. Fakat tam dairesel değil hafif boğumlu olacak şekilde halka şekillerde  $\sigma$  değeri sabittir. Yani,

$$\sigma(r) = \sigma_m, \quad \alpha_m < r < \alpha_{m+1}, \quad 0 < m < M \quad (5.8)$$

olur. Burada  $m$  negatif olmayan tam sayı,  $\alpha_0 = 0$  ve  $\alpha_{M+1} = 1$ 'dir.  $V_c$  (5.7)'deki gibi verildiğinde

$$J_c = n \sigma_m [ \sum n(1, L) - \sum n(L, 2L) ] \text{Cos} (n[\theta - \Psi]) / \sum n(1, L) + \sum n(L, 2L) \quad (5.9)$$

olur. Burada da

$$L = 2^{M-1}$$

$$\sum n(j, k) = \sum_{i=i}^k \alpha_i \ln A_i$$

dir.

$\alpha_{1n}$ 'ler ki, bunlar tamamen farklıdır  $(\alpha_m)^{2n}$  bölümlerinin ürünlerinden oluşurlar.

$$A_l = \prod_{m=1}^M (\sigma_m \pm \sigma_{m-1}) \quad (5.10)$$

(5.10)'daki  $\pm$  kombinasyonu l'in her bir değeri için farklıdır. Yani ya + ya da - olabilir. Aynı anda ikisi birden olamaz. Eğer  $\sigma_m$  bilirse  $\sigma_m$ 'lerin diğerleri  $A_l$ 'den elde edilir. Eğer  $\alpha_m$ 'ler bilinebilirse ve  $J_c$  için  $2L$  için ölçülürse o zaman denklem (5.9)  $A_l$ 'ler için homojen, lineer, cebirsel denklemlerden oluşur. Burada  $A_l$ 'ler çözülebilir. Fakat bunun için denklem sisteminin determinantı sıfırdan farklı olmak zorundadır. Eğer  $J_c$   $2L$ 'den daha fazla değer için bilirse standart nümerik çözümlerle  $A_l$ 'lerin düzeltilmiş değerleri elde edilebilir. Eğer  $M$  yeterince büyük olursa (5.8)'deki şartları iletkenlik dağılımının çembersel simetrisini yaklaşık olarak hesaplamasını yapabilsin diye

$$(\alpha_{m+1} - \alpha_m = 1/(M+1))$$

de eklenmelidir. Bu da  $\sigma$ ,  $\theta$ 'dan bağımsız ise empedans görüntü oluşturulmasında harika bir çözümlü vardır demektir.

$V_c$  (5.7)'deki gibi verildiğinde n.modu olarak birim çember içinde olan voltaj dağılımını düşünmek gerekir. Bir modu tanımlayan karakteristik  $J_c/V_c$ 'nin  $\theta$ 'dan bağımsız olduğudur. Şekil 5.1'deki koordinatlar  $(p, \emptyset)$  açısal transferle  $(r, \theta)$  koordinatlarından türetilebilirse ve  $r=1$  iken  $p$  sabitse her mod için  $V_e$  ile düşünülen form Laplace eşitliği ayrılabilir şekilde kalacağından aynı açı transferi ile elde edilir. Bunun bir sonucu olarak eğer,

$$\sigma = \sigma(p)$$

ise fakat derilerin iletkenlikleri önceden bilinmezse yeterli modları ölçtükçe ve tanımladıkça  $\sigma$ 'yı yeniden yaratabiliriz. Deneysel olarak modlar  $V_c$ 'nin formlarını belirleyerek tanımlanabilir. Tabii



## 6. PERFORMANS ÖLÇÜMLERİ

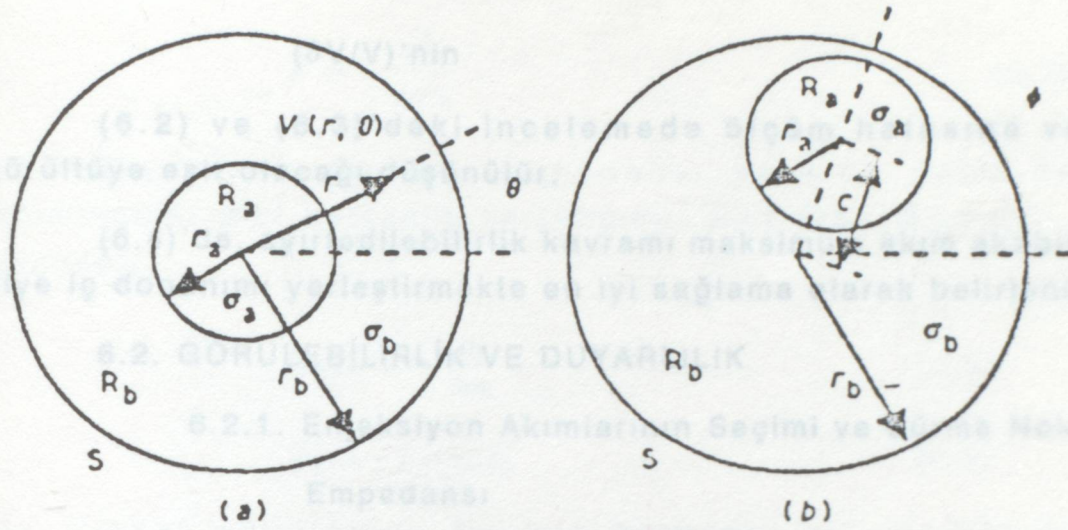
### 6.1. GİRİŞ

Empedans Tomografisindeki görüntülemenin bir amacı da boşluktan dolayı boşluğun sınırında meydana gelen voltaj değişikliğini maksimum yaparak onun ekranda daha net görüntülenmesini sağlamaktır. Yüzey potansiyelindeki bu değişikliğin büyüklüğünü belirlemek deliğin büyüklüğü ve direnci, deliği çevreleyen normal dokunun büyüklüğü ve direnci baz alınarak ölçülmektedir. Şekil 6.1(a) merkezinde dairesel boşluk olan dairesel bir cisim göstermektedir. Şekil 6.1(a)'daki modeli kullanarak, Seagar ve Bates (1985'te) iki akım kaynağı ve birden fazla gerilim ölçüm sistemleri için sistem dizayn faktörleri ile daha iyi görüntü parametrelerini içeren denklemleri deneysel olarak gerçekleştirdiler. Seagar ayrıca 1987'de aynı modelle benzer denklemleri birden fazla akım kaynağı ve voltaj ölçüm sistemleri için türetti. Bir önceki metod için iki akım elektrodunun yerleştirilmesi önemli parametrelerden biri olur. Fakat, şu görülmüştür ki, birden fazla akım kaynağı kullanan akımlı iğne sistemleri daha iyi performans sağlar (Isaacson 1986, Gisser 1987). Ötelenmiş boşluklu bir cisim (Şekil 6.1 (b)) ayrıca 6.1.(a) ve 6.1.(b) arasında uygun bir taşıma ile aynı yolla analiz edilebilir.

Seagar ve grubu 1987'de üç parametre tanımladılar. Birincisi, uzamsal çözümlenme, iletkenliğin bağımsız olarak belirlenebileceği en küçük orta bölge olarak tanımlanır.

Şekil 6.1'de,

$$\text{uzamsal çözümlenme} = \frac{r_a}{r} \quad (6.1)$$



dir.

Şekil 6.1. Merkezi boşluklu (a) ve ötelenmiş boşluklu (b) dairesel cisimler

Uzamsal çözümlmeden kastedilen, iletkenlikleri neredeyse aynı olan iki cismin birbirinden ayırt edilmesidir. İkincisi, iletkenlik kontrastı boşluklu bölgedeki iletkenlik ile kapladığı bölgenin iletkenliğe oranıdır. Şekil 6.1'de,

$$\text{iletkenlik kontrast} = \alpha = \frac{\sigma_a}{\sigma_b} \quad (6.2)$$

Üçüncüsü, iletkenlik çözümlenmesi,

$$\text{iletkenlik çözümlenmesi} = \frac{\delta\alpha}{\alpha} \quad (6.3)$$

olarak verilir.

Uzamsal ve iletkenlik çözümlenmenin sınırları temelde miktar hataları, doğal şartlar ve elektrod yerleşimi hataları gibi ölçüm hataları ile saptanır. Daha büyük bir hata kullanılan algoritmayı yeniden yapmakla olur. Bu bölümde bu tip hatalardan bahsedilmeyecektir.

Eğer ölçüm hataları, delikli bir cismin ölçülen sınır voltajı ile homojen bir vücutun sınır voltajı arasındaki farktan daha az ise doku iletkenliğindeki değişiklikler kabul edilebilir. Böylece,

( $\delta V/V$ )'nin

(6.2) ve (6.3)'deki incelemede ölçüm hatasına veya gürültüye eşit olacağı düşünülür.

(6.4)'de, ayırtedilebilirlik kavramı maksimum akım akabilsin diye iç donanımı yerleştirmekte en iyi sağlama olarak belirlenir.

## 6.2. GÖRÜLEBİLİRLİK VE DUYARLILIK

### 6.2.1. Enjeksiyon Akımlarının Seçimi ve Sürme Nokta Empedansı

Yüzey elektrodlarındaki voltaj değişikliklerini maksimum yapmak için enjekte edilmiş akım bir boşluklu yere doğru gönderilmelidir. Şekil 6. 1(a)'daki cisim için Isaacson ve Gisser ve diğerleri en iyi ayırım sağlanabildiğinde bir sonrakinin en iyi enjeksiyon akım kısmı olduğunu kanıtladılar. Yani, en iyi enjeksiyon akımları Şekil 6.1 (a)'daki şekilden ölçülen sınır gerilimleri ile boşluksuz (homojen) bir cisim üzerindeki voltajlar arasında maksimum farkı yaratır.  $J_n(\theta)$ 'yı sınırdan etkilenen en iyi akım yoğunluğu dağılımlarını temsil ettiğini düşünerek;

$$J_n(\theta) = A_n \cos n\theta + B_n \sin n\theta \quad (n=1,2,\dots) \quad (6.4)$$

yazabiliriz.  $n=1$  ideal olan akım yoğunluğu dağılımını verir. Bu durumda en iyi ayırım yapılmaktadır.  $n$  arttıkça ayırım zorlaşır. Segar ve diğerleri (1987'de) aynı sonucu başka bir yaklaşımla türettiler. Bu yaklaşımda en iyi enjeksiyon akımı cisim hakkındaki yapısal bilgiyi maksimum kılan olanıdır.

Nevmann'ın sınır koşulu olarak sınır voltajı

$$V_n(\theta) = C_n \cos n\theta + D_n \sin n\theta \quad (n=1,2,\dots) \quad (6.5)$$

olarak tanımlanır.  $B_n=0$  kabul ederek Segar ve diğerleri (1984-21987'de)  $J_n(\theta)$  ile  $V_n(\theta)$  arasındaki ilişkiyi aşağıdaki gibi tanımladılar.

$$Z_{nn} = \frac{V_n}{J_n} = \frac{C_n}{A_n} = - \frac{r_0(1+\alpha) + (1-\alpha)\beta^n}{n\alpha\beta(1+\alpha) - (1-\alpha)\beta^n} \quad (6.6)$$

$$\beta = \frac{\sigma_a^2}{n\sigma_b^2} \quad (6.7)$$

$Z_{nn}$  sürme noktası empedansı ve  $\alpha$ 'da daha önce tanımlandığı gibi iletkenlik karşıtlığıdır.  $\alpha=1$  iken (homojen bir cisimde);

$$Z_{nnh} = -\frac{r_b}{n\sigma_b} \quad (6.8)$$

$$V_{nnh} = Z_{nnh} \cdot J_n \quad (6.9)$$

dir. Dikkat edildiğinde  $Z_{nnh}$ 'nin herhangi bir yapısal bilgi içermediği görülür.

