



Elektrik Empedans Tomografi

Kurtuluş Erinç AKDOĞAN¹, Atila YILMAZ²

¹ Çankaya Üniversitesi Mekatronik Mühendisliği Bölümü

² Hacettepe Üniversitesi Elektrik ve Elektronik Mühendisliği Bölümü

^{1,2} Ankara

1. Giriş

Elektrik Empedans Tomografinin (EET) amacı, vücuttan alınan bir kesitteki dokular ve elektriksel özelliklerinin dağılımını görüntülemektir. Elektriksel özelliklerden kastedilen iletkenlik ve elektriksel geçirgenliktir (permittivity). İletkenlik, bir maddenin elektriği iletebilmesinin ölçüsü, elektriksel geçirgenlik ise bir maddenin içerisindeki yüklerin bir elektrik alanı uygulandığında ilgili madde içerisindeki dağılımının ölçüsüdür. EET, insan organlarını temsil eden bir görüntü oluşturmak için dokuların ve hücre yapılarının elektriksel özelliklerini kullanmaktadır. İnsan bedeninde bulunan geniş çeşitlilikteki dokuların arasında sahip oldukları direnç açısından 200:1 oranına varan farklılıklar bulunmaktadır (Geddes & Baker, 1967). Bununla birlikte normal ve patolojik dokular arasında genellikle önemli ölçüde farklılık bulunmaktadır (Haemmerich vd., 2009). Grant (1923), 1kHz’te beyin glial tümörünün, normal dokunun yansı kadar dirence sahip olduğunu bulmuştur. EET’nin ilk uygulaması göğüs üzerine yerleştirilen elektrotlarla üretilmiş olan dokuların görüntüsüdür (Henderson & Webster 1978). Bu çalışmanın hemen ardından beyin tümörlerini görüntüleyebilmek için, içi tuzlu su ile dolu bir kabın kenarlarına koştur olarak dizilmiş elektrotlarla, elektrotların arasında kalan bölgede oluşturulan empedans değişimlerini algılayabilen bir prototip geliştirilmiştir (Benabid vd., 1978). EET’nin ilk defa klinik olarak uygulanmasını içeren sonuçlar 1984 yılında yayınlanmıştır (Barber & Brown, 1984). İlk EET cihazı olan Sheffield Mark 1, Brian Brown ve David Barber tarafından 1980’li yılların başında geliştirilmiştir (Chiumello, 2016). Sheffield sistemi saniyede 10 görüntü üretebilen, ucuz ve taşınabilir bir sistem olmasına karşın üretilen görüntülerin çözünürlüğünün düşük olmasından ötürü klinik uygulamalarda yaygın bir kabul görmemiştir (Holder, 1993). Yenidoğan beyninin görüntülenmesi için geliştirilen bir EET sisteminin empedans değişimlerine olan

hassasiyeti, karşılıklı olarak yerleştirilen elektrotlardan akım uygulanarak arttırılmıştır (Murphy vd. 1987). EET'nin en temel sorunlarından birisi bir yapının yüzeyinden ölçülen gerilim değerlerinden ilgili yapının iletkenlik dağılımının oluşturulmasını ifade eden geri problemin doğrusal olmamasıdır ve bu sorunu çözerek EET'nin doğruluğunu arttırabilmek için çeşitli yöntemler (Yorkey vd., 1987) geliştirilmiştir. İletkenlik dağılımının ayrılabilirliğinin arttırılması yoluyla EET'nin performansının iyileştirilmesi için uygulanan akımın görüntülenecek yapıdaki iletkenlik dağılımına (Gisser vd., 1992) ve yapının şekline (Köksal & Eyüboğlu, 1995) göre belirlenmesi gerektiği gösterilmiştir. İnsan bedenine ait bölümlerin kesitlerinin elips şekline yakın olması nedeniyle EET ile görüntülenecek insan bedenine ait yapıların şeklinin elips olarak modellenmesinin EET'nin başarımının arttığı gösterilmiştir (Saka & Yılmaz, 2004). Bir diğer çalışmada ise elips şeklindeki kesit temel alınarak, uygulanan akım sonucu yüzeyde oluşan gerilimin hesaplanması anlamına gelen ileri problemin analitik çözümü konformal dönüşüm kullanılarak gerçekleştirilmiştir (Yılmaz vd., 2008). EET ile ilgili yapılan çalışmalar akciğer hava giriş-çıkışı, kalp işlevi, mide boşaltımı, beyin işlevleri ve hastalıkları, meme kanserinin görüntülenmesi üzerine yoğunlaşmıştır. Amerikan Gıda ve İlaç Kurumu (U. S. The Food and Drug Administration (FDA)), EET'nin göğüs kanseri teşhisinde kullanılmasına 1999 yılında onay vermesiyle, ticari ürün olarak çeşitli EET cihazları üretilmiştir. Ancak EET'nin diğer alanlarda henüz klinik kullanımı yaygınlaşmamıştır. 1990'lı yılların ortalarında Sheffield Mark 1 sisteminden bir adım daha ileri olan GOE MF 2 isimli bir sayısal EET sistemi geliştirilmiştir (Wolf & Arnold, 2005). Akciğer işlevlerinin izlenebilmesi için özel olarak geliştirilen bu sistem, Gottingen EET grubu ve Drager isimli şirket tarafından yaklaşık on yıllık bir çalışmanın ardından 2011 yılında en başarılı ticari EET cihazlarından biri olan Pulmo Vista 500 (Drager 2018) isimli ürüne dönüştürülmüştür (Grimnes & Martinsen, 2015). Bu ürüne benzer şekilde akciğerin hava alışverişinin izlenmesi için tasarlanmış ve ticari ürün olarak hâlihazırda piyasada bulunan ürünler arasında Timpel Enlight (Timpel 2018), Swisstom BB2 (Swisstom, 2018) ve Salvia Elisa 800 VIT (Salvia, 2018) yer almaktadır. Bununla birlikte EET endüstriyel süreçlerin tomografi uygulamalarında (Industrial Tomography Systems, 2018) başarılı bir şekilde uygulanmaktadır.

EET, diğer görüntüleme teknikleri CT (Computed Tomography), MRI (Magnetic Resonance Imaging) ile karşılaştırıldığında en önemli getirisinin, bu yöntemlerin uygulamalarının yaklaşık binde birine denk düşen ucuz maliyeti ve yaklaşık yüzde biri kadar yer kaplamasıdır (Cheney vd., 1999). EET'nin uzun süre görüntüleme yapabilme özelliği de EET'yi farklı uygulamalarda cazip kılmaktadır. Bunun yanı sıra EET diğer görüntüleme tekniklerinin sağlayamadığı, dokuların elektriksel özellikleri hakkında bilgiyi bize verebilmektedir. Ancak EET'nin iletkenlik dağılımının hesaplanmasını ifade eden geri problem sorunludur. Bu durumda içeride gerçekleşecek büyük değişiklikler, ölçülecek değerlere küçük değişiklikler olarak yansyacaktır. Kullanılan elektrot sayısının arttırılmasının bile bu sorunun çözülmesine yardımcı olmayacağı için, EET'nin düşük çözünürlüklü görüntüleri, CT ve MRI'nın yüksek çözünürlüklü görüntüleriyle karşılaştırılmaz (Cheney vd., 1999). EET'ye ek olarak vücudun dokularının empedans dağılımını görüntülemek için iki yeni yöntem daha geliştirilmeye devam edilmektedir. Manyetik indüksiyon



tomografi (MİT), EET yönteminden farklı olarak elektrot yerine bobin kullanarak görüntülenecek nesneye elektrik akım yerine manyetik alan vermekte ve yine bobin kullanarak EET'de ölçülen gerilim yerine nesnede oluşan manyetik alanı ölçmektedir (Eyüboğlu vd., 2000). Bu yöntem sayesinde bobinlerin konumları kesin olarak bilinmekte ve EET'nin temel sorunlarından biri olan deri ve elektrot empedansı ortadan kalkarken EET'ye göre daha ağır ve hantal bir sistem oluşmuş olmaktadır (Holder, 2005). Henüz çözünürlük açısından EET'ye üstünlük sağlamamış olmasına rağmen manyetik alanın kafatasından geçebiliyor olması nedeniyle beyin rahatsızlıklarının görüntülenmesinde MİT'in başarımı EET'den daha iyi olabilir (Holder, 2005). Dokuların empedans dağılımını görüntülemek üzere kullanılan bir diğer yöntem ise manyetik rezonans (MR) görüntüleme ile EET'nin bir arada kullanıldığı MR-EET yöntemidir (Eyüboğlu, 2006). Görüntülenecek deneğe verilen akımın oluşturduğu manyetik alan MR görüntüleme sinyalini değiştirir. MR görüntülerindeki bu değişimden, öz direnç örüntüsü elde edilebilmektedir (Holder, 2005). Doğruluğu yüksek bu örüntü, eşyönsüzlük (anisotropy) bilgisinin önemli olduğu beyin görüntülemesinde, geri problem çözümünde kullanılabilmektedir. Ancak bu yöntem EET'nin başarımını arttırırken EET'nin taşınabilirlik özelliğini ortadan kaldırmaktadır.