#### 6.2.2. Görülebilirlik

Seagar ve diğerleri 1984'de  $V_n$  görülebilirliğini aşağıdaki gibi tanımlamışlardır.

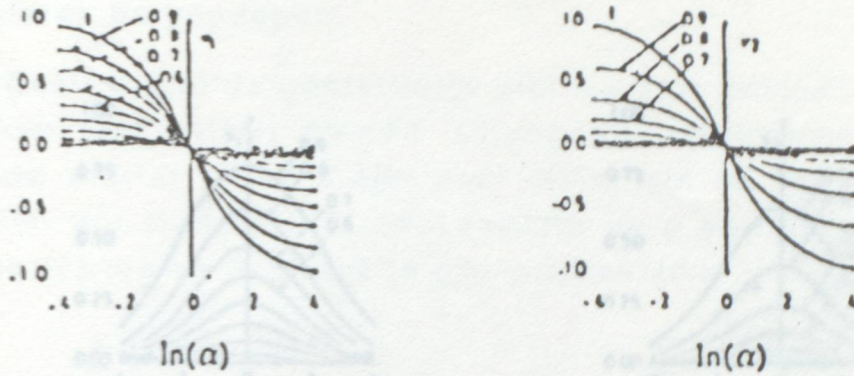
$$v_n = \frac{V_n - V_{nh}}{V_n + V_{nh}} = \frac{Z_{nn} - Z_{nnh}}{Z_{nn} + Z_{nnh}} \quad (6.10)$$

Burada  $V_n$  merkezi boşluklu bir cismin ölçülen sınır gerilimi  $V_{nh}$  ise homojen cisme ait voltajdır. Denklem (6.6) ve (6.8)'i denklem (6.10)'da yerine koyarsak;

$$v_n = \frac{(1-\alpha)\beta^n}{1+\alpha} \quad (6.11)$$

bulunur.

Şekil 6.2.  $\beta$ 'nin değerlerine karşı  $v_1$  ve  $v_2$  görülebilirlikleri  $\ln(\alpha)$ 'nin fonksiyonu olarak göstermektedir. Verilen bir  $\alpha$  için  $\beta$  daha büyük iken daha fazla görünebilir.  $r_a$ 'nın en küçük değeri görülebilir boşluğun limitidir.



Şekil 6.2.  $n=1$  ve  $n=2$  için  $\ln(\alpha)$ 'nın bir fonksiyonu olarak ( $\beta$  parametreleri ile)  $v_n$  görülebilirlik

### 6.2.3. Duyarlılık

İletkenlik kontrastı içindeki çok küçük bir değişiklik için gerilimleri çok ufak bir değişiklik olarak tanımlanır. İnjeksiyon akımlarının kosinüs bileşeni için,

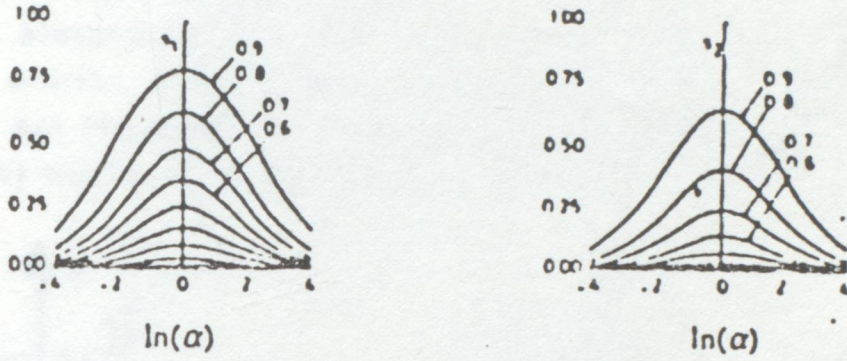
$$V_n(\theta) = A_n Z_{nn} \text{Cosn}\theta \quad (6.12)$$

yazılır. Bu denklemi  $\alpha$ 'ya göre diferansiyelini alıp  $\alpha/V_n(\theta)$  ile çarparsak;

$$S_n = \left[ \frac{\delta V}{V} / \frac{\delta \alpha}{\alpha} \right]_n = \frac{-4\alpha\beta^n}{(1+\alpha)^2 - (1-\alpha)^2\beta^n} \quad (6.13)$$

elde edilir. Burada  $S_n$  duyarlılığı,  $\delta V/V$  gerilimdeki veya kabul edilebilir maksimum gürültüdeki çok küçük değişikliği  $\delta\alpha/\alpha$  ise iletkenlik kontrastını göstermektedir.

Şekil 6.3.  $s_1$  ve  $s_2$  duyarlılıklarını bir çok değer için ( $\beta$ )  $\ln(\alpha)$ 'nın bir fonksiyonu olarak göstermektedir.  $\beta$ 'nin herhangi bir değeri için  $\ln(\alpha)$  arttıkça duyarlılık azalmaktadır.  $\alpha$ 'daki en ufak değişiklik ki, bu durumda duyarlılık ölçümlerin doğruluğundan daha fazla olur boşluk karşıtlığına limitidir.



Şekil 6.3.  $\beta$  parametresine göre  $\ln(\alpha)$ 'nın bir fonksiyonu olarak  $n=1$  ve  $2$  için  $s_n$  duyarlılıkları.

#### 6.2.4. Ötelenmiş Boşluklu Sistem İçin Açık Transferi:

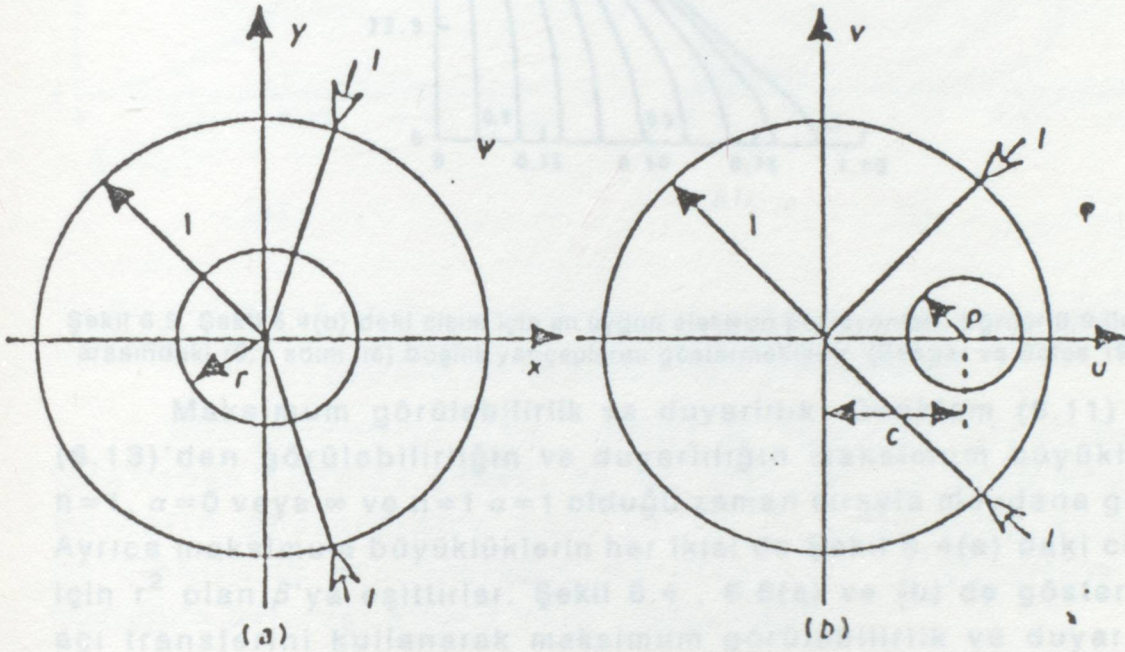
Seagar ve Bates 1985'de ve Seagar ile diğerleri 1987'de Şekil 6.4 (b)'de gösterilen ötelenmiş boşluklu bir cismi kullanan benzer bir analiz için Şekil 6.4'de gösterilen bir açık transferi kullandılar.

**Elektrodun pozisyonu:** Burada iki elektrod kullanıldığı ve bu elektrodların en iyi şekilde yerleştirildiği kabul edilmektedir. Uzamsal çözümlenin en iyisini yakalamaktaki kullanılan olaylardan biri bölgede en yararlı olması için akım yoğunluğu dağılımını zorlamakla olur. Anlık olarak doku iletkenliğindeki ölçülen gerilim değişikliğini maksimum yapmak için en uygun elektron pozisyonları ki, bunlar merkezi bölgede en büyük akımları içerirler, seçilebilir.

(6.11) ve (6.13) denklemlerinden  $n=1$  iken (gerilim ve akım yoğunluğu dağılımının temel uzamsal frekansı olması hali) maksimum görülebilirlik ve duyarlılığın yapılabildiği görülebilir. Böylece, enjeksiyon akımları temel uzamsal frekans birleşimini en iyi seviyede tutar. Bu yolla seçilen enjeksiyon akımı ayrıca boşluklu ve boşluksuz cisimler arasındaki sınır gerilim değişikliğini maksimumda tutar. Bu düşünce Kısım 6.4'deki belirlenimin

tanımına eşittir. Çeşitli akım kaynaklı bir sistem için  $\text{Cos}(\theta)$  kullanılarak bu yapılabilir.

Şekil 6.4(a)'da gösterildiği gibi merkezi boşluklu bir cisim için akım elektrotları  $\Psi = \pm 90^\circ$  (diyagonal enjeksiyon)de en iyi konumda olurlar. Şekil 6.4(b)'deki cisim için en uygun elektrot yerleşimi açı transferi ile saptanabilir ve p yarıçaplarına göre öteleme (c) olarak Şekil 6.5'te gösterilmektedir.



$$Z = x + iy$$

$$Z = (d-w) / (wd-1)$$

$$r = [1 - c^2 + p^2 - [(1 - c^2 + p^2)^2 - 4p^2]^{1/2}] / 2p$$

$$d = [1 + c^2 - p^2 - [(1 + c^2 - p^2)^2 - 4p^2]^{1/2}] / 2c$$

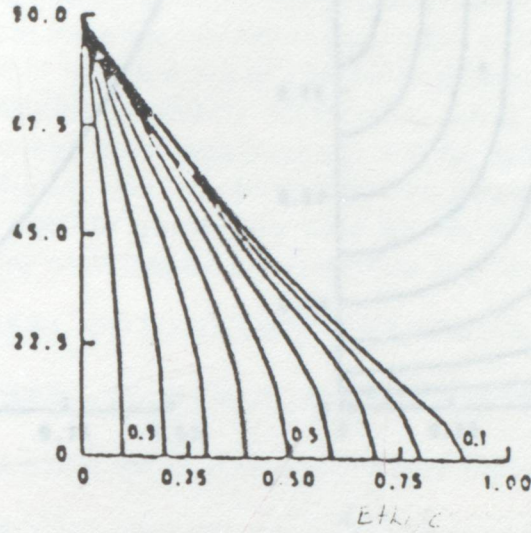
$$p = r(1 - d^2) / (1 - r^2 d^2)$$

$$c = d(1 - r^2) / (1 - r^2 d^2)$$

$$w = u + iv$$

$$w = (d+z) / (d-z)$$

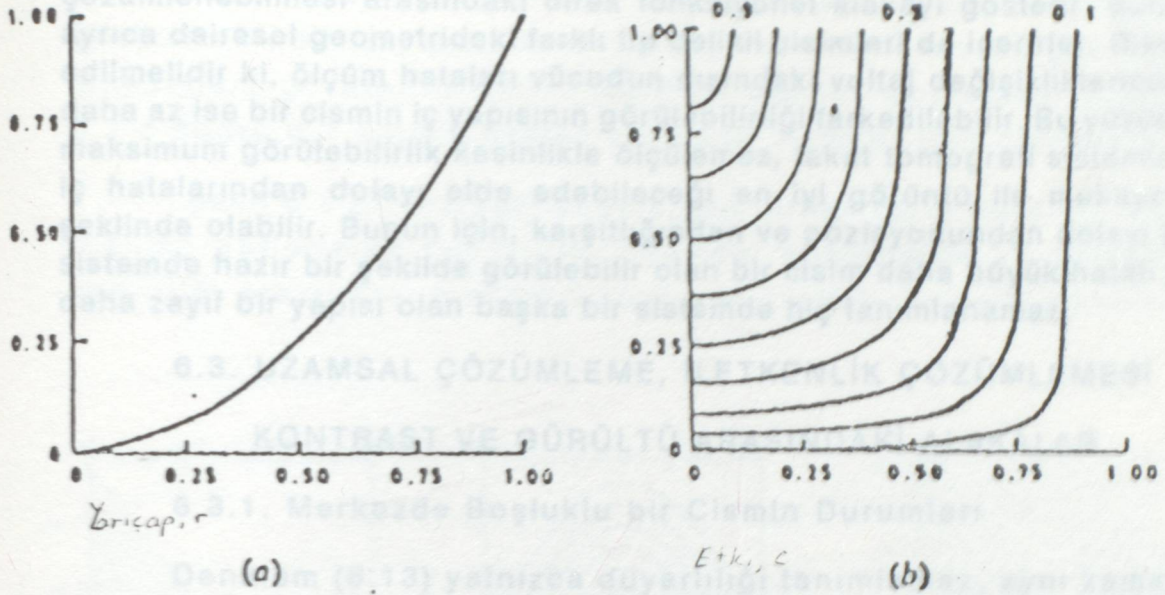
Şekil 6.4. Merkezciil r yarıçaplı daire ile c kadar ötelenmiş p yarıçaplı çember arasındaki açı transferi. Asıl çember transfer durumunda değişmez. I akım enjeksiyonunu göstermektedir.



Şekil 6.5. Şekil 6.4(b)'deki cisim için en uygun elektron pozisyonları. Eğriler 0,9 ile 0,1 arasındaki (0,1 adım ile) boşluk yarıçaplarını göstermektedir. (Seagar ve Bates 1985)

Maksimum görülebilirlik ve duyarlılık: Denklem (6.11) ve (6.13)'den görülebilirliğin ve duyarlılığın maksimum büyüklüğü  $n=1$ ,  $\alpha=0$  veya  $\infty$  ve  $n=1$   $\alpha=1$  olduğu zaman sırayla meydana gelir. Ayrıca maksimum büyüklüklerin her ikisi de Şekil 6.4(a)'daki cisim için  $r^2$  olan  $\beta$ 'ya eşittirler. Şekil 6.4, 6.6(a) ve (b)'de gösterilen açı transferini kullanarak maksimum görülebilirlik ve duyarlılık Şekil 6.4 (a) ve (b)'deki cisimler için gösterilmiştir. Herbir grafik y apsisine göre normal alınmış maksimum görülebilirlik ve duyarlılıkla çizilir.

Şekil 6.6(a) merkezlenmiş cisimlerin görülebilirlik ve duyarlılıkların  $r^2$  ile arttığını göstermektedir. Şekil 6.6(b) ise her bir hattın sağdan başlayan en küçük boşluklu açığı gösterdiği yerdeki ötelenmiş cisim durumunu göstermektedir. Şekil 6.6(b)'de kesin bir geçiş görülebilirliğin çok küçük öteleme artımı ile hızla arttığı yere gelinceye kadar görülebilirlik ve duyarlılık öteleme artınca bir yolunu bulup yavaşça artar. Mesala, 0,1 yarıçaplı bir cisim ötelemesi 0,75 oluncaya kadar hiçbir görülebilme olmayacaktır. Bununla beraber, bir ötelemenin 0,75'den 0,85'e artması %90'lık bir artımla görülebilmenin 0,1'de 1'e artması ile sonuçlanır.



Şekil 6.6. Şekil 6.4(a)'daki cisim (a) cismi için ve Şekil 6.4(b)'deki cisim (b) için görülebilirlik ve duyarlılığın maksimum büyüklüğü. (b)'deki eğriler 0,1 artımlı 0,9'dan 1'e göre artan yarıçap boşlukları için gösterilmektedir.

Düz geometriye sahip cisimler de ayrıca Seagar ve Bates tarafından 1985'de benzer bir açı transferi ile çözülmüştür. Bunların gösterdiğine göre yüzeyden uzaklaşma artınca görülebilirlik azalmaktadır. Görülebilirlik ve duyarlılık bir boşluğun derinliği artınca sifıra yaklaşacaktır.

Her durumda bir cismin görülebilirlik orta çevreli iletkenlik karışıklığına bağlıdır. Fakat, verilen iletkenlik değerleri için burada dışlandığı gibi duyarlılık pozisyon durumu olarak bilinir. Her bir geometride verilen bir sistemdeki bir cismin en uygun uzamsal çözümlenmesini saptamak için maksimum duyarlılık kullanılabilir. Her alaka bağımsız bir ölçüm için geliştiriliyorken gerçek uzamsal çözümlenme farklı (çeşitli) ölçümler için düzeltilebilir.

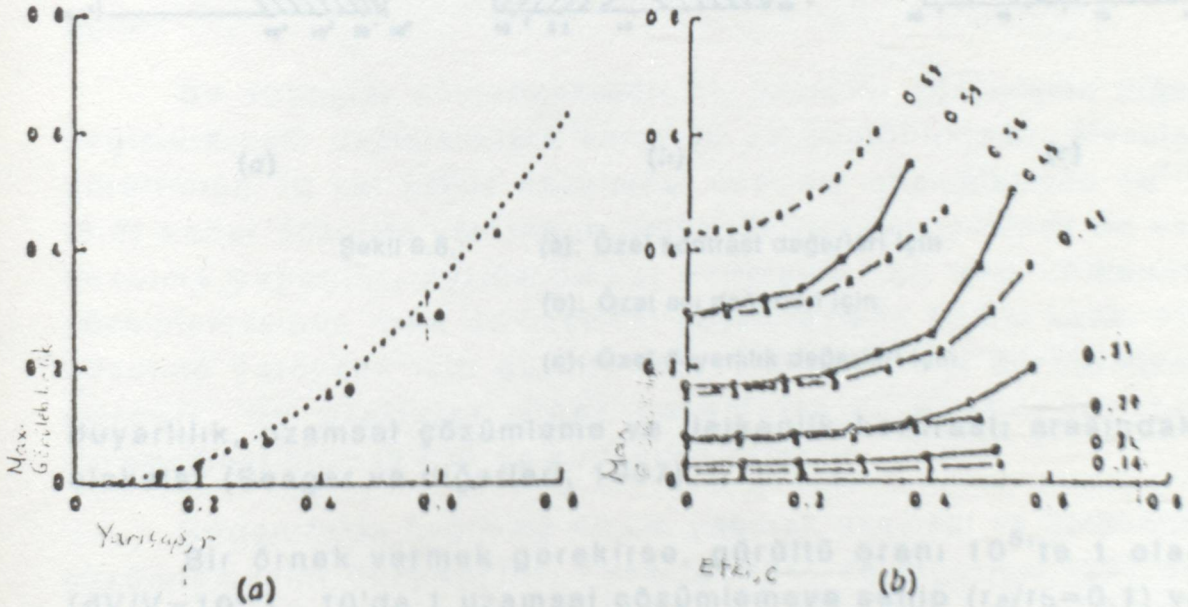
2 akım kaynağı ve 32 voltaj-ölçüm elektrodunu kullanan pratik deneyler görülebilirliğin 0,62 kadar yüksek olduğunu göstermektedir. (Seagar ve Bates, 1985). Bu değer 0,69 yarıçaplı boşluğu ve yaklaşık 0,3 yarıçaplı ötelenmiş boşluk için en uygun elektrot yerleştirimi ile elde edilmiştir. Şekil 6,7, Şekil 6.4 (a) ve (b)'deki cisimler için deneysel olarak ölçülmüş maksimum görülebilirlik grafiklerini göstermektedir. Görülebilirliğin teorik ve deneysel verileri arasındaki yakınlık bir Elektrik Empedans Tomografi sisteminin görülebilirliği ve uzamsal

çözömlenebilmesi arasındaki direk fonksiyonel alakayı gösterir. Bunlar ayrıca dairesel geometrideki farklı tip delikli cisimleri de içerirler. Dikkat edilmelidir ki, ölçüm hataları vücudun dışındaki voltaj değişikliklerinden daha az ise bir cismin iç yapısının görülebilirliği farkedilebilir. Bu yüzden, maksimum görülebilirlik kesinlikle ölçülemez, fakat tomografi sisteminin iç hatalarından dolayı elde edebileceği en iyi görüntü ile mukayese şeklinde olabilir. Bunun için, karşıtlığından ve pozisyonundan dolayı bir sistemde hazır bir şekilde görülebilir olan bir cisim daha büyük hatalı ve daha zayıf bir yapısı olan başka bir sistemde hiç tanımlanamaz.

### 6.3. UZAMSAL ÇÖZÜMLEME, İLETKENLİK ÇÖZÜMLEMESİ KONTRAST VE GÜRÜLTÜ ARASINDAKİ ALAKALAR

#### 6.3.1. Merkezde Boşluklu bir Cismin Durumları

Denklem (6.13) yalnızca duyarlılığı tanımlamaz, aynı zamanda uzamsal çözömleme ( $\beta^{1/2}$ ), gürültü ( $\delta V/V$ ), iletkenlik karşıtı ( $\alpha$ ) ve iletkenlik çözömlemesi ( $\delta\alpha/\alpha$ ) arasındaki alakaları da sağlar. Bütün bunlar Şekil 6.1 (a) ve 6.4(a)'daki cisim içindir.

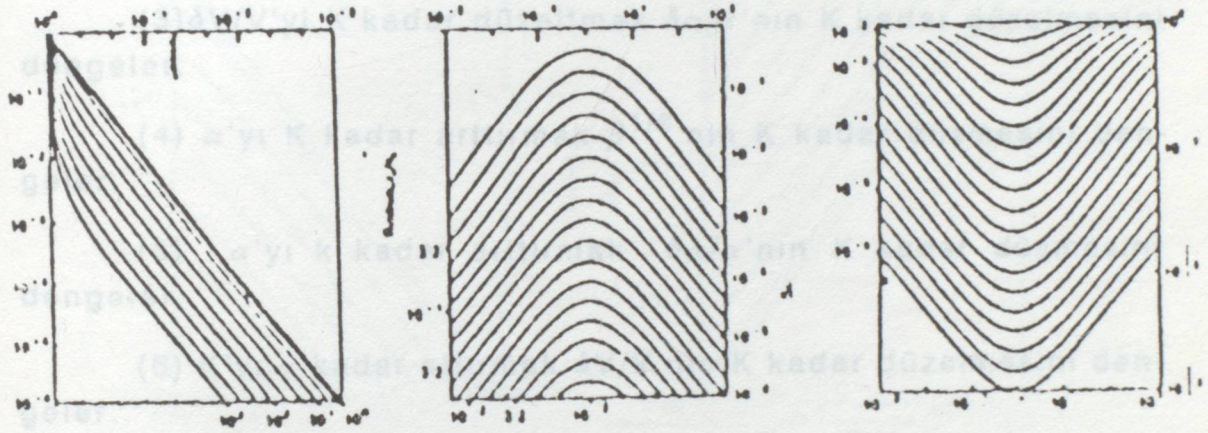


Şekil 6.7. (a): Şekil 6.4(a)'daki cisim için deneysel olarak ölçölmüş görülebilirliğin maksimum büyüklüğü.