Bu çalışmanın ilk bölümünde, dokuların EET ile görüntülenmesini sağlayan elektriksel özellikleri incelenmektedir. EET'nin hastalık teşhisinde kullanıldığı klinik uygulamalar ve tıp harici kullanıldığı alanlar anlatılmaktadır. Araştırma evresinde olan ve EET'nin kullanımı ile gelecekte başarımının artmasının beklendiği uygulamalara da değinilmiştir. EET'nin görüntüleme yapmak için kullandığı donanım ve izlediği yöntem geçmişten günümüze geliştirilmiş çeşitli EET cihazları temel alınarak açıklanmıştır. Çalışmanın ikinci bölümünde EET'nin dayandığı temel ilkeleri içeren matematiksel ilişkiler Maxwell denklemlerinden türetilerek özet biçiminde verilmiştir. İki farklı iletkenliğe sahip bir yapının iletkenliklerinin görüntülenebilmesi için gereken şartlar ayrılabilirlik tanımı ile anlatılmıştır. Son bölümde EET'nin, daire şeklindeki temsili bir kesit içinde, kesitinkinden farklı iletkenliğe sahip bir yapının bulunduğu varsayılarak, bu yapının çeşitli konum ve büyüklükleri için tasarlanmış durumlarda kesitin yüzeyinden ölçülen gerilimlerden, farklı iletkenliğe sahip yapının tespit edilmesi için gerçekleştirilen benzetimler anlatılmıştır.

2. Elektrik Empedans Tomografi

İnsan vücudu, farklı elektriksel özelliklere sahip, vücut içerisine dağılmış çeşitli dokulardan oluşan karmaşık bir iletken olarak düşünülebilir (Geddes & Baker, 1967). Metal iletkenlerden farklı olarak bu dokulardaki elektrik iletimi, elektrik yük taşıyıcıları yerine iyonların hareketiyle oluşur (Plonsey, 1969). Bir elektrik alanı bu biyolojik ortama uygulandığında, iyonların hareket etmesine ve bir iletim akımının oluşmasına yol açar ve böylece dokunun zamana göre değişen elektriksel tepkisi olan yer değişim akımları oluşur. Bir dokudan akım geçtiğinde ölçülen dokuya ait elektriksel özellikler biyoempedans olarak tanımlanmaktadır. Bu empedans doku türlerine ve frekansa göre değişir. Direnç ve kapasitans, biyoempedansın

iki temel özelliğidir.

2.1 Canlı Dokunun Empedansı

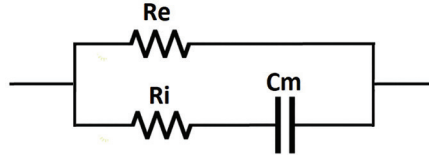
Hücrelerin elektriksel özellikleri devre elemanları kullanılarak modellenebilir. Şekil 1'de basitleştirilmiş bir hücre elektrik modeli gösterilmektedir. Hücrenin dışı R_e direnci, hücrenin içi ve hücre zarı, R_i direnci ve C_m kapasitörü ile modellenmiştir (Holder, 2005). Hücrenin içi ve dışı, sahip olduğu tuz iyonları nedeniyle oldukça iletkenidir. Öte yandan yağdan oluşmuş hücre zarı yalıtıcıdır ve düşük frekanslı akımların hücre içine girmesine izin vermez. Dolayısıyla dokuya düşük frekanslı akım uygulanarak ölçülen doku empedansı hücre dışındaki ortamın direncine eşittir. Frekans arttıkça, akımın hücre içine girebilmesiyle, hücre zarının kapasitansı ölçümlere denklem (1)'deki bağıntıya göre etki etmeye başlar. Denklem (1)'e göre frekans düşüken, reaktans değeri sonsuz, diğer bir deyişle kapasitans açık devre hale gelirken, frekans arttıkça reaktans azalarak kapasitör kısa devre olmaya başlamaktadır. Reaktans ve frekans arasındaki ilişkiyi temel alarak Şekil 1'de gösterilen basitleştirilmiş hücre elektrik modelinin frekansa göre empedansının değişimi Şekil 2a'da yer alan Colo-Cole çizimi (Holder, 2005) ile gösterilmektedir. Belirli bir aralıktaki çeşitli frekanslarda uygulanan akımlar sonucu oluşan empedans, karmaşık düzlemin x ekseninde direnç ve y ekseninde reaktans değerleri olan Colo-Cole çiziminde yarım çember olarak gösterilmektedir. Düşük frekanslarda hücre zarı açık devre kapasitans olarak davrandığından dolayı akım hücre içine giremediği için hücre empedansı hücre dışına ait olan R_e direncine eşit olmakta ve Cole-Cole çiziminde x ekseninde bulunmaktadır. Frekans arttıkça, uygulanan akımın bir bölümünün hücre içinden, yani kapasitans C_m ve direnç R_i üzerinden geçmeye başlamasıyla ölçümler Şekil 2a'da gösterilen yarım çember boyunca değişmeye başlar. Yüksek frekanslarda reaktans değerinin sıfıra düşmesiyle, R_e ile R_i dirençleri paralel hale gelir. Birbirine paralel iki dirence eşit olan hücre empedansı en az değerini alarak Cole-Cole çiziminde tekrar x ekseninde yerini alır. Empedans değerinin x ekseninde bulunduğu iki değer arasında, kapasitörden geçen en yüksek akım değerine ulaşılan frekans, merkez frekans olarak adlandırılmaktadır ve kullanışlı bir empedans özelliğidir. Basitleştirilmiş hücre elektrik modeline göre daha karmaşık olmasından dolayı, gerçek dokuya ait Cole-Cole çiziminde (Holder, 2005) ortaya çıkan yarı dairenin merkezi Şekil 2b'de gösterildiği gibi x eksenin altında yer almaktadır. Düşük ve yüksek frekansta Cole-Cole çizimi x eksenini kesmekte ve merkez frekansı, faz açısının en yüksek olduğu frekansta yer almaktadır. Şekil 2b'de gösterilen yarı dairenin merkezinin alçalış açısı dokuyu ayırt etmek için kullanılan bir başka özelliktir (Holder, 2005).

$$\text{Reaktans } (\Omega) = \frac{1}{2\pi f C} \quad (1)$$

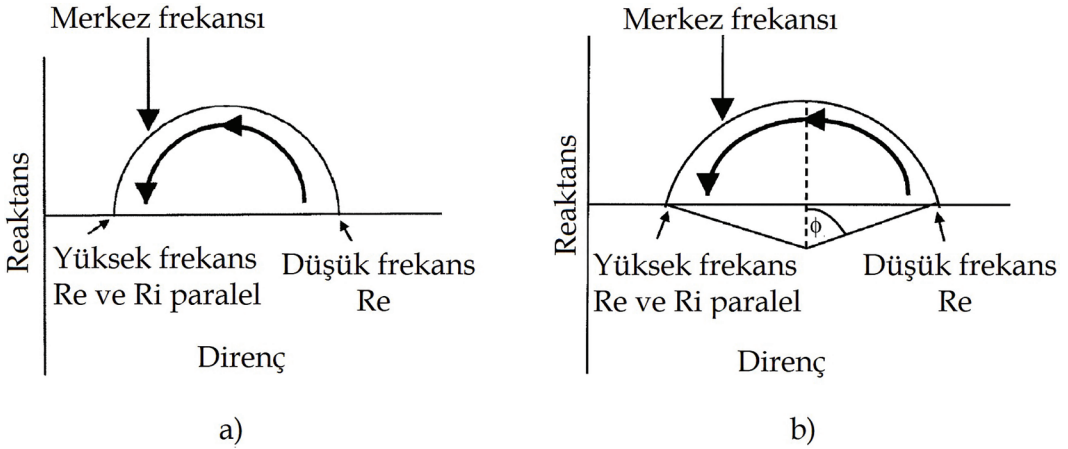
Bir dokunun empedansı direnç ve reaktans ile ifade edilebilirken, EET'de empedans ile ilişkili çeşitli başka ölçütler kullanılabilir. En yaygın olarak kullanılanlardan bir tanesi iletkenliktir. İletkenlik, direncin tersine eşittir ve birimi, Siemens/metre



(S/m) ile ifade edilmektedir. Empedansın tersine eşit olan geçiri (admitans), bir dokudan akımın geçişinin eş evreli (in phase) ve evre dışı (out phase) kolaylığının ölçümüdür. Bir dokunun sığası (kapasitansı), dokunun yük depolayabilme kapasitesini göstermektedir ve birimi Farad (F) ile tanımlanmaktadır. Bir dokunun geçirgenliği, birim gerilim uygulandığında birim hacimde toplanan elektrostatik enerji miktarını gösteren bir yalıtkan malzeme özelliğidir ve birimi F/m olarak ifade edilmektedir. Dielektrik sabit, bir maddenin geçirgenliğinin uzayın geçirgenliğine oranı olarak ifade edilmektedir. Tablo 1'de farklı dokulara, farklı sıklıklara (frekans) sahip akımlar uygulandığında ölçülmüş olan iletkenlik ve elektriksel geçirgenlik değerleri görülebilir. Vücut dokularının direnci ve reaktansı ya da iletkenliği ve geçirgenliği farklı olmasından dolayı bu özellikler kullanılarak vücudun içi EET ile görüntülenebilmektedir. Ancak çoğu zaman görüntüleme için dokuların sadece iletkenlik ya da direnç özelliği incelenmektedir. Sheffield Mark 1 ve insan EET ölçümü yapmak için kullanılan birçok benzer sistem empedansın eş evreli direnç değerini kullanmaktadır (Holder, 2005). Bunun sebebi bağlantı kabloları ve elektronik sistemlerdeki istenmeyen kapasitansın ölçümlerde hataya yol açmasıdır.