(b): Şekil 6.4(b)'deki cisim için deneysel olarak ölçölmüş görülebilirliğin maksimum büyüklüğü.

x'lar iletken bölgeleri 0'lar ise iletken olmayan bölgeleri göstermektedir. (a)'daki noktalanmış hat teorik olarak gösterilen maksimum görülebilirliktir. (b)'deki eğriler boşlukları 0,9'dan 0,1'e doğru 0,1 adımla azalan yarıçaplı cisimler için çizilmiştir.

Şekil 6.8 bir merkezi boşluk için birden fazla kaynaklı en iyi ölçümü kullanarak duyarlılık, uzamsal çözünürlük ve iletkenlik karşıtlığı arasındaki alakaları gösteren grafikleri göstermektedir.



(a)

(b)

(c)

Şekil 6.8.: (a); Özel kontrast değerleri için

(b); Özel açı değerleri için

(c); Özel duyarlılık değerleri için

duyarlılık, uzamsal çözünürlük ve iletkenlik karşıtlığı arasındaki alakalar (Seagar ve diğerleri, 1987)

Bir örnek vermek gerekirse, gürültü oranı  $10^5$ 'te 1 olan ( $dV/V=10^{-5}$ ),  $10$ 'da 1 uzamsal çözünürlüğe sahip ( $r_a/r_b=0.1$ ) ve bir kontrasttaki iletkenliği 1000 ile 1 arasında olan bir tomografi sisteminin hassaslığı nedir? sorusu sorulabilir. Şekil 6.8 (a)'da tepede yarıçap oranının  $0,1$  (veya  $10^{-1}$ ) olduğu görülür.  $10^3$  çizgisi ile kesişinceye kadar aşağı inilir.  $3 \cdot 10^{-5}$ 'den (duyarlılık üzerinde) bir yatay daha önce dik çıkılana kadar doğru çizilir ve iletkenlik

kontrastı o zaman  $10^{-5}/(3 \cdot 10^{-5})=0,3$  olarak bulunur. Bu da %30 hassaslık demektir.

Şekil 6.8'e bakılarak özellikler aşağıdaki gibi sıralanabilir (Seagar ve diğerleri, 1987):

(1)  $\delta\alpha/\alpha$ 'nın K kadar derecesinin düşmesi  $\beta^{1/2}$ 'nin  $K^{1/2}$  kadar düzelmesini dengeler.

(2)  $\delta V/V$ 'yi K kadar düzeltmek  $\beta^{1/2}$ 'nin  $K^{1/2}$  kadar düzelmesini dengeler.

(3)  $\delta V/V$ 'yi K kadar düzeltmek  $\delta\alpha/\alpha$ 'nın K kadar düzelmesini dengeler.

(4)  $\alpha$ 'yı K kadar arttırmak  $\beta^{1/2}$ 'nin K kadar düşmesini dengeler.

(5)  $\alpha$ 'yı k kadar arttırmak  $\delta\alpha/\alpha$ 'nın K kadar düşmesini dengeler.

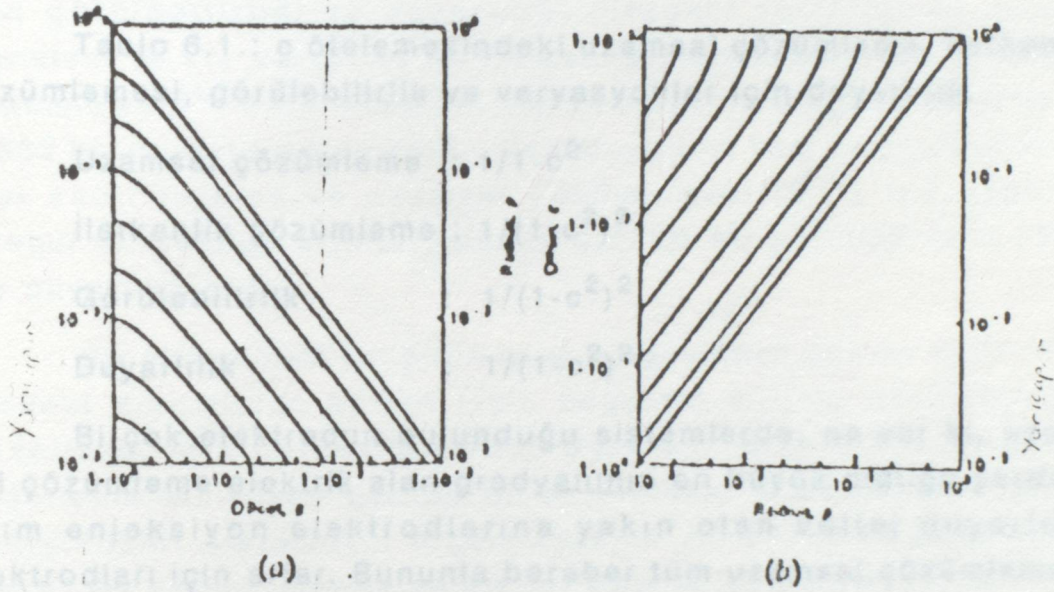
(6) K'yı  $\alpha$  kadar attırmak  $\delta V/V$ 'nin K kadar düzelmesini dengeler.

Bu sonuçlar göstermektedir ki, uzamsal çözümleme diğer değişikliklerdeki değişikliklere karşı en az duyarlılıktadır. Mesala, gürültünün 10 kat kadar düzelmesi uzamsal çözümlemede  $10^{1/2}$  (3,2) kadar düzelme yaratırken iletkenlik çözümlemesinde on kat düzelme yapılabilir. Ayrıca dikkat edilmelidir ki, hem iletkenlik çözümlemesinde hem de uzamsal çözümlemede 10 kat kadar bir düzelme yaratmak için gürültünün 1000 kat daha düzeltilmesi gerekir. Bu grafikler diğer parametreler bilinmeden bir parametreyi bulmak için de kullanılabilirler.

Birden fazla bağımsız ölçüm yapmak uzamsal ve iletkenlik çözümlemesini düzeltebilir. Fakat Seagar ve diğerleri 1987'de küçük bir boşluk için (0,4 yarıçaplı veya daha az) bir bağımsız ölçümden, fazlasının hata analizlerine bağlı olan iletkenlik çözümlemesinin hassaslığı kesinlikle düzeltemeyeceklerini ortaya koydular.

### 6.3.2. Ötelenmiş Bir Cisim İçin Durumlar.

Şekil 6.4'de gösterilen açı transferi Şekil 6.9'da gösterilen  $c, p$  ve  $r$  arasındaki ilişkiyi sağlar. Şekil 6.9'daki iki grafiği kullanarak, simetrik geometride, öteleme geometrisindeki  $c$  ve  $p$ 'nin değerlerine karşı gelen  $r$ 'nin değeri bulunabilir. Bunun için, bir önceki kısımdaki sonuçlar açı transferini yaptıktan sonra Şekil 6.4(b)'de gösterilen ötelenmiş boşluklu cisim için de kullanılabilir.



Şekil 6.9.  $r, c$ , ve  $p$  arasındaki alakalar.

### 6.3.3. Uzamsal Çözümleme

Şekil 6.1 (b) ve Şekil 6.4 (b)'de uzamsal çözümlemenin değişimi  $c$  kadar ötelenmiş cisme, onun  $r_a$  (veya  $p$ ) yarıçapına ve iletkenliğine ( $\sigma_a$ ) bağlıdır. Ek olarak iki akım kaynaklı bir sistem için cismin görülebilirliği akım enjeksiyon elektrodunun pozisyonu Şekil 6.1(b)'deki  $\theta$ 'ye ulaştınca artacaktır.

Şekil 6.9(a)'da  $r$ 'nin herhangi bir değeri için  $c$  ötelemesi artınca  $p$  yarıçapı azalır. Bunun için, yüzeye yaklaşıncaya daha iyi olacağından cismin merkezinde uzamsal çözümleme daha zayıf olacaktır. Bir cismin yarıçapı 1 birim seçildiği zaman öteleme cisminin uzamsal çözümü  $1/(1-c^2)$ 'ye göre değişecektir (Seagar ve diğerleri, 1987). Dikkat edilmelidir ki, bu alaka sistemin diğer

parametreleri sabit tutulduğunda sabit kalır. Yani, benzer bir doku iletkenliği ile çevrili vücut yüzeyinin yanındaki bir boşluk, aslında dış çevreye göre yüksek karşıtlı merkezlenmiş cisimlerden daha zayıf uzamsal çözümlenmeye sahiptir. Uzamsal çözümlenme bölgenin iletkenlik karşıtlığı ile, kullanılan düzeltilmiş geometri ve alınan bir kaç ölçümle düzelir.

Kısım 6.3.1'deki sonuçları kullanarak aşağıdaki tabloyu oluşturabiliriz:

Tablo 6.1.: c ötelemesindeki uzamsal çözümlenme, iletkenlik çözümlenmesi, görülebilirlik ve varyasyonlar için duyarlılık.

Uzamsal çözümlenme :  $1/1-c^2$

İletkenlik çözümlenme :  $1/(1-c^2)^2$

Görülebilirlik :  $1/(1-c^2)^2$

Duyarlılık :  $1/(1-c^2)^2$

Birçok elektrodun bulunduğu sistemlerde, ne var ki, uzamsal çözümlenme elektrik alan gradyanının en büyük olduğu yerdeki akım enjeksiyon elektrodlarına yakın olan voltaj duyarlılık elektrodları için artar. Bununla beraber tüm uzamsal çözümlenmeyi saptamak için diğer faktörler de, kullanılan elektrotlar, akım enjeksiyonunun ve algoritmayı yeniden oluşturmanın metodu gibi düşünülmelidir. Burada çeşitli parametreler herhangi bir anda bir parametreyi değiştirerek çözümlenmedeki etkisini resimlemek için kullanılmıştır.

#### 6.3.4. İletkenlik Kontrastı

Elektriksel Empedans Tomografisinde, iletkenlikteki kontrastı, elektrotlarda ölçülen potansiyeldeki değişiklikler üzerinde sabit bir etkiye sahiptir. Meselâ, göğüs ventilasyonu ile alakalı olan iletkenlik değişiklikleri %100 sınırına dayanırken elektrot potansiyellerinde buna karşılık gelen değişiklikler %5'de kalır (Brown ve Seagar 1987). Bu tip gerilim değişiklikleri iletkenlikleri çok az değişen görüntü iletkenlerini bulmakta bir sınır ortaya çıkarır. Pratikte, çevreleyen dokuya kıyasla %3'lük doku iletkenliği değişiklikleri %1 hassaslığı yakalamak için dıştaki vol-

taj profiline gereksinim vardır. Bu hassaslığı yakalamak gerçekten çok zordur. Verilen tüm elektrotların benzer bir hassaslığa sahip olması gerekir. Bununla beraber, dinamik görüntü bazı çok büyük ölçüm hatalarını elemine eder (yani elektrot yerleştirmenin tam bilgisi gerekir). % 0,1'lik voltaj profillerindeki değişikliklere karşı olan duyarlılık da mümkündür (Seagar ve arkadaşları, 1987).

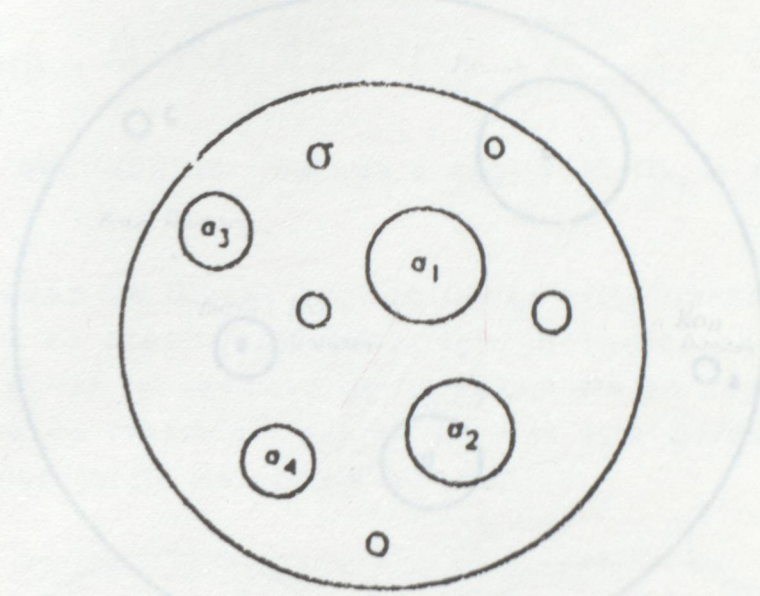
Görüntüleme sırasındaki iletkenlik kontrastının etkisi uzamsal çözümlenmeye bağlıdır. İletkenlik kontrastı verilen belli bir cismin görülebilirliği ve duyarlılığı ortadaki derinliği ile azalır. Denklem (6.11) ve (6.13)'te, iletkenlik kontrastı  $\alpha=0,4$  (uzamsal çözümlenme  $\beta^{1/2}=0,2$  alınarak) olursa 0,025'lik bir görülebilirlik ve 0,033 bir duyarlılık elde edilir. Hem duyarlılık hem de görülebilirlik  $\alpha$ 'yı sabit tutarak ve uzamsal çözümlenmeyi ( $\beta^{1/2}$ ) 0,9 yaparak önemli bir şekilde arttırılır. Bu ise 0,27'lik bir görölme ve 0,78'lik bir duyarlılık sağlar.

Bir cismin iletkenliğinin esas bölgesinden çok az farklı olan yerdeki durumlarda birden fazla bağımsız ölçüme görülebilirliği düzeltmek için gereksinilebilir. Öyle bir iletkenlik kontrastını düşünelim ki, yüzey gerilim ölçümlerindeki buna karşılık gelen değişiklikler sistemdeki ölçüm hataları ile aynı seviyeye sahip olsun. Bu şartlar altında yalnız bir kaynak kullanılmadıkça cisim görülemez. Bağımsız ölçümler arttıkça cisimlerin görülebilir olması da artar.

### 6.3.5. İletkenlik Çözümlemesi ve Birden Fazla Boşluk

İletkenlik çözümlemesi dedekte edilebilen bir bölgenin iletkenliğindeki en küçük değişkenlik olarak tanımlanmıştı. İletkenlik kontrastını  $\alpha$  olarak kabul edilerek, iletkenlik çözümlemesi  $\delta\alpha/\alpha$  olarak belirlenmişti ( $\delta\alpha/\alpha$  iletkenlik kontrastındaki yüzde değişiktir). Hassaslık iletkenlik çözümlemesine eşittir. Bu çözümleme doğrudan doğruya gerilim ölçümünün duyarlık derecesini etkiler, yani homojen bir bölge için  $\theta$  sapması olur. Duyarlılık denklem (6.13)'de kontrastaki (iletkenlik çözümlemesi) çok az bir değişiklik için gerilimdeki hafif değişiklik olarak tanımlanmıştı.

Empedans görüntülemenin bir çok durumunda gerekli bölgenin iletkenlik kontrastını kapatan homojen olmayan bir bölgede bir çok boşluk vardır. Şekil 6.10 homojen bir ortamda bir çok boşluklu modeli göstermektedir.

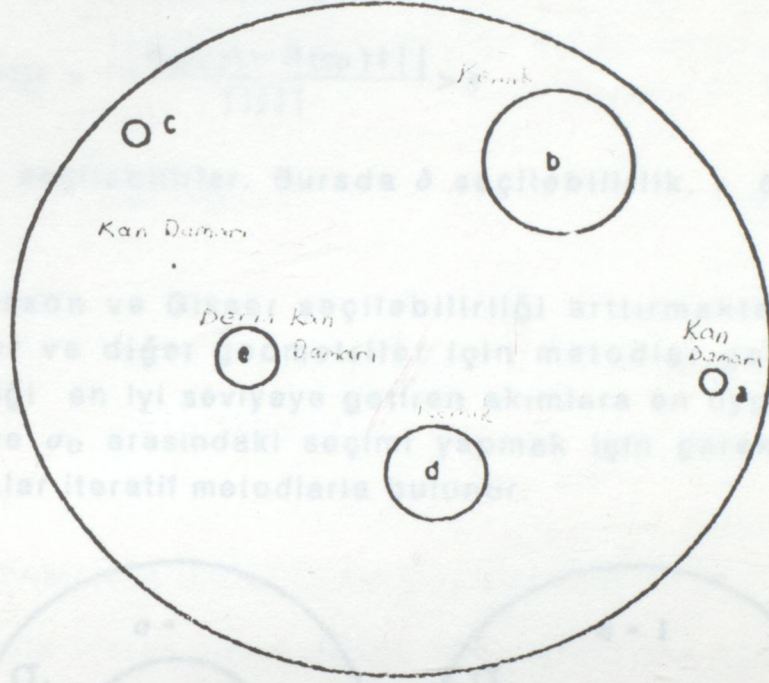


Şekil 6.10. Birçok ötelenmiş boşluk için iletkenlik modeli.

Diğer boşlukların birbirlerini etkileme derecesi vücut yüzeyinden uzaklığının, birbirlerinden izafi olarak uzaklığının, izafi ölçülerinin ve çevre bölgedeki izafi iletkenlik kontrastlarının bir fonksiyonudur. Bununla beraber belli koşullar altında iç alakalarını dikkate almamak ve diğer tüm boşlukların bağımsız olarak her cismin yüzey potansiyeline katkısını değerlendirmek mümkündür. Bu vücut etrafında ihmal edilebilir küçüklük ve direnlikte boşluklar olduğunda meydana gelir. Pratikte, birden fazla iç boşluğun bu sebeplerden dolayı görünmeme derecesi etrafında delikler olan tek bir boşluk biçimde bir imaja eşdeğerdir. Seagar ve Bates 1985'de insan parçasındaki 5 ayrı boşluk için izafi iletkenlik karışımını hesapladılar. Çevre ortamındaki iletkenlik sırasıyla iki kemikli ve sonsuz ve sıfır iletkenlikli 3 kan damarlı sisteme ayarlanmıştır. Homojen bir bölge ele alınarak yüksek iletken kontrastı olan boşluklar, yani (b) ve (d) etiketli kemikler, bağlantıdan dolayı girişim etkilerini bastıran görüntülere sahiptirler. Bağlantı ayrıca dışa daha yakın olan (b) kemiğinde daha az bir

gelen lineer bir operatör. | 136 anjeksiyon alanıdır.

etkiye sahiptir ve daha küçük bir yapıya sahip olan (d) kemiğinden daha fazla iletkenlik kontrastı sergiler.



Şekil 6.11. Paça seviyesindeki insan ayağının iletkenlik kesit alanı

Bir çok ötelenmiş boşluklar arasından tek bir boşluk görüntülendiği zaman yeni yapılan algoritma çevresinde iletkenlik dağılımının bir önceki durumunu belirlemek bazen uygundur. Bir önceki teknikte birden fazla ötelemelerin hesabı için önemli bir bölgenin imajını yapmak mümkündür.

#### 6.4. Seçilebilirlik

Seagar ve Bates 1985'de görülebilirliği, farklı iletkenler arasından nitelik olarak seçim yapmanın ölçümü olarak tanımladılar. Buna karşın, seçilebilirlik iki iletken arasından seçim yapmak için akım ölçümüdür. Seçilebilirliği belirlemek için p noktasındaki gerilim,

$$V(p) = [R(\sigma)](p) \quad (6.14)$$

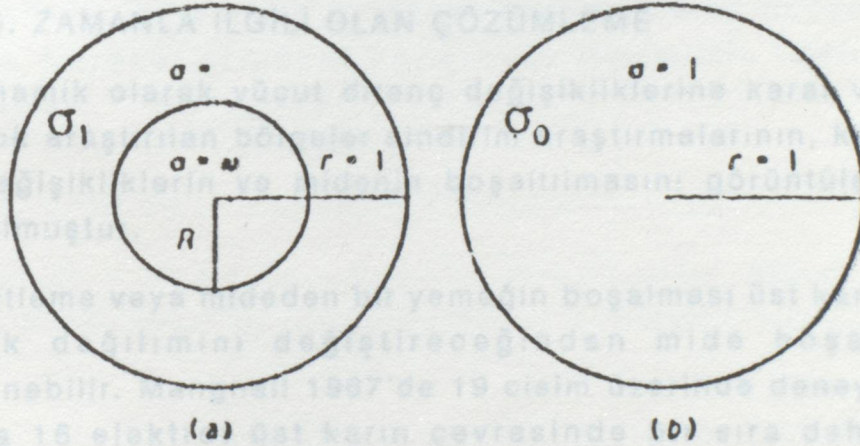
olur ve burada  $R(\sigma)$ ,  $\sigma$  iletkenliğinin nonlinear değişimine karşı gelen lineer bir operatör,  $j$  ise enjeksiyon akımıdır.

Şekil 6.12'de bilinmeyen bir ortamdaki  $\sigma_1$  ile  $\sigma_0$ , bu  $\omega$  iletkenliğine sahip merkezde bir cisme sahiptir ve tahmin edilen bir ortamdaki  $r_0$  ki, hiçbir cismi olmayan iletkenin seçimi yapılmıştır. Bu ortamlar ancak

$$\delta = \delta(j) = \frac{||R(\sigma_1)i - R(\sigma_0)i||}{||j||} > \varepsilon \quad (6.15)$$

olduğunda seçilebilirler. Burada  $\delta$  seçilebilirlik,  $\varepsilon$  ölçüm hassasiyetidir.

Isaacson ve Gisser seçilebilirliği arttırmakta silindirik geometriler ve diğer geometriler için metodlar geliştirdiler. Seçilebilirliği en iyi seviyeye getiren akımlara en uygun akımlar denir.  $\sigma_1$  ve  $\sigma_0$  arasındaki seçimi yapmak için gerekli olan en uygun akımlar iteratif metodlarla bulunur.



Şekil 6.12: (a) Homojen olmayan ortamda bilinmeyen  $\sigma_1$  ile  $\sigma_0$ , bu  $\omega$  iletkenliğine sahip merkezde bir cisme sahiptir ve tahmin edilen bir ortamdaki  $r_0$  ki, hiçbir cismi olmayan iletkenin seçimi yapılmıştır. (b) Homojen olan tahmin edilmiş bir bölgedeki  $\sigma_0$ 'un arasındaki gerilim değişikliğinin büyüklüğünün ölçümüne seçilebilirlik denir.