Şekil 1. Dokuların basitleştirilmiş üç elemanlı elektrik devre modeli



Şekil 2. a) Basitleştirilmiş üç elemanlı elektrik devresi için Cole-Cole çizimi b) Bir doku için idealize edilmiş Cole-Cole çizimi

Tablo 1. Çeşitli frekanslarda biyolojik dokular için a) iletkenliğin (S_{m-1}) ve b) bağlı elektriksel geçirgenliğin vücut dışındaki ölçümleri. (B) ile gösterilen dokular büyükbaş hayvan (bovine) kaynaklı, (İ) ile gösterilenler insan kaynaklıdır (Malmivuo & Plonsey 1995).

a)		Frekans				
Doku	Tür	1kHz	10kHz	100kHz	1MHz	10MHz
Beyin (gri madde)	B	0.1	0.13	0.15	0.2	0.3
Karaciğer	B	0.04	0.05	0.09	0.2	0.3
Böbrek	B	0.12	0.15	0.2	0.3	0.5
Kas (enine)	B	0.3	0.35	0.4	0.5	0.6
Kas (boyuna)	B	0.5	0.5	0.5	0.6	0.7
Akciğer (hava dolu)	B	0.05	0.06	0.08	0.10	0.20
Uterus	İ	0.4	0.4	0.4	0.5	0.6
Deri	İ	7×10^{-4}	4×10^{-3}	6×10^{-2}	3×10^{-1}	4×10^{-1}
Adipoz dokusu	İ	0.022	0.023	0.023	0.24	0.25

b)		Frekans				
Doku	Tür	1kHz	10kHz	100kHz	1MHz	10MHz
Beyin (gri madde)	B	2×10^5	2×10^4	4×10^3	1×10^3	3×10^2
Karaciğer	B	9×10^4	3×10^4	1×10^4	2×10^3	2×10^2
Böbrek	B	2×10^5	4×10^4	1×10^4	2×10^3	4×10^2
Kas (enine)	B	6×10^5	3×10^4	1×10^4	2×10^3	1×10^2
Kas (boyuna)	B	1×10^6	3×10^4	2×10^3	4×10^2	2×10^2
Akciğer (hava dolu)	B	1×10^5	2×10^4	3×10^3	6×10^2	2×10^2
Uterus	İ	1×10^6	2×10^4	3×10^3	1×10^3	3×10^2
Deri	İ	4×10^4	3×10^4	2×10^4	2×10^3	2×10^2
Adipoz dokusu	İ	1×10^4	4×10^2	5×10^1	2×10^1	1×10^1

2.2 EET'nin Uygulamaları

Akciğerin işlevinin izlenebilmesi için X-ışını, CT ve MRI gibi gelişmiş ve yüksek çözünürlüklü görüntü üretebilen teknolojiler kullanılabilmektedir. Ancak bu cihazlar yüksek maliyetli olduğu gibi hastanın, bu cihaza götürülmesi gerekmekte ve hasta X-ışını ve CT'li yöntemde radyasyona maruz kalmaktadır. Bu götürülerin çözümü açısından EET uygun bir çözüm olarak ortaya çıkmaktadır. EET'nin tıp alanındaki uygulamalarından birisi, vücuttaki elektriksel özelliklerin bilinmesinin tedavide faydalı olabileceği, akciğer embolisi (pulmonary embolism) ya da akciğerlerde kan pıhtılaşması olarak adlandırılan hastalıktır (Holder, 2005). Akciğer embolisi,



genellikle ameliyat sonrası oluşan sık görülen ciddi bir oluşumdur. Emboli, bir damarın duvarından kopan kan pıhtısıdır. Bu pıhtı kanla beraber vücut içersindeki tüm organları dolaşır. Pulmonary emboli, bu pıhtının akciğerlere yerleşip, akciğerdeki damarlarda kan dolaşımını engellemesi ve böylece akciğerlere ve kalbe olan kan akışının azalmasıdır. Günümüzde akciğer embolisinin teşhis edilmesi için ventilasyon-perfüzyon sintigrafisi (Ventilation-perfusion scintigraphy (V/Q scan)) kullanılmaktadır (Mujoomdar vd., 2012). İki testten oluşan bu yöntemde, ilk testte akciğerin hava alan bölgesini tespit etmede kullanılan radyoaktif bir gazı hastanın ciğerlerine çekmesi gerekir. Bunu takiben ikinci testte, kan dolaşımını görüntülemek için damardan bir tür ışınımaya duyarlı kimyasal (radio opaque dye) ya da çözünmüş bir radyoaktif madde enjekte edilir. Akciğerlerdeki kan dolaşımının görüntüsü, hava alan bölgenin görüntüsü ile karşılaştırılır. Hava alan fakat kan dolaşımının olmadığı bölgeler, embolinin olduğu yerleri gösterir. Akciğer embolisinin tespit edilebilmesi için kullanılabilecek bir diğer yöntem ise EET'dir. Hava, doku ve kanın elektriksel iletkenliğinin ve geçirgenliğinin farklı olmasından dolayı EET, akciğerdeki elektriksel özellikleri ve zamana göre nasıl değiştiklerini görüntüleyebilir ve hava alan fakat kan dolaşımının olmadığı akciğer bölgelerini gösterebilir. Bunun birlikte EET, yenidoğan prematüre bebeklerin akciğer işlevlerinin yatak başında izlenmesi için de kullanılabilir (Bayford & Tizzard, 2012). Prematüre bebeklerde akciğerlerinin tam gelişmemesi, uzun dönemli sağlık sorunlarına yol açmaktadır. Bu nedenle prematüre bebeklerin akciğer gelişiminin izlenmesi önemlidir (Frerichs vd., 2002). EET, güvenli ve vücut içine girmemesinden (non-invasive) ötürü küçük yaştaki hastaların akciğer işlev testinin yapılabilmesini sağlamaktadır. İlerlemiş akciğer yaralanmalarında ortaya çıkan akciğerdeki basınç eksikliğini gidermek için kullanılan mekanik havalandırma aşırı şişirmeden ötürü akciğere zarar verebilmektedir. EET, mekanik havalandırma kullanılan hastaların çevrimiçi izlenerek akciğerlerinin korunmasında kullanılabilecek bir araçtır (Adler vd., 2012). Bakteri, virüs ya da mantar kaynaklı ya da ameliyat sonrası bir komplikasyon sonucu oluşan akciğer iltihaplanması diğer adıyla zatürre (pnömoni) hastalığının görüntülenmesinde EET kullanılmaktadır (Mazzoni vd., 2017). Akciğer sönümü olarak bilinen pnömotoraks hastalığında, akciğer duvarı ince veya yırtılmış ise, duvar ve akciğer arasına hava sızabilir ve bir süre sonra burada biriken hava akciğerin çalışmasını durdurabilir. Bu hastalıkta da akciğerin hastalıklı bölgesi ile sağlıklı bölgesinin elektriksel özelliklerinin çok farklı olması nedeniyle EET, ilgili bölgeyi görüntülemek için elverişlidir (Costa vd., 2008) .

Meme kanserinin erken teşhisinde, EET'nin taşınabilir olma özelliğinden faydalanabilir. Meme tümörlerinin elektriksel özelliklerinin etrafındaki dokununkinden oldukça farklı olması, EET ile etkili görüntüleme yapılabilme olanağı vermektedir (Holder, 2005). Günümüzde meme kanserinin görüntülenmesinde X-ışını mamografi, ultrasonografi yöntemleri kullanılmaktadır (Raneta vd., 2012). Mamografi yöntemi uygulanırken tüm dokuyu görüntüleyebilmek ve en az miktarda radyasyon vermek için meme bastırılarak düzleştirilmektedir. Bu yöntem hastaya bazen acı verebilmekte ve bazı kanserli dokuları görüntüleyememektedir (Holder, 2005). Dartmouth, (Soni vd., 2004), ve Moskova'daki (Cherepenin vd., 2002) gruplar EET kullanarak ilk klinik görüntüleri toplamışlardır. EET, mamografi ve ultrasonografinin

yerine geçemeyecek olmasına rağmen, bu yöntemlerle beraber kullanılarak vücuttaki metabolik süreçler hakkında bilgi sağlayabilir (Raneta vd., 2012). Tüm potansiyelini ortaya çıkarabilmesi için EET'nin geliştirilmesi gerekmektedir.

Beyin anatomisinin görüntülenmesi için hali hazırda X-ışını CT, MRI ve fMRI gibi çok iyi yöntemler olmasına rağmen EET, düşük maliyeti ve taşınabilirliği sayesinde epilepsi ve inme gibi hızlı ve kolay uygulanabilir görüntüleme gerektiren durumlarda kullanılabilme potansiyeline sahiptir (Holder, 2005). Örneğin akut (çabuk ilerleyen) bir inme durumunda uygun ilaç inmenin başladığı üç saat içinde uygulanabilirse inme etkilerinin iyileştirilebildiği gözlenmiştir (Holder, 2005). Bu tedavide en önemli nokta, uygun ilacın hastaya verilebilmesi için inmenin sebebinin hızlı bir şekilde tespit edilebilmesidir. Örneğin kanama (haemorrhage) sebebiyle (inme vakalarının %15'i bu nedenle olmaktadır) inme geçiren bir hastaya, trombolitik (pıhtı eritici) bir ilaç verirse, kanama artacaktır (Holder, 2005). Tavsiye edilen 30 dakikalık süre içinde görüntülemenin gerçekleştirilmesi CT ile olası değildir. EET ise inme sebebi olarak kanamayı, iskemikten ayırt edilebilmesini sağlayarak hızlı bir şekilde uygun ilaç tedavisinin uygulanmasını sağlayabilir. Öte yandan EET, beyindeki etkinlik sonucu iyon kanallarının açılmasıyla ilişkili ve diğer yöntemlerle elde edilemeyen küçük empedans değişimlerini görüntüleyebilir. Ancak EET'nin kafatasından akımın geçirilebilme zorluğunu aşması gerekmektedir. Akım vermek için geniş aralıklarla kafaya yerleştirilen elektrotlar kullanılarak kafatası üzerinden kabul edilebilir derecede iyi bir çözünürlükle görüntü edilebileceği gösterilmiştir (Bagshaw vd., 2003). Fiziksel olarak uyarılmış etkinlik (Tidswell vd., 2001) ve epilepsi (Fabrizi vd., 2006) sırasında empedans değişiklikleri kaydedilmiştir ancak görüntüler, gürültülüdür ve tutarlı değişimler ortaya çıkarmamıştır. EET'nin beyin görüntülemeye başarımı arttırmak üzere araştırmalar (Tehrani vd., 2010) devam etmektedir.

Elektriksel direnç tomografisi (EDT), endüstriyel süreç uygulamaları için en yaygın çözümlerden birisidir (Dickin, 1996). Yeni yüksek hızlı tomografi yöntemi olarak EET, iki evreli akışların çevrimiçi görüntülenmesi için geliştirilmiştir (Dickin, 1996; George, 2000). İki evreli sıvılar arasında iletkenlik farkının olduğu iki evreli akışlarda ikinci evrenin hız ve derişimlerinin haritalanmasında güçlü bir yöntem olduğu ispatlanmıştır (Wang, 2001). Örneğin EET, bir iki evreli akış alanında balocuk dağılımının görüntülenmesinde kullanılmıştır ve diğer var olan tekniklere göre daha basit ve ucuz bir çözüm sağlamıştır [Cho vd., 1999; ITS, 2017]. EET'nin kullanıldığı göreceli yeni bir alan basınç haritasının görüntülenmesidir (Knight vd., 1990). Sınırlarından sabitlenmiş bir kumaş parçasına basınç uygulandığında, şekli değişen bölgenin iletkenliği değişmekte ve bu değişim EET sisteminde akım ve gerilim verisinde değişime yol açmaktadır. Basınca duyarlı iletken kauçuk ve diğer birçok kumaş tabanlı malzemenin yıllar içinde geliştirilmesiyle EET tabanlı basınç haritalama hızlı bir şekilde gelişmiş ve gelecek vaat eden bir teknik haline gelmiştir. Bu yöntem uygulanarak, robotlar için yapay deri ara yüz geliştirme araştırmaları (Tawil vd., 2009; Alirezai vd., 2009) yapılmaktadır.

2.3 EET'nin Çalışma İlkeleri

EET sistemleri genellikle bir bilgisayar ve elektronik teçhizatın bulunduğu bir kutudan oluşmaktadır. Bir insanın bedenine üzerine tutturulmuş EKG elektrotları, bir ya da iki metre uzunluğundaki eşeksenli kablolar aracılığı ile EET'ye bağlıdır. EKG elektrotları incelenecek beden bölümünün çevresine halka şeklinde belirli aralıklarla dizilerek yerleştirilir. Tüm EET donanımı, bir tekerlekli servis masası üzerine yerleştirilebildiğinden dolayı bir insandan, muayenehane ya da poliklinikte ölçüm alınabilir. Şekil 3'te ilk EET cihazlarından Sheffield Mark 1 EET sistemi gösterilmektedir. Günümüzde kullanımı yaygın olan ve en başarılı ticari EET cihazlarından biri olan Pulmo Vista 500 ise Şekil 4'te gösterilmektedir. Bu cihazın boyutu öncüllerine göre gelişen teknolojinin yardımıyla küçülmüştür. Buna ek olarak eski sistemlerde elektrotların yerleştirilmesi sırasında oluşan zaman kaybını azaltmak için elektrotlar bir kuşak üzerine yerleştirilmiştir.



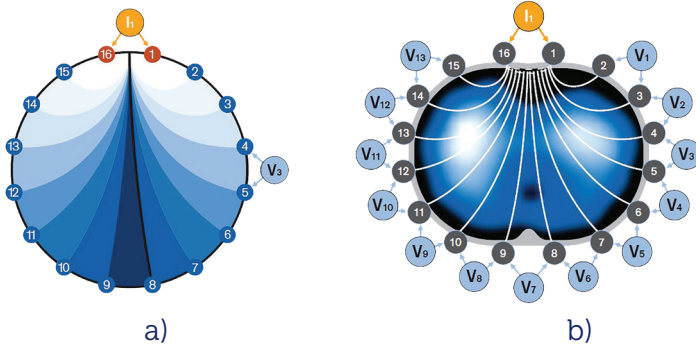
Şekil 3. Sheffield Mark 1 EET sistemi (Holder, 2005)

Bir görüntünün oluşturulabilmesi için veri setinin temelini tek bir empedans ölçümü oluşturmaktadır. Çoğu sistem, elektrot empedansından kaynaklanan hatayı en aza indirmek için Şekil 5a'da gösterildiği gibi iki elektrottan I_1 akımının uygulandığı ve başka iki elektrottan yüzeyde oluşan V_3 gerilimin ölçüldüğü dört elektrotlu yöntemi kullanmaktadır. Ölçülen gerilim ve uygulanan akım arasındaki ilişkiden Ohm kuralına göre empedans ölçümü yapılır. Uygulanan akım insanda algılamaya yol açacak akım büyüklüğünün yaklaşık onda birine eşit olduğundan hissedilmez ve bilinen bir yan etkisi yoktur. Çoğu tek frekanslı sistemler 50 kHz civarında bir akım uygular. Bu frekansta dokuların özelliği, doğru akım uygulandığında gösterdikleri özelliğe yakınken elektrot empedansının doğru akım uygulandığında ortaya çıkan empedansa göre çok daha düşük olması daha az hatalı ölçüm yapılmasını sağlar. 50 kHz'te yapılan tek bir ölçüm 1 ms'den daha az sürmektedir. EET sistemlerinde 8 ila 64 arası elektrot kullanılmaktadır. Sheffield Mark 1 sisteminde 16 elektrot kullanılmış ve halka şeklinde ilgili kesit üzerine yerleştirilmiştir. Pulmo Vista 500 sistemi de 16 elektrottan oluşan bir kuşağı göğüsün etrafına yerleştirerek görüntüleme yapmaktadır. Bu elektrotlara

ek olarak vücudun bir noktasına referans elektrot yerleştirilerek elektrot çiftleri ile yapılacak tüm ölçümlerin referans noktasının aynı olması sağlanmaktadır. Şekil 5b'de gösterildiği gibi I1'den bir değişken akım uygulanarak geriye kalan 13 elektrot çiftinden yüzeyde oluşan $n=1,2,...13$, V_n gerilimleri ölçülmektedir. Bilinen akım değeri ve ölçülen gerilimlerden empedans ölçümü gerçekleştirildikten sonra bitişik elektrot çiftinden bir sonraki akım uygulaması gerçekleştirilir ve 13 gerilim ölçümü daha yapılır. Akım uygulanan ve ölçüm yapılan elektrot çiftleri tüm göğüs kafesi etrafında sırayla dönerek, her biri 13 gerilim ölçümü içeren 16 elektrot konumu ile bir dönüş tamamlanır. Elde edilen toplam 208 ölçümden bir EET kesit görüntüsü oluşturulur. Sheffield Mark 1 sisteminde 5mA'e kadar, 50 kHz'lık bir akımla 208 ölçüm, 80ms'de toplanarak saniyede 10 görüntü elde edilmiştir (Brown & Seagar 1987). Bu sistemde gerilimin sadece evre içi bileşeni kaydedildiğinden empedans yerine direnç ölçümü yapılmıştır.



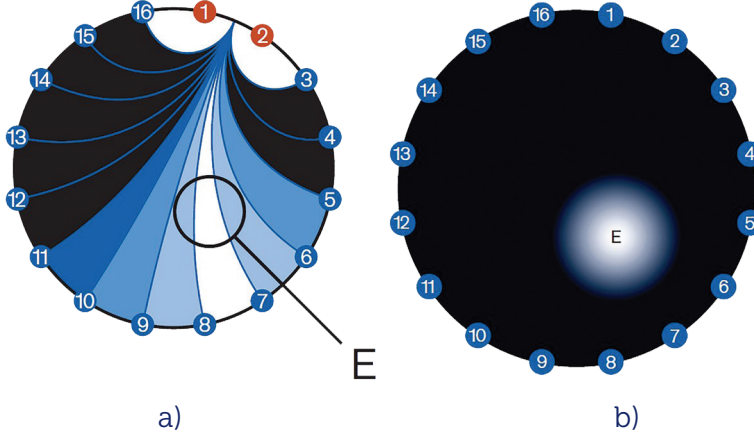
Şekil 4. Pulmo Vista 500 EET sistemi (Dräger, 2018)



Şekil 5. a) Dört elektrotlu yöntem b) göğüs kafesinin çevresinden akım uygulanması ve gerilim ölçümü (Teschner vd., 2015).