İnsan vücudundaki  $\sigma$ 'lar bilinmediğinden deney yapmadan saptanamazlar. Seçilebilirliği maksimum yapmakta  $\sigma_1$  ile  $\sigma_0$ 'ı en iyi şekilde ayıracak olan  $j_b$  akımına yaklaşmak için etkileşimli bir deneysel aşamalar izlenmelidir. Bu aşamalar  $j_k(\theta)$  ( $k=0$ ) olan bir akım yoğunluğunu tahmin etmeyi ve  $\sigma_1$  ve  $\sigma_0$  iletkenliklerine  $j_k(\theta)$  akımı uygulandığında son gerilimi ölçmeyi içerir. Bu iki voltaj arasındaki normalize edilmiş olan farklılık bir sonraki  $j_{k+1}(\theta)$  enjeksiyon akımını verir.  $j_{k+1}$  ile  $j_k$  arasındaki akım farklılığının

büyüklüğü  $\epsilon$  ölçüm hatasını verir. Ölçüm hassasiyetine gelinceye kadar k iterasyonu arttırılır.

Bir disk için en uygun akımlar,

$$J_n(\theta) = \text{Cos}n(\theta - \theta_0) / \Pi^{1/2} \text{ (herhangi bir } \theta_0 \text{ için) (6.16)}$$

dır. Seçilebilirlik ise

$$\delta n = 2/\mu/\alpha_n \text{ (6.17)}$$

dir. Burada

$$\alpha_n = r^{2n} / [n(1 + \mu r^{2n})]$$

$$\mu = (\omega - 1) / (\omega + 1)$$

olarak alınır.

## 6.5. ZAMANLA İLGİLİ OLAN ÇÖZÜMLEME

Dinamik olarak vücut direnç değişikliklerine karar vermek için en çok araştırılan bölgeler sindirim araştırmalarının, kardiyak-alakalı değişikliklerin ve midenin boşaltılmasını görüntülemenin alanları olmuştur.

Asitleme veya mideden bir yemeğin boşalması üst karındaki iletkenlik dağılımını değiştireceğinden mide boşalması görüntülenebilir. Mangnall 1987'de 19 cisim üzerinde deney yaptı ki burada 16 elektrot üst karın çevresinde bir sıra dahilinde yerleştirilmişlerdi. 16 elektrot için her 100 ms'lik dalgada 208 ölçüm yapıldı. Kesit alanı görüntüsünü oluşturmak için bilgiler bir ilk bilgi ile yapıldı. Akış, başlama ve bitme zamanı arasında iletkenlikteki değişikliklerden dolayı görüntülenebilir. İletkenlik değişikliklerinin büyüklüğü hastanın bedenine ve şekline göre değişir. Bununla beraber Elektrik Empedans Tomografisi ventilasyonun derinliğini ve oranını görüntülemekte kullanılabilir. Ayrıca ciğerlerdeki akış artışının iletkenlikteki bir değişikliğe sebep olduğu yerdeki akciğer üzerinde olan etkiyi tayin etmeyi de görüntüleyebilir. Akışın uzun zaman görüntülenmesi, birkaç dakikalık bir periyot içinde yüzlerce bilginin ortalaması alınarak yapılabilir.

Kardiak-alakalı değişiklikler kan dolaşmaya başlatıldığı ve karıncık kası ile yer değiştirildiğinde iletkenlik değişikliklerinden dolayı görüntülenebilir. Ayrıca ana atar damarlardaki değişiklikler kas genişlemesi ve kanla kasılma olarak ceryan edecektir. Bu değişiklikler kardiak çıkışı belirlemede kullanılırlar. Kan kasındaki %1'lik çap değişiklikleri 100 ms aralıklarla çekilmiş 50 kardiak dönümünün ortalaması alınarak görülebilir.

Dinamik imaj %1'lik direnç değişiklikleri ile yapılacak en duyarlı ölçümleri verir. Dinamik imajda ilk bilgiye karşı gelen diğer bilgilerin yeni tasarımı tam olarak bilinmesi gereken elektrot durumları için kullanılabilir. Meselâ, akciğer doku direncindeki %2'lik düşme veya kan kası çapındaki %1'lik değişiklik imaj sürecinde görülebilir. Bununla beraber, cisim hareket seviyeleri yeterli SNR'yi vermek için sinyal ortalamasına gereksinim duyan vücut dokularını hareket ettirmekte sık sık daha yüksek olurlar. ECG'ye senkronize edilmiş 50 kadar grubu kardiak dönüm imajı için cisim hareketlerindeki karışıklığı minimuma indirmekte toplanılabilir.

## 7.2. İLERİ VE KARŞI PROBLEMLERİN TANIMLARI

Burada  $B$  yi bir vücut,  $B$  ise onun yüzeyi olarak kabul edeceğiz.  $B$ 'nin skaler geçirgenlikli lineer bir iletken olduğu kabul edilerek;

$$\sigma = \sigma(p) \quad (p: \text{vücutteki bir nokta}, \sigma: \text{skaler iletkenlik})$$

yazılır. Potansiyelde

$$U = U(p)$$

yazılarak  $B$ 'nin içinde,

$$\nabla \cdot \nabla U = 0$$

olur. Akım yoğunluğu vektörü

$$J = J(p)$$

olarak tanımlanır ve

## 7. BİLGİSAYARLI TOMOGRAFI İLE İLETKENLİKLERİN AYIRIMI

### 7.1. GİRİŞ

Vücut üzerindeki düşük frekans ölçümlerden vücut içindeki iletkenliği yeniden ortaya çıkarma olayı ve tıbbi görüntü için dizayn edilen empedans kameralar bilinmektedir.

Bu kısımda anlatılacak olan konunun iki ayrı amacı vardır. Bir tanesi sınırlı tam ölçümlerle iki farklı iletkenlik dağılımını ayırt etmenin ne anlama geldiğini tam tanımlarla vermektir. Diğeri ise sınırı belli bir ECCT sistemi ile iki iletkenlik dağılımı arasında en iyisini seçmek için vücut üzerinde oluşan akım şeklinin nasıl seçileceği hakkında dikkatli bir öneri vermektir. Ayrıca akım şekli seçimi hakkında tanımları örnekleyen örnekler verilecektir.

Kanın, kasların ve ciğerlerin iletkenlikleri zaman zaman değiştiğinden, göğüs kafesi boyunca olan iletkenliğin yeniden oluşturulması elektrokardiografinin geleceği için daha somut sonuçları yaratmaya gereksinilen elektrofizyolojik bilginin yanında morfolojik bilgiyi de içerecektir.

### 7.2. İLERİ VE KARŞI PROBLEMLERİN TANIMLARI

Burada B yi bir vücut, S ise onun yüzeyi olarak kabul edeceğiz. B'nin skaler geçirgenlikli lineer bir iletken olduğu kabul edilerek;

$$\sigma = \sigma(p) \quad (p: \text{vücuttaki bir nokta} \quad ; \quad \sigma: \text{skaler iletkenlik})$$

yazılır. Potansiyelde

$$U = U(p)$$

yazılarak B'nin içinde;

$$\nabla \cdot \sigma \nabla U = 0$$

olur. Akım yoğunluğu vektörü

$$J = J(p)$$

olarak isimlendirilir ve

$$J = -\sigma \nabla U$$

denkliği verilir.

İleri problemde  $\sigma$ 'nın ve yüzeydeki (S) akım yoğunluğu vektörünün verildiği kabul edilir.

Diğer bir deyişle S üzerinde

$$J \cdot n = -\sigma \frac{\delta V}{\delta n} = j \quad (n: S \text{ üzerindeki normal vektör})$$

verilir.

Eğer B'nin için bir noktada ise ve

$$\int_S j dA = 0$$

alınırsa, o zaman bir önceki denklemde U(p)'nin tam sonucu çıkarılır. S yolu boyunca sınırı

$$V = V(p) \equiv U(p) \quad (s \text{ üzerindeki } p \text{ için})$$

verilir.

Böylece ileri problem  $\sigma$  iletkenliği ve j akımı verildiği için yüzeydeki V voltajı bulmalıdır. V nin j'nin lineer bir fonksiyonu,  $\sigma$ 'nin nonlinear bir fonksiyonu olduğunu vurgulamak istersek;

$$V = V(p; \sigma, j)$$

yazılır.

Bu ileri problem deneme yanılma veya element metotları ile nümerik olarak çözülebilir.

Karşı problem

$$V_k \equiv V(p; \sigma, j_k) \quad (k=1, 2, 3, \dots)$$

yı kullanarak B'deki  $\sigma$  bulunur.

## 7.3. SEÇİLEBİLİRLİK

$$||j|| = 1 \text{ ve } ||V(.;\sigma_1,j) - V(.;\sigma_2,j)|| > \varepsilon$$

koşulları ile iki iletkenlik  $\sigma_1$  ve  $\sigma_2$   $\varepsilon$ 'un durumuna göre ayrılabilir. Burada,

$$\langle f, g \rangle \equiv \int_S f(p) g(p) dA$$

ve o zaman

$$||f|| \equiv \left[ \int_S |f(p)|^2 dA \right]^{1/2}$$

dir. Eğer

$$||j|| = 1 \text{ ve } ||V(.;\sigma_1,j) - V(.;\sigma_2,j)|| \leq \varepsilon$$

ise  $\sigma_1$  ve  $\sigma_2$   $\varepsilon$ 'un durumuna göre ayrılamaz.

B'nin  $x^2 + y^2 < 1$  ve S'in  $x^2 + y^2 = 1$  olduğunu düşünelim. Polar koordinatları kullanarak ( $x = r \cos \theta$  ve  $y = r \sin \theta$ )

$$\sigma_1 = \sigma_1(r, \theta) \equiv \begin{cases} \sigma_1 & 0 \leq r \leq R \text{ ise} \\ 1, & R \leq r \leq 1 \text{ ise} \end{cases}$$

$$\sigma_2 = \sigma_2(r, \theta) \equiv 1, \quad 0 \leq r \leq 1 \text{ için}$$

bulunur.

Şimdiki soru homojen olmayan  $\sigma_1$   $\varepsilon$ 'un durumuna göre homojen  $\sigma_2$ 'nin yardımıyla seçilebilir mi?

$$\sigma_2 \equiv 1 \text{ için,}$$

$$\nabla \cdot \nabla U = 0$$

dir. Eğer,

$$j(\theta) = \sum_{n=1}^{\infty} C_n \cos n\theta + S_n \sin n\theta$$

$$C_n = \frac{1}{\pi} \int_0^{2\pi} j(\theta) \cos n\theta d\theta$$

$$S_n = \frac{1}{\pi} \int_0^{2\pi} j(\theta) \sin n\theta d\theta$$

ve buğundan dolayı

$$U(r=0, \theta) = 0$$

ise o zaman

Bu yüzden

$$U(r, \theta) = - \sum_{n=1}^{\infty} (r^n/n) [C_n \cos n\theta + S_n \sin n\theta]$$

ve

Eğer

$$V = V(\theta; r_2, j) = - \sum_{n=1}^{\infty} n^{-1} [C_n \cos n\theta + S_n \sin n\theta]$$

olur.

Homojen olmayan problemin çözümü aşağıdaki şartları sağlayarak tekrar bulunur:

$$U(R^-, \theta) = U(R^+, \theta)$$

$$-\sigma \frac{\delta U}{\delta r} (R^-, \theta) = -1 \frac{\delta U}{\delta r} (R^+, \theta)$$

$$V(\theta, \sigma_1, j) = - \sum_{n=1}^{\infty} \frac{1}{n} \frac{1 - \mu R^{2n}}{1 + \mu R^{2n}} \cdot \{C_n \cos n\theta + S_n \sin n\theta\}$$

$$\mu = (\sigma - 1) / (\sigma + 1)$$

$\sigma > 0$  ise  $|\mu| < 1$  olacağına dikkat edilmelidir.