Özdeş biyoelektrik özelliklere diğer bir deyişle tek bir direnç değerine sahip bir nesnenin yüzeyine akım uygulanması sonucu nesnenin içinde Şekil 5a'da eş gerilim doğruları ile gösterilen yeniden üretilebilir gerilim dağılımı oluşmaktadır. Uygulanan akım sonucu, göğüs kafesinin içinde aynı gerilim değerine sahip bölgelere eşgerilim doğruları denmektedir. Şekil 5a'da beyaz renk gerilimin yüksek, artan mavi ton ise gerilimin giderek düştüğü bölgeleri göstermektedir. Eşgerilim doğrularının dağılımı beden yüzeyinde tahmin edilebilir bir potansiyel profil oluşturur. Eğer

özdeş nesnenin içinde Şekil 6a'da E ile gösterilen özdeş olmayan bir bölge varsa, ilgili nesnenin yüzeyinden yapılan gerilim ölçümlerini arttırır. Özdeş olmayan daha yüksek empedansa sahip E bölgesi sonucu gerilimin değiştiği bölgeler Şekil 6a'da beyaz ve açık mavi ile gösterilmekte, gerilimde değişiklik olmayan bölgeler siyah renkle gösterilmektedir. Bu artış 16 farklı elektrot çiftinden uygulanan akım sonucu ölçülen 16 gerilim profilini benzer şekilde etkiler. Pulmo Vista 500 sisteminde bu profiller üst üste bindirilerek ve Sheffield Back-Projection gibi geri çatma algoritmaları kullanılarak ilgili nesnenin kesit görüntüleri oluşturulmaktadır (Teschner vd., 2015). Empedansı arttırılmış E bölgesinin görüntüsü Şekil 6b'de gösterilmektedir.



Şekil 6. a) E bölgesinde empedansın artmasıyla gerilim profilinin değişimi gösterilmektedir. Açık mavi ve beyaz renkler değişim gerçekleştiği, siyah renkli bölgeler ise değişimin gerçekleşmediği bölgeleri göstermektedir. b) EET ile farklı empedansa sahip E bölgesinin görüntüsünün oluşturulması (Teschner vd., 2015).

3. EET'nin Kuramsal Altyapısı

EET'de ileri problem ve geri problem olmak üzere iki tür problem tanımlanmaktadır. İleri problem, vücuttan alınmış bir kesitteki iletkenlik dağılımı ve uygulanan akım bilgisi kullanılarak kesitteki gerilim dağılımının hesaplanmasıdır. Geri problem ise yapılan gerilim ölçümlerinden ve uygulanan akımdan yola çıkılarak iletkenlik dağılımının hesaplanmasıdır. EET'nin problemlerinin çözülebilmesi ve bu çözümler kullanılarak problemlerin benzetimlerinin yapılabilmesi için öncelikle, EET'nin matematiksel modelinin anlaşılması gerekmektedir. Matematiksel bir çözüm elde edebilmek için kullanılacak olan bu modelde gerilim, akım ve iletkenlik dağılımı arasındaki bağıntıyı gösteren denklemler türetilmelidir. Bu bölümde temel Maxwell denklemlerinden yola çıkılarak, EET'nin matematiksel modelinin denklemleri incelenecektir. Maxwell denklemlerinden türetilmiş olan denklemler, EET'nin farklı fiziksel modellerinde değişikliğe uğramadan kullanılmaktadır ancak bu denklemleri çözmek için gerekli olan sınır koşulları, kullanılan fiziksel modele göre değişmektedir. Fiziksel model, incelenen bir vücut kesitinin şeklinin modellenmesi, kesitin yüzeyine tutturulan elektrotlarla ve bu elektrotlardan uygulanan akım ve ölçülen gerilimin modellenmesiyle ilgilidir. Özdeş olmayan ortam (inhomogenous

medium) için Maxwell denklemleri, Denklem (2) ve Denklem (3)'te gösterilmektedir. $\vec{E}$ elektrik alanını, $\vec{H}$ manyetik alanı, $\vec{B}$ manyetik akı yoğunluğunu (magnetic flux density), $\vec{D}$ elektriksel yer değiştirme akımını (electric displacement current) ve $\vec{J}$ ise elektrik akım yoğunluğunu göstermektedir. Eğer uygulanan akımlar, w frekansının zaman harmonikleri ise, elektrik alanı, Denklem (4) ve manyetik alan Denklem (5)'te gösterildiği gibi tanımlanabilir. Doğrusal (linear) ve eşyönlü (isotropic) bir ortamda geçerli olan bağıntılar Denklemler (6), (7) ve (8)'dir. ϵ , ortamın elektriksel geçirgenliğini, μ , ortamın manyetik geçirgenliğini (permeability) ve σ ise ortamın iletkenliğini göstermektedir. EET'de dokular genellikle yaklaşık olarak isotropik kabul edilir ancak kas gibi dokular yüksek derecede eşyönlü olmayan ortamlardır (Malmivuo & Plonsey, 1995). Aşağıdaki eşitlikler türetilirken, ortamın eşyönlü olduğu varsayılmıştır. Denklemler (4-8) kullanılarak Denklem (2)'den, Denklem (9) ve Denklem (3)'ten, Denklem (10) elde edilmektedir. Biyoelektrikle ilgili herhangi bir durumda olduğu gibi, EET'de de J^s olarak gösterilen akım kaynakları vardır (Malmivuo & Plonsey, 1995). Bu yüzden akım yoğunluğu, Denklem (11)'de gösterildiği gibi J^s ve ohmik akım J^o 'nun toplamına eşittir. Denklem (11), Denklem (10)'da yerine koyulduğunda Denklem (12) elde edilmektedir.

$$\vec{\nabla} \times \vec{E} = -\frac{\partial \vec{B}}{\partial t} \quad (2)$$

$$\vec{\nabla} \times \vec{H} = \vec{J} + \frac{\partial \vec{D}}{\partial t} \quad (3)$$

$$\vec{E} = E e^{j\omega t} \quad (4)$$

$$\vec{B} = B e^{j\omega t} \quad (5)$$

$$\vec{D} = \epsilon \vec{E} \quad (6)$$

$$\vec{B} = \mu \vec{H} \quad (7)$$

$$\vec{J} = \sigma \vec{E} \quad (8)$$

$$\vec{\nabla} \times \vec{E} = -j\omega \mu \vec{H} \quad (9)$$

$$\vec{\nabla} \times \vec{H} = \vec{J} + j\omega \epsilon \vec{E} \quad (10)$$

$$\vec{J} = \vec{J}^s + \vec{J}^o \quad (11)$$

$$\vec{\nabla} \times \vec{H} = (\sigma + j\omega \epsilon) \vec{E} + \vec{J}^s \quad (12)$$

EET'de, Denklem (11)'de yer alan J^s bileşeni w frekansında genellikle sıfırdır (Holder, 2005). Bu durumda Denklem (12), Denklem (13)'te gösterilen halini alır. EET'de kullanılan yarı durağan (quasi-static) yaklaşıma, $w\mu H$ bileşenini ihmal edilebilir varsaydığından Denklem (9) sıfıra eşit olmaktadır. Bunun sonucu olarak basit bağlantılı bir bölgedeki elektrik alan E , ile sayısal potansiyel U arasındaki ilişki Denklem (14) ile ifade edilmektedir. Denklem (13)'ün, her iki tarafından ıraksaklık (divergence) alındığında ve Denklem (14), Denklem (13)'e yerleştirildiğinde elde



edilen Denklem (15), yüzeyi $\partial\Omega$ ve iletkenlik dağılımı σ olan bir Ω hacminin içindeki gerilim dağılımını gösterir. Bir Laplace deklemini olan Denklem (15)'in çözülebilmesi için sınır koşullarına ihtiyaç vardır. EET'de bu sınır koşullarını, ilgili ortamın yüzeyine tutturulan elektrotlardan uygulanan akım örüntüleri belirlemektedir. Yüzey normali n ile gösterilen $\partial\Omega$ yüzeyindeki akım yoğunluğu j , Denklem (16)'da gösterildiği gibi kesite elektrotlar aracılığı ile uygulanan akımının negatif normal bileşenidir ve Ω hacminin içindeki gerilim dağılımını U oluşturmaktadır. Denklem (15) incelendiğinde, EET'de ileri problem ve geri problem olmak üzere iki problem ortaya çıkmaktadır. İleri problem, vücuttan alınmış bir kesitteki iletkenlik dağılım ve uygulanan akım bilgisi kullanılarak kesitteki gerilim dağılımının U hesaplanmasıdır. Geri problem ise yapılan gerilim ölçümlerinden ve uygulanan akımdan yola çıkılarak iletkenlik dağılımının hesaplanmasıdır. İleri problem, analitik ve nümerik yöntemlerle çözülebilmektedir. Geri problemi çözmek için ise, yüzeyden birbirinden bağımsız birçok sayıda gerilim ölçümleri yapılmalı ve çeşitli yöntemler kullanılarak tüm ölçümlere uyan bir iletkenlik dağılımının σ tahmini yapılmalıdır (Holder, 2005).