$\sigma_1$  den  $\sigma_2$ 'yi elde etmek için,

$$||V(\cdot; \sigma_2, j) - V(\cdot; \sigma_1, j)|| =$$

$$\sqrt{\pi} 2 |\mu| \left[ \sum_{n=1}^{\infty} (R^{2n}/n(1 + \mu R^{2n}))^2 (C_n^2 + S_n^2) \right]^{1/2}$$

hesaplanır.  $n$  arttığı için  $R^{2n} / n(1 + \mu R^{2n})$ 'in azalacak olması ve,

$$1 = ||j|| = \sqrt{\pi} \sum_{n=1}^{\infty} (C_n^2 + S_n^2)$$

olduğundan dolayı

$$||V(\cdot; \sigma_2, i) - V(\cdot; \sigma_1, j)|| \leq 2|\mu|R^2/(1 + \mu R^2)$$

olur.

Bu yüzden

$$2|\mu|R^2/(1 + \mu R^2) \leq \varepsilon$$

olursa  $\sigma_1$  ve  $\sigma_2$  ayırt edilemez.

Eğer,

$$2|\mu|R^2/(1 + \mu R^2) > \varepsilon$$

ise akımlar bu bölgelerin bir diyagramı

$$j(\theta) = (\cos\theta)/\sqrt{\pi} \quad \text{veya} \quad j(\theta) = (\sin\theta)/\sqrt{\pi}$$

$\sigma_1$  ve  $\sigma_2$  ayırt edilebilir.

Böylece,

$$2|\mu|R^2/(1 + \mu R^2) = \varepsilon$$

ile verilen  $\sigma$ - $R$  düzlemindeki eğri,  $\sigma_1$  ve  $\sigma_2$ 'yi ayırt edilemeyen ortamlardan belirli bir  $\varepsilon$ 'a bağlı olarak ayırt edilebilir bölgelere böler.

Yarıçapı  $R$  ve iletkenliği  $\sigma$  olan disk eğer  $\sigma$  ve  $R$

$$U \equiv \{(\sigma, R) | \sigma_m(R) \leq \sigma \leq \sigma_m(R) \text{ ve } 0 \leq R \leq 1\}$$

ise iletkenlik 1 olmak kaydı ile homojen dağılımdan ayırt edilemez.

$$\sigma_m(R) \equiv \max\{0, (R^2 - \varepsilon/(2 + \varepsilon)) / (R^2 + \varepsilon/(2 + \varepsilon))\}$$

$$\sigma_{\mu}(R) \equiv \begin{cases} 1 + (2\varepsilon / (2 - \varepsilon / (R^2 - \varepsilon / (2 - \varepsilon)))) , & \frac{\varepsilon}{2 - \varepsilon} < R^2 \leq 1 \text{ için} \\ + \infty & R^2 \leq \frac{\varepsilon}{2 - \varepsilon} \text{ için} \end{cases}$$

#### 7.4. KULLANILACAK OLAN AKIMLARIN SEÇİMİ

Tam bir duyarlılıkla bu soruyu cevap vermeliyiz.  $\sigma_1$  ile  $\sigma_2$ 'yi en iyi şekilde ayırt etmek için hangi akımları ( $k, k=1,2,\dots$ )  $\theta$ 'ya uygulamalıyız?

Eğer,

$$+ |V(\cdot; \sigma_2, j) - V(\cdot; \sigma_1, j)| \geq |V(\cdot; \sigma_2, j) - V(\cdot; \sigma_1, j)|$$

ise  $j$ 'in  $\sigma_1$  ile  $\sigma_2$ 'yi en iyi şekilde ayırt eden akım olduğu söylenir.

$A(\sigma)$ 'yi bir lineer fonksiyon olarak yazabiliriz.

Şekil 7.1. Bu bölgelerin bir diyagramı.

$\{0 < \sigma; 0 \leq R \leq 1\}$  aralığında  $U$ 'nun dışında kalan bölge  $\varepsilon$ 'un durumuna göre homojen dağılımından sonuca gidilebilir (Şekil 1).

Bu basit hesap  $R_m$  veya

$$R_m = [\varepsilon / (2 + \varepsilon)]^{1/2}$$

Yarıçaplı alanlarda hiçbir iletkenlik hesabının yapılmıyacağını gösterir.

Bu yüzden eğer iletkenlik değişiklikleri ( $R$  çapı alanlarda) görülmek isteniyorsa

$$2R^2 / (1 - R^2)$$

den daha az bir  $\varepsilon$  hatası olmasına izin verilmelidir. Eğer  $R=0,1$  ise  $\varepsilon$  0,025'den daha az olmalıdır.

$$D^k_j = \lambda_k^j j_k, (k=1,2,3,\dots)$$

Mini-max yaklaşımı ile  $\sigma_1$  ve  $\sigma_2$  arasında en iyi ayırtımı yapmak için kullanılacak en uygun akım en büyük öz değere sahip

Sınıra daha yakın bölgeler dışında aynı bölgelerdeki iletkenlik değişikliklerini ayırt etmek için aynı tahminlerin yeterli tam sonucu vermesi şüphe götürmektedir.

#### 7.4. KULLANILACAK OLAN AKIMLARIN SEÇİMİ

Tam bir duyarlılıkta şu soruya cevap vermeliyiz.  $\sigma_1$  ile  $\sigma_2$ 'yi en iyi şekilde ayırmak için hangi akımları ( $j_k, k=1,2,\dots$ ) S'e uygulamalıyız?

Eğer,

$$||V(\cdot; \sigma_2, j_1) - V(\cdot; \sigma_1, j_1)|| = \max_{||j||=1} ||V(\cdot; \sigma_2, j) - V(\cdot; \sigma_1, j)||$$

ise  $j_1$ 'in  $\sigma_1$  ile  $\sigma_2$ 'yi en iyi şekilde ayırt eden akım olduğu söylenir.

$A(\sigma)$ 'yı bir lineer operatör olarak alınırsa,

$$A(\sigma);(p) \equiv V(p; \sigma, j)$$

yazılabilir. O zaman en iyi akım olan  $||j||=1$  ve

$$||A(\sigma_2)j - A(\sigma_1)j||^2$$

değerinin max'ına sahip olan akımdır.  $A(\sigma)$  adjantı kendisine eşit olduğundan  $j$  aşağıdaki ifadeyi max yapar;

$$\langle j, [A(\sigma_2) - A(\sigma_1)]^2 j \rangle / \langle j, j \rangle$$

Yani  $D \equiv [A(\sigma_2) - A(\sigma_1)]$  olsun. Genelde  $D^2$  adjantı kendisine eşit olan pozitif bir operatördür ve bu yüzden  $D^2$   $j_1, j_2, j_3, \dots$  gibi ortogonal birim vektörlere ve bunlara karşılık gelen  $\lambda_1^2 \geq \lambda_2^2 \geq \dots \geq 0$  gibi özdeğerlere sahiptir. Diğer bir deyişle,

$$D_{jk} \equiv \lambda_k j_k$$

ve

$$D^2 j_k = \lambda_k^2 j_k, (k=1,2,3,\dots)$$

Mini-max yaklaşımı ile  $\sigma_1$  ve  $\sigma_2$  arasında en iyi ayırımı yapmak için kullanılacak en uygun akım en büyük öz değere sahip

olduğu için  $D^2$ 'nin öz vektörleridir.  $\lambda_1^2$  dejenere değilse,  $j_1$  en uygun akım olur. Bunu aşağıdaki eşitlik takip eder;

$$\max_{||j||=1} |[A(\sigma_2)-A(\sigma_1)]j| = |Dj_1| = |\lambda_1|$$

Böylece  $\sigma_1$  eğer  $|\lambda_1| > \varepsilon$  ise  $\varepsilon$ 'un durumuna göre  $\sigma_2$ 'den bulunur, eğer  $|\lambda_1| \leq \varepsilon$  ise bulunmaz ( $\varepsilon, j_1$ 'den bulunandır).

$\sigma_1$ 'i  $\sigma_2$ 'den ayıracak en uygun bir sonraki akım ( $S$ 'e uygulanacak olan)  $j_2$ 'dir ve denklemini

$$|Dj_2| = \max_{||j||=1} |Dj| = |\lambda_2| \quad \langle j, j_1 \rangle = 0$$

dir. ( $\lambda$ 'lar birbirinden farklı ise).

Bir sonraki öz vektörde  $|\lambda_2| > \varepsilon$  durumuna göre  $\sigma_1$  ve  $\sigma_2$  arasındaki farkı belirleyecektir. Bu şekilde devam ederek mini-max yaklaşımı ile  $|\lambda_k| > \varepsilon$  ve  $|\lambda_{k+1}| \leq \varepsilon$  için  $D$ 'nin öz vektörleri  $j_1, j_2, \dots, j_k$ ,  $\varepsilon$ 'un durumuna göre  $\sigma_2$  den  $\sigma_1$ 'i ayırmak için  $S$  uygulanacak olan en uygun akımlar belirlenir.  $j_l$  ( $l > k$ ) durumunda hesap yapmak yararsızdır. Çünkü voltaj farklılıkları daha az duyarlılıkta hesaplanır.

Bütün bunları basit bir örnekle verebiliriz.  $B, S, \sigma_1$ , ve  $\sigma_2$  daha önce belirttiği gibi olsun. O zaman  $\sigma_1$  ve  $\sigma_2$ 'yi ayırt edecek olan en uygun akımlar  $\lambda_1^2$ 'ye bağlı olan  $D^2$ 'nin öz vektörleridir. Yani,

$$D^2 j = [A(\sigma_1) - A(\sigma_2)]^2 =$$

$$\sum_{n=1}^{\infty} [(-2\mu R^{2n}) / (n(1 + \mu R^{2n}))]^2 \cdot (C_n \cos n\theta + S_n \sin n\theta)$$

ve

$$j = \sum_{n=1}^{\infty} (C_n \cos n\theta + S_n \sin n\theta)$$

dir.  $\lambda_n^2$  çifte dejeneredir ve

$$\lambda_n^2 = \left(\frac{1}{n}\right)^2 \left[ \frac{2|\mu| R^{2n}}{1 + \mu R^{2n}} \right]^2 \quad n=1,2,3,\dots$$

olarak verilir. Öz vektörler ise,

$$J_n^c = \text{Cosn } \theta/\sqrt{\pi} \quad J_n^s = \text{Sinn } \theta/\sqrt{\pi}$$

dir.

En büyük öz değer,

$$\lambda_1^2 = [2|\mu| R^2 / (1 + \mu R^2)]^2$$

dir ve  $\text{Sin } \theta/\sqrt{\pi}$  ve  $\text{Cos } \theta/\sqrt{\pi}$  'ye göre iki tane en uygun öz vektör vardır.

Eğer ölçümler  $\varepsilon$ 'na göre yapılırsa, yalnızca  $|\lambda_n| > \varepsilon$  lu öz değerlere ihtiyaç vardır. Yani,

$$\frac{1}{n} \frac{2|\mu| R^{2n}}{1 + \mu R^{2n}} > \varepsilon$$

dir. Küçük bir R için bu tanım n arttıkça sifira yaklaşacağından dolayı, yalnızca birkaç fonksiyon etkin olacaktır. Meselâ,  $R=0,1$ ,  $\sigma=2$ ,  $\varepsilon=10^{-3}$  olursa yalnızca  $\text{Cos } \theta/\sqrt{\pi}$  ve  $\text{Sin } \theta/\sqrt{\pi}$  bilgi sağlayacaktır.