$$\vec{\nabla} \times \vec{H} = (\sigma + j\omega\epsilon)\vec{E} \quad (13)$$

$$\vec{E} = -\nabla U \quad (14)$$

$$\nabla \cdot \sigma \nabla U = 0 \quad (15)$$

$$j = -J \cdot n = \sigma \nabla U \cdot n \quad (16)$$

3.2 EET'de Ayrılabilirlik

Bir kesitteki farklı iki iletkenliğinin EET ölçümleri ile birbirinden ayrılabilmesi, ayrılabilirlik ölçütü ile tanımlanmaktadır (Isaacson, 1986). EET'nin görüntüleme başarımı, EET'nin ölçüm hassasiyetine bağlı olarak belirlenen ayrılabilirlik ölçütüne göre EET'nin bir kesitte görüntüleyebileceği kesitten farklı iletkenliğe sahip en küçük doku büyüklüğü ile ölçülebilir. Isaacson (1986), özdeş iletkenliğe sahip daire şeklinde bir kesit ve içinde eşmerkezli daire şeklinde farklı iletkenliğe sahip bir bölge olan ikinci bir kesit olmak üzere iki farklı durum için, uygulanacak akıma bağlı olarak yüzeyde oluşacak gerilimleri analitik yöntemle türetmiştir. Bu iki durum için ölçülen gerilimlerin birbirinden farkı ölçüm aletinin sahip olduğu sonlu kesinlikten büyük ise kesit içindeki farklı iletkenliğe sahip yapı ayrılabilir (Isaacson, 1986) yani EET tarafından görüntülenebilir olarak tanımlanmaktadır. Tanımlanan bu ayrılabilirlik ölçütüne göre uygulanacak akım örüntüsünün türünün, daire şeklinde modellenen bir kesitteki ayrılabilir en küçük farklı iletkenliğe sahip yapının büyüklüğünü etkilediği belirlenmiştir (Isaacson, 1986; Cheney & Isaacson, 1992). Ancak insan vücudundan alınan kesitlerin daireden daha çok elipse benzemesi nedeniyle, daire modelinin, algılanabilen en küçük yapı büyüklüğünde hatalara yol açtığı ve geri yapılandırma evresinde sorunlara yol açtığı bilinmektedir (Jain vd., 1997). Bu bölümde kesitin elips şeklinde olduğu kabul edilerek, kesitin içinde farklı iletkenliğe sahip bir yapının ayrılabilirliği üzerine Saka & Yılmaz'ın (2004) gerçekleştirdiği araştırma sonuçları özetlenmiştir.

EET'nin ileri problemi, Şekil 7a'daki yüzeyi S olan elips şeklindeki B vücut kesitinin bir doğrusal iletken olduğu varsayılarak çözülmektedir. İletkenliği σ_1 olan B kesitinin içinde, iletkenliği σ_2 olan ikinci bir elips ile kesit ile özdeş olmayan bir doku temsil edilmektedir. Eş odaklı olan elipslerin üzerindeki bir noktanın konumu, elips silindir koordinat sistemi kullanılarak noktanın bulunduğu elipsi gösteren ξ ve bu noktanın ilgili elips üzerindeki açısız konumunu gösteren ν ile ifade edilmektedir. ξ ve ν değerleri, Denklem (17)'de gösterildiği gibi seçilen noktanın $\pm c$ ile tanımlanan odaklara olan r_1 ve r_2 uzaklıklarından hesaplanmaktadır. B'ye S'den bir akım uygulandığında, B'nin herhangi bir noktasında oluşacak gerilim U, Denklem (15) ve Denklem (16)'yı sağlar. Elips geometrisinde ileri problemin analitik çözümü, Denklem (15)'in dairesel geometrideki çözümüne (Akdogan, 2004) benzer şekilde değişken ayırma yöntemi uygulanarak elde edilebilmektedir. İletkenliğin özdeş olduğu durumda, $\sigma_1=\sigma_2=1$, kesitin yüzeyinde oluşan gerilim V_1 , Denklem (18) ile ifade edilmektedir. Bu eşitlikteki C_n ve S_n , yüzeyden uygulanacak herhangi bir akım örüntüsünün Fourier serisi katsayılarını göstermektedir. İletkenliğin özdeş olmadığı durumda, $\sigma_1=1$, $\sigma_2=\sigma$, ise kesitin yüzeyinde oluşacak olan gerilim V_2 , Denklem (19)'da gösterilmektedir. Yüzey gerilimlerinin türetilmesi ile ilgili ayrıntılar Akdogan'ın (2004) yüksek lisans tezinde bulunabilir. Özdeş ve özdeş olmayan iki durum için yüzeyde oluşan gerilimlerin birbirlerinden farkı, yüzey gerilim ölçümünün kesinliğinden , Denklem (20)'de olduğu gibi küçükse özdeş olmayan yapı EET tarafından algılanamaz. Ölçüm kesinliği olan bir EET cihazının algılayabileceği özdeş olmayan yapının iletkenliği ve büyüklüğü arasındaki ilişki Denklem (20) kullanılarak elde edilen Denklem (21)'de gösterilmektedir. Kesinlik değeri $\epsilon=0,075$ ve özdeş olmayan yapının çeşitli a_i/a_o ve b_i/b_o oranlarına bağlı olarak belirlenen büyüklüğü için ve Denklem (21)'e göre ayrılabilir olarak belirlenen ilgili yapının iletkenlik değerleri $\sigma_2=\sigma$, için yapılan ayrılabilirlik incelemesi sonucu elde edilen sonuç Şekil 7b'de gösterilmektedir. Beden kesitini temsil eden ξ_o elipsinin yarı asal eksenleri $a_o=1.01$ ve $b_o=1$ olarak belirlenmiştir. Beden kesitinin şeklinin daire ve elips olarak ayrı ayrı modellendiğinde oluşan ayrılabilirliği karşılaştırmak amacıyla, dairenin yarıçapı $r_o=1$ ve özdeş olmayan yapının yarıçapı r_i olarak belirlenmiştir. Özdeş olmayan yapı aynı iletkenlik değerine sahipken elips ve daire olarak modellendiğinde belirlenen ilgili yapının ayrılabilir büyüklüğü Şekil 7b'deki sonuçlara göre farklıdır. Dairesel modellemedeki hatayı ifade eden bu fark geri problem çözümü sürecinde büyük önem taşımaktadır. Bunun birlikte eliptik koordinatlar, dairesel şekillerin de tanımlanabilmesini sağlamasından dolayı genelleştirilmiş bir inceleme aracı olarak göz önünde bulundurulabilir. Eliptik geometride ayrılabilirlik ile daha ayrıntılı inceleme Saka ve Yılmaz'ın (2004) çalışmasında bulunmaktadır.



$$\cosh \xi = \frac{r_1 + r_2}{2c} \quad \cosh v = \frac{r_1 - r_2}{2c} \quad (17)$$

$$V_1 = -\sum_{n=1}^{\infty} \frac{1}{n} (C_n \cos nv + S_n \sin nv) \quad (18)$$

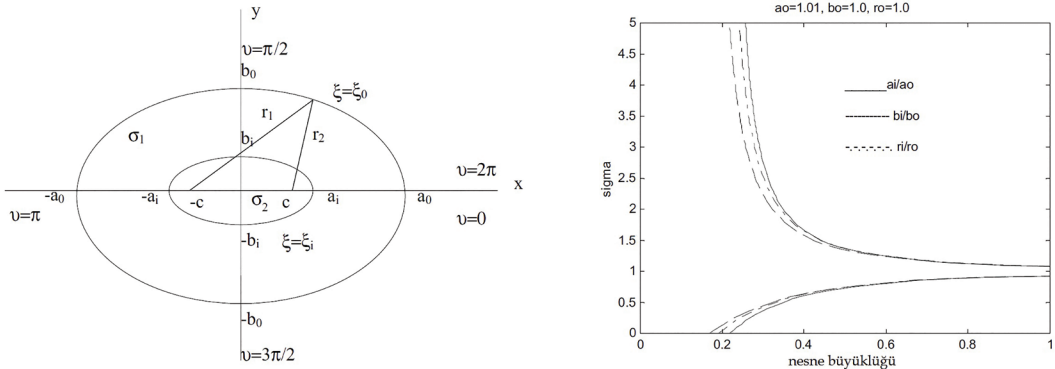
$$V_2 = -\sum_{n=1}^{\infty} \frac{1}{n} \frac{1 - \mu e^{-2n(\xi_o - \xi_i)}}{1 + \mu e^{-2n(\xi_o - \xi_i)}} (C_n \cos nv + S_n \sin nv) , \quad \mu = \frac{\sigma_2 - \sigma_1}{\sigma_2 + \sigma_1} \quad (19)$$

$$\|V_1 - V_2\| \leq 2|\mu| \frac{e^{-2(\xi_o - \xi_i)}}{(1 + \mu e^{-2(\xi_o - \xi_i)})} \leq \epsilon \quad (20)$$

$$\xi_i = \begin{cases} \xi_o + \frac{1}{2} \ln \left(\frac{\epsilon}{2 + \epsilon} \right) \frac{1}{|\mu|} , & \sigma < 1 \\ \xi_o + \frac{1}{2} \ln \left(\frac{\epsilon}{2 - \epsilon} \right) \frac{1}{|\mu|} , & \sigma > 1 \end{cases} \quad (21)$$

4. EET'de İleri ve Geri Problem Çözümü

EET'nin ileri probleminde amaç uygulanan akım ve yapı içerisindeki iletkenlik dağılımı bilgileriyle, yapının yüzeyinde oluşan gerilim dağılımının hesaplanmasıdır. İleri problem, iletkenlik dağılımının görüntüsünü elde etmede, diğer bir deyişle geri problemin çözümünde önemli bir unsurdur. Geri problemin amacı ise uygulanan akım ve bağımsız gerilim ölçümleri bilgileriyle yapının iletkenlik dağılımının bulunmasıdır. Geri çatım probleminin çözülmesine, çeşitli öngörülerden ve gerilim ölçümlerinden faydalanarak yapının bilinmeyen iletkenlik dağılımının tahmin edilmesi ile başlanır. Bu noktada ileri problemin çözümü, iletkenlik dağılımı tahminlerinden ve akım bilgisinden yüzeyde oluşan gerilim dağılımının bulunmasında kullanılır. Hesaplanan gerilim dağılımı, ölçülen gerilim dağılımları ile karşılaştırılır. Aralarındaki fark hesaplanıp, bu farka göre tahmin edilmiş olan iletkenlik dağılımı değişikliğe uğrar. Hesaplanan değerler, ölçülen değerlere kabul edilebilir bir hatayla yaklaşıp dek bu işlem tekrar edilir ve sonuçta iletkenlik dağılımı hesaplanmış olur. Bu bölümde ileri ve ters problem çözümünün benzetimleri, EET'nin bir göğüs kesitinin görüntülenmesi için uygulanacağı varsayılarak gerçekleştirilmektedir. Bu çözümlerin benzetiminde göğüs kesiti dairesel olarak modellenmiştir. Çözümlerin gerçekleştirileceği dairesel kesit Şekil 8a'da gösterilmektedir. Göğüs kesitinin yarıçapı $R=1$, iletkenliği $\sigma_1=1$, daire olarak modellenen ve göğüs dokusu ile özdeş olmayan bölgenin yarıçapı r , iletkenliği $\sigma_2=\sigma$ olarak gösterilmektedir. Bu benzetimde EET, yüzeyde eşit aralıkla yerleştirilmiş 16 adet elektrottan birim büyüklükteki kosinüs desenli akımlar uygulayarak, yine aynı



elektrotlardan ölçtüğü gerilimlerle göğüsün içerisinde yer alan özdeş olmayan bölgenin iletkenliğini ve konumunu görüntülemek için kullanılacaktır.

a)

b)

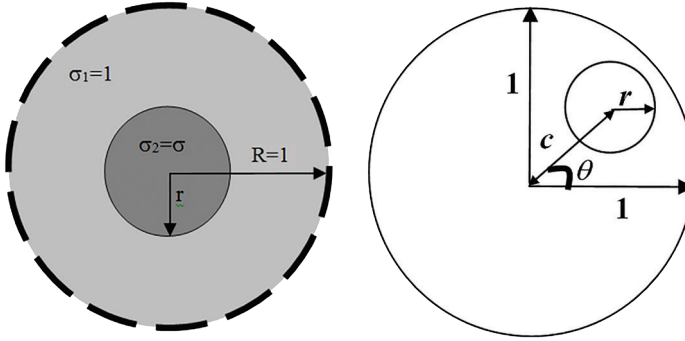
Şekil 7. a) Kesit geometrisi. b) Elips ve daire olarak benzetlenen kesitler için ayrılabilirlik bölgeleri

4.1 İleri Problem Çözümü

EET'de ileri problemi çözümü için sınırlı eleman yöntemi (SEY: finite element method) kullanılmıştır. SEY incelenen geometriyi, sonlu sayıda noktaya bölerek ifade eder ve böylece analitik çözümde yapılanın aksine çözüm ilgili geometrideki tüm noktalar yerine, gerçek duruma yeterince yaklaşan sonlu sayıdaki nokta için elde edilir. İlgili geometrik şeklin parçalanmasına ve sonlu sayıda noktaya indirgenmesine odacık üretimi (mesh generation) denir. Üretilen odacıklar, üçgen veya dörtgen gibi basit geometrik şekillerdir. Bu basit şekillerin her birinin köşesi düğüm olarak adlandırılmaktadır ve ilgili problemin çözümü bu düğümlerde hesaplanmaktadır. Problemin tanımlanmasını sağlayan kısmi diferansiyel denklemi ve odacık üretimi, " $K \cdot u = F$ " olarak ifade edilen bir doğrusal sistem oluşturur. F , sınır koşullarını içeren matris, u herbir düğümdeki çözümü gösteren matristir. K ise her düğüm için, o düğümün ait olduğu odacıkla ilgili bilgilerin toplanmasını sağlar. SEY, EET problemine MATLAB Partial Differential Equation Toolbox (PDETOOL) (Matlab, 2018) yazılımı ile uygulanmıştır. Bu amaçla öncelikle, problemi tanımlayan kısmi diferansiyel denklemi ve denklemin uygulanacağı yapının geometrisi daire olarak belirlenmiştir. İkinci adımda ise EET'de çözülmesi gereken problemin bir Laplace denklemi olmasından ötürü incelenen yapının sınır koşulları belirlenmiştir. Bu amaçla seçilen tam elektrot modeline göre, yapının sınırına tutturulan belirli sayıdaki elektrot sınır koşullarını oluşturur. MATLAB PDETOOL grafik arabirimi ile uygulandığında, incelenen yapının sınır şeklinin karmaşıklığına göre sınır parçalara ayırmaktadır. Otomatik olarak yapılan bu işlemde elde edilen parça sayısı EET'nin sınırında oluşan durumu tam modelleyememektedir. Gereken benzetimi gerçekleştirebilmek için, örneğin 16 elektrot kullanılan bir düzenekte, sınırın 32 parçaya ayrılması gerekmektedir. Bu parçaların 16 tanesi elektrotları, kalan 16 tanesi ise bu elektrotlar arasındaki boşlukları temsil eden daire eğrileridir.



Grafik arabirim kullanılarak bu benzetim elde edilemeyeceği için, sınırdaki her bir parçanın bir sütun olarak tutulduğu Ayrıştırılmış Geometri Matrisi (Decomposed Geometry Matrix) değişikliğe uğratılmalıdır (Akdoğan, 2004). Sınır Koşulları Matrisi (Boundary Condition Matrix) olarak adlandırılan bir diğer matris ise sınır koşullarını PDETOOL'a aktarmak için kullanılmaktadır. Sınır Koşulları Matrisi, Ayrıştırılmış Geometri Matrisi ile beraber çalışır ve sınırdaki her bir parçanın akım yoğunluğunu, farklı bir sütunda tutar. Bu yüzden Ayrıştırılmış Geometri Matrisi'nde yapılacak bir değişiklik, koşul olarak Sınır Koşulları Matrisi'nde de yapılmalıdır. Bu iki matris gerekli şekilde değiştirildikten ve kullanıcıya bağlı verileri hazırladıktan sonra odacık üretimi yapılmalıdır. PDETOOL, odacıkları ve sonucunda oluşan düğümleri "initmesh" fonksiyonu kullanarak üretir. "Initmesh" fonksiyonu, ayrıştırılmış geometri matrisini girdi olarak alır ve ilgili geometriyi farklı büyüklükteki odacıklara bölmek için delaunay üçgen algoritmasını kullanır. Üretilen üçgen odacıklar, ilgili geometrik şeklin yapısına göre farklı büyüklüklere sahip olabilir. Örneğin keskin kenarlarda hatayı asgari düzeye indirmek için odacıkların büyüklükleri azalırken sayıları



artar. Elde edilecek çözümdeki hata miktarını azaltmak için yapının tümündeki odacıkların sayısı artırılabilir. Ancak bu artış beraberinde hesaplama yükünü de getirir.

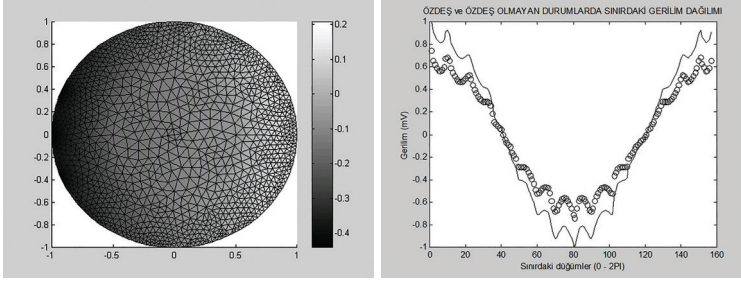
a)

b)

Şekil 8. Daire şeklinden modellenmiş göğüs kesiti ve içerisindeki özdeş olmayan bölge a) eş merkezli durum b) eş merkezli olmayan durum.