Eğer,  $B, \sigma_1 = \sigma_2(r)$  ve  $\sigma_2 = \sigma_2(r)$   $\theta$ 'dan bağımsız ise o zaman D'nin öz vektörleri yine  $\text{Cosn } \theta/\sqrt{\pi}$  ve  $\text{Sinn } \theta/\sqrt{\pi}$  ( $n=1,2,\dots$ ) dir.  $\sigma_i = \sigma_i(r, \theta)$ , ( $i=1,2$ ) için en uygun akımlar genelde trigonometrik değildir.

Genel bir kural olarak yüksek frekanslı akımlar sınıra yakın bölgelerdeki değişikliklere daha çok duyarlı olan voltajları kapsarken düşük frekanslı akımlar sınırdan uzaktaki iletkenlik değişikliklerine en fazla duyarlı olan voltajları kapsar.

Bir sonraki aşamada  $j^+$ ,  $j^-$ 'yi  $j_1$  ve  $j_2$  olarak kullanmak mümkündür. Fakat bu kötü ölçümler doğurur.

Farzedelim ki,  $||Dj_1|| > \varepsilon$  ve  $||Dj_2|| < \varepsilon$  olsun.  $\alpha > 0$  seçerek,

$$j_{\pm} \equiv (\alpha j_1 \pm (1-\alpha)j_2) / (\alpha^2 + (1-\alpha)^2)^{1/2}$$

bulunur. Açıkca,  $\alpha$  çok küçük ise,

$$||Dj_{\pm}|| = [((\alpha\lambda_1)^2 + (1-\alpha)\lambda_2^2) / (\alpha^2 + (1-\alpha)^2)]^{1/2} < \varepsilon$$

dur.

$j_1$ 'in kullanımı iletkenlik dağılımını ayırt etmekte yararlı bir ölçüm içermiş olacakken voltajlar  $V(p, \sigma_1, j_{\pm})$   $V(p, \sigma_2, j_{\pm})$   $\varepsilon$ 'dan daha az bir hata ile birbirinden ayrılır ve bu yüzden anlamsızdır.

Pratikte bir tanesi akımları  $K$  elektroduna uygular. Böylece  $(K-1)$  tane bağımsız akım vardır. Eğer ölçümler en iyi duyarlılıkla ( $\varepsilon=0$  hali) yapılırsa  $(K-1)$  tane bağımsız akım iletkenlikler arasında ayırım yapmak için çeşitli örneklerle sahiptir. Bu yüzden, en uygun akımların kullanımı tahmin edilen iletkenlikten vücut iletkenliğinin ayrılıp ayrılamamasına karar vermek için gereklidir.

### III. SONUÇ

Elektrik Empedans Tomografisinde elektrotların geometrik konumları ve kalınlık ölçümleri bir çok gelişmeye rağmen halen tam bir başarıya sahip değildirler. Fakat yine de gelişmekte olan bu teknolojiyle süreçle çok daha kesin ölçümler yapılmaktadır.

Rezolüsyonun çok daha iyi yapılabilmesi projeksiyonların ve elektrotların uygulandığı yerdeki empedansın tespit etmenin zorluklarının yenilmesiyle mümkün olacaktır. Tabii bu da bilgisayarların Empedans Tomografisine etkilerinin arttırılmasıyla mümkün olur.

Bir taraftan, empedansla belirlenen kan hacimindeki değişiklikler

$$R = \rho L/A$$

ilişkisine bağlıdır ki, bu eşitlik ancak madde izotropik, sabit bir kesite sahip ve içinde akım yoğunluğu dağılımı homojen ise bir şey ifade eder. Bu şartlar ne el ve ayak kemiklerinde ne de göğüs kafesinde oluşmaz. Fakat el ve ayak kemiklerinde bir nebze olabilir. Vücut yüzeyinden ölçülebilecek empedans değişiklikleri genellikle empedans ölçüm elektrotları arasında akım yoğunluğu dağılımını değiştiren her hangi bir şeyle elde edilebilir. Bu anlamda hacimdeki, yondeki ve fizyolojik aktivite ile atakeli olan doku ve anjikanlık dağılımındaki değişiklikler tahmin edilebilir. Sözü edilenler de daha sonra empedans ölçümlerinde kullanılır. Fakat bu işlem klasik alan teorisi ile gerçekleştirilecek bir problemdir. Empedans görüntüleme tekniği ile beraber bu sorunu eleman tekniği fizyolojik olaylarla direkt bağlantı sağlayabilir ölçümlerimizi sağlar.

### III. SONUÇ

Diğer taraftan, bilgisayarlı empedans tomografisini kullanarak iletkenlik projeksiyonlarının ölçümü için akım dağılımını yeterince özelleştirme mümkün olmadığı görülmüştür. Bilgisayarlı empedans tomografisinin yararları temel güçlük tek bir yönüyle uyarıdır. Diğer taraftan, iletkenlik için genel dağılımını bulmak için yeterli veri yoktur. Sadece sınırlı sayıda projeksiyon veya belirlenebilen farklı görüntüler vardır. Eğer yeterli veriler

### III. SONUÇ

Elektrik Empedans Tomografisinde elektrotlarla yapılan iletkenlik ölçümleri bir çok gelişmeye rağmen halen tam bir kesinliğe sahip değildirler. Fakat yine de gelişmekte olan bir teknolojik süreçle çok daha kesin ölçümler yapılmaktadır.

Rezölüsyonun çok daha iyi yapılabilmesi projeksiyonların ve elektrotların uygulandığı yerdeki empedansı tespit etmenin zorluklarının yenilmesiyle mümkün olacaktır. Tabii bu da bilgisayarların Empedans Tomografisine etkilerini arttırmakla mümkün olur.

Bir taraftan, empedansla belirlenen kan hacmindeki değişiklikler

$$R = \rho L / A$$

ilişkinine bağlıdır ki, bu eşitlik ancak madde izotropik, sabit bir kesite sahip ve içinde akım yoğunluk dağılımı homojen ise bir şey ifade eder. Bu şartlar ne el ve ayak kemiklerinde ne de göğüs kafesinde oluşmaz. Fakat el ve ayak kemiklerinde bir nebze olabilir. Vücut yüzeyinden ölçülebilecek empedans değişiklikleri gerilim-ölçüm elektrotları arasındaki akım yoğunluğu dağılımını değiştiren herhangi bir şeyle elde edilebilir. Bu mantıkla hacimdeki, yöndeki ve fizyolojik aktivite ile alakalı olan doku ve alışkanlık dağılımındaki değişiklikler tahmin edilebilir. Bütün bunlar da daha sonra empedans ölçümlerinde kullanılırlar. Fakat bu işlem klasik alan teorisi ile çözülemeyecek bir problemdir. Empedans görüntüleme tekniği ile beraber bu sonlu eleman tekniği fizyolojik olaylarla direkt bağlantısı olabilen direnç dağılımlarını sağlar.

Diğer taraftan, bilgisayarlı empedans tomografisini kullanarak iletkenlik projeksiyonlarını ölçmek için akım dalgalarını yeterince düzeltmenin mümkün olmadığı görülmüştür. Bilgisayarlı empedans tomografisinin yarattığı temel güçlük tek bir modu uyarmasıdır. Oysa keyfi modlara, iletkenliğin genel dağılımını bulmak için ihtiyaç vardır. Sadece sonlu sayıda projeksiyon varsa belirlenebilen farklı görüntüler vardır. Eğer yeterli modlar

tanımlanır ve ölçülürse prensipte herhangi bir iletkenlik çan eğrisi dağılımı yaratılabilir. Bununla beraber bir kaç iletkenlik dağılımı "soğan" gibidir. Yani soğana benzer bir eğridir. Burada gösterilen basit analitik tekniği, eğer  $\sigma$   $r$  ve  $\theta$  ile gelişigüzel bir şekilde değişirse yetersizdir. Empedans görüntülemenin iyi bir çözüme sahip olması bile genelde  $\sigma(r, \theta)$  yı yeniden yaratmak için kullanılan herhangi bir sistem sonlu bir nümerik çözüm büyük bir öneme sahip olacağından ard arda gelen çözümler verecektir.

Eğer bir iletkenlik dağılımı ( $\sigma$ )  $\epsilon$  kadar bir hata ile her  $\Sigma$ 'dan seçilebilirse  $\epsilon$  kadar hata ile verilen  $\Sigma$  fonksiyonlarından tanımlanabilir.

Eğer bu sistem  $\sigma$ 'yı her  $\Sigma$  ifadesinden seçemezse bir \*ECCT sistemi ile  $\Sigma$ 'daki  $\sigma$  iletkenlik dağılımını tanımlamak imkânsızdır. Bu yüzden, ECCT sistemini sistematik bir şekilde tasarlamak için izlenecek bir yol da  $\Sigma$ 'ları en uygun şekilde seçen rezulasyonu ortaya koymaktır. İkinci olarak da, kullanılacak olan cihazın hassasiyeti tayin edilmelidir. Bunun için  $\Sigma$ 'da iletkenlik değişimlerinin mümkün olması ve en küçük boyutlu cihazların dizayn edilmesi gerekir. Daha sonra da 7.3'te verilenler kullanılarak gerekli olan hassasiyet seçilir. Son olarak 7.4'te tanımlanan en iyi akım modeli kullanılır.

Tabii ki, tüm bunlar rezulasyonun yani çözümlenmenin en iyi şekilde yapılmasını sağlamak içindir. Sürekli gelişmekte ve değişmekte olan şartlarda bu olay çok daha iyi bir şekilde çözüme kavuşturulmaktadır.

\*ECCT : Electric Current Computed Tomography

## KAYNAKLAR

- 1- The Adam Hilger Series on Biomedical Engineering  
ELEKTRİCAL IMPEDANCE TOMOGRAPHY

Edited by J G Webster

Department of Electrical and Computer Engineering Universty  
of Wiscansin-Madison

- 2- Principles of the Impedance Technique

Lee E. Baker

Biomedical Engineering Program

University of Texas at Austin

March 1989 IEEE Engineering in Medicine And Biology  
Magazine

- 3- A Limitation on Systems for Imaging Electrical Conductivity  
Distributions

R.H.T. BATES, G.C. MCKINNON, AND A.D. SEAGER

IEEE Transactions on Biomedical Engineering

Vol.BME-27, NO.7, July 1980

- 4- Distinguishability of Conductivities by Electric

Current Computed Tomograhpy

DAVID ISAACSON

IEEE Transactions on Medical Imaging, Vol.MI-5, No.2 June  
1986

- 5- Brekan WR, Pidcock MK:

Mathematical aspects of impedance imaging. Clin. Plys Physiol  
Meas 8:77-84, 1987

- 6- Brown BH, Barber, DC Seagar AD:

Applied potential tomography:possible clinical applications.  
Clin Phys Physiol Meas 6:109-121, 1985.

## ÖZGEÇMİŞ

02.02.1968 yılında Samsun'da doğdu. 1979 yılında ilk öğrenimini İstanbul Namık Kemal Lisesi'nde tamamladı. Orta okulu 1982'de Kasım Paşa Ortaokulu'nda liseyi de 1985 yılında Taksim Atatürk Lisesi'nde bitirdi. Lisans eğitimini Yıldız Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Elektrik Mühendisliği Bölümü'nde 1989 yılında tamamladı. Aynı yıl Yüksek Lisans eğitimine Yıldız Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Elektrik Mühendisliği Anabilim Dalı'nda başladı. İyi derecede İngilizce biliyor.