PDETOOL çözüme tek bir fonksiyon, "assemblpde", kullanarak ulaşır. Assemblpde, diferansiyel denklem katsayılarını, Sınır Koşulları Matrisi'ne, Ayrıştırılmış geometri Matrisine ve odacık verilerine ihtiyaç duyar. Assemblpde, geometriyi Ayrıştırılmış Geometri Matrisi ile tanır, diferansiyel denklemi problemini toplamak için odacık verilerini ve çözüme ulaşmak için sınır koşullarını kullanır. PDETOOL kullanılarak, Şekil 8a'da gösterilen daire yapısı Şekil 9'de gösterilen 2328 odacığa ayrılmış ve bunun sonucu olarak 1261 düğüm oluşmuştur. SEY'de kullanılan "assemblpde" fonksiyonu yapının tamamındaki gerilim dağılımını hesaplar. Ancak gerçek durumda olduğu gibi, gerekli olan sınırdaki noktalarda oluşan gerilimdir. Bu yüzden SEY sonucu oluşan sınırdaki düğümler, tüm düğümleri kapsayan çözümden ayıklanır. Sınırdaki ayıklanmış düğümlerden elde edilen sonuçlar Şekil 9a'da gösterilmektedir. Düğümlerin konumları x ekseninde 0-2 π aralığında gösterilmiştir, y ekseninde ise düğümlere karşılık gelen gerilim değerleri tutulmaktadır. Şekil 9b'de gösterilen

özdeş ve özdeş olmayan olmak üzere iki durum için hesaplanan yüzey gerilim değerleri gösterilmektedir. Özdeş durumda Şekil 8a'da gösterilen yapının tamamının iletkenliğinin $\sigma_1=\sigma_2=1 \Omega\text{cm}^{-1}$ ve tüm dairenin yarıçapı birim uzunlukta olduğu kabul edilirken, özdeş olmayan durumda $\sigma_1=1 \Omega\text{cm}^{-1}$, $\sigma_2=5 \Omega\text{cm}^{-1}$, yarıçapı $r=0.5$ olan



a)

b)

Şekil 9. a) Daire şeklindeki göğüs kesitinin SEY ile odacıklara ayrılması b) uygulanan akım sonucu yüzeyde oluşan gerilimler ('—': özdeş durum, 'o': özdeş olmayan durum)

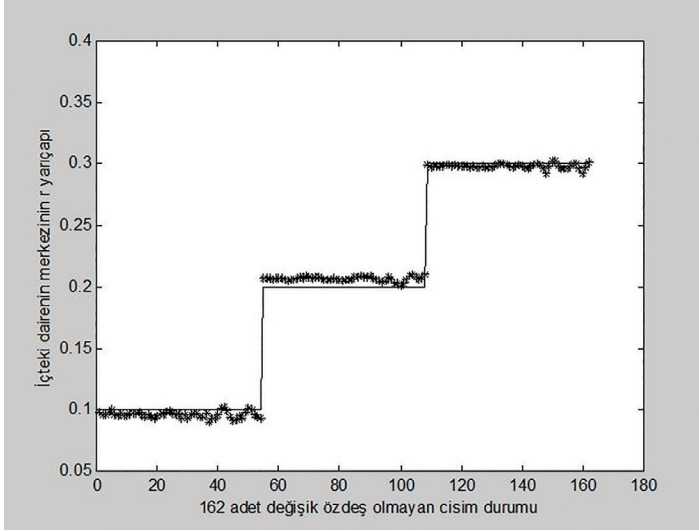
4.2 Geri Problem Çözümü

EET'nin geri problemi sınırdan yapılan ölçümleri ve uygulanan akımı kullanarak incelenen yapının iletkenlik dağılımının bulunmasıdır. Yüzeyden ölçülen gerilim ile uygulanan akım arasındaki bağlantı doğrusaldır. Ancak gerilim ile iletkenlik dağılımı arasındaki bağlantı doğrusal değildir. Bu nedenle geri problemin çözümü ileri problemin çözümüne göre daha karmaşık ve zordur. Bu bölümde, geri problem bir en iyileme problemi olarak kabul edilmiş ve sinir ağları ile incelenmiştir. Bu yöntemle, geri probleme parametrik bir yaklaşım ortaya konularak, basit ve etkili bir çözümün varlığı araştırılmaktadır. Görüntülemenin yapılacağı nesnenin şekli Şekil 8a ve Şekil 8b'de gösterildiği gibi daire ve içerisinde daire şeklinde farklı iletkenliğe sahip bir özdeş olmayan bölge olduğu varsayılmıştır. EET benzetimi için, ileri problemde olduğu gibi daire şeklindeki nesnenin çevresine eşit aralıklarla 16 tane elektrot yerleştirilmiştir. Bir kosinüs örüntülü akım bu 16 elektrottan uygulandığında yüzeyde oluşan gerilim dağılımı yine aynı elektrotlar kullanılarak ölçüldüğü varsayılarak 16 tane gerilim değeri hesaplanmaktadır. SEY ile elektrotların orta noktalarında oluşan gerilim değeri hesaplanmış ve bu değerler elektrotların ölçtüğü gerilim değeri olarak kabul edilmiştir.

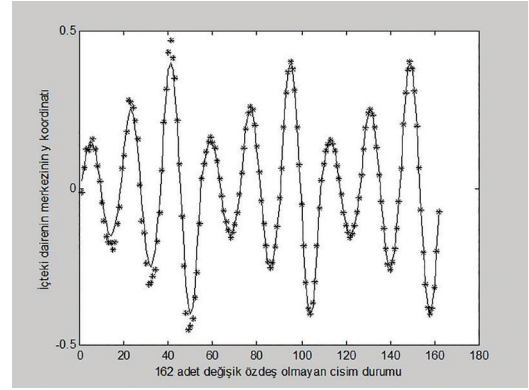
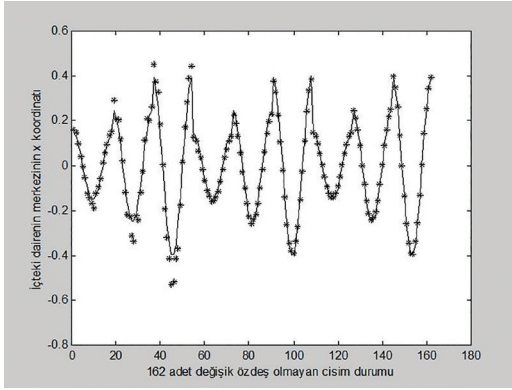
Özdeş olmayan yapı ve uygulanan akım sonucu yüzeyde oluşan gerilim dağılımı arasındaki ilişki, girişi 16 elektrottan ölçülen gerilim değerleri, çıkışı ise yapının içerisindeki özdeş olmayan tek bir cismin büyüklüğü ve konumu olan bir fonksiyon olarak tanımlanabilir. Özdeş olmayan daire şeklindeki cismin büyüklüğü, dairenin yarıçapı r ile belirlenmektedir. Özdeş olmayan yapının konumu ise iki dairenin merkezi arasındaki uzaklığı ifade eden c ve içteki dairenin merkezinin büyük



dairenin merkezine göre açısal konumunu gösteren θ ile tanımlanmaktadır. Büyük dairenin merkezinin orijin olarak kabul edilmesi suretiyle, Şekil 8b'de gösterildiği gibi özdeş olmayan daire biçimindeki cismin konumu, merkezinin $x=c.\cos\theta$ ve $y=c.\sin\theta$ koordinatları ile belirlenmektedir. Uygun bir yapay sinir ağı (YSA) ve öğrenme algoritması ile yüzeydeki gerilim değerleri ve yapının iletkenliği arasındaki ilişki yaklaşık olarak modellenilebilir. Bu çalışmada yukarıda tanımlanan fonksiyon, çok katmanlı ileri beslemeli sinir ağları (multilayer feedforward neural networks) ile modellenmektedir. İlgili sinir ağı yapısının oluşturulması ve belirlenen öğrenme algoritması ile eğitilmesi için MATLAB programının Neural Network Toolbox adlı yazılımı kullanılmıştır. MATLAB NNET programının "newff" komutu kullanılarak 16 adet girişe, 3 adet çıkışa sahip olan ve iki saklı katmana sahip olan çok katmanlı ileriye dönük sinir ağı yapısı oluşturulmuştur. Her bir saklı katman 5 adet nörondan oluşmaktadır. Oluşturulan sinir ağı, ölçüm örüntüleri ile eğitilirken Levenberg-Marquardt geri yayılım algoritması kullanılmıştır. Geri problem, 16 elektrottan ölçülen gerilim değerleri ile çözüleceğinden dolayı, YSA yapısının giriş katmanında 16 tane giriş tanımlanmıştır. Kurulan bu sinir ağı, elektrotların ölçtüğü gerilim değerlerinden birim daire yapısı içindeki tek bir özdeş olmayan cismin büyüklüğünü ve konumunu bulmayı amaçlamaktadır. Bu amaçla YSA'nın çıkışı özdeş olmayan cismin büyüklüğünü ifade eden yarıçap r ve bu yapının merkezini tanımlayan x ve y koordinatları olmak üzere üç adet çıkıştan oluşmaktadır. YSA'yı eğitmek için gereken veri, Şekil 8b'de gösterilen birim daire yapısı içindeki özdeş olmayan daire yapısının farklı büyüklük ve konum değerleri için, EET'nin ileri problemi bir önceki bölümde açıklanan SEY ile çözümlenerek üretilmiştir. Birim büyüklükte yarıçapa sahip dairenin iletkenliği $\sigma_1=1 \Omega\text{cm}^{-1}$, r büyüklüğünde yarıçapa sahip ve özdeş olmayan dairesel yapının iletkenliği, $\sigma_2=5 \Omega\text{cm}^{-1}$ olarak belirlenmiştir ve bu iletkenlik değerleri tüm benzetimlerde sabit tutulmuştur. EET'nin ileri problemi $r=[0.05 \ 0.125 \ 0.25 \ 0.35 \ 0.4 \ 0.45]$ ve $c=[0.1 \ 0.25 \ 0.3 \ 0.375 \ 0.45 \ 0.5]$ değerlerinin her bir ikili permütasyonu için çözülmüştür. Seçilen her bir r ve c değeri için θ , $0-2\pi$ aralığında $\pi/9$ büyüklüğündeki adımlarla değiştirilmiştir. Sonuç olarak $6.6.18=648$ adet farklı durum için ileri problem çözümlenerek YSA'yı eğitecek veri seti oluşturulmuştur. Oluşturan ve eğitilen sinir ağını, eğitim sırasında kullanılmayan yüzey gerilim ölçümleri ile sınamak amacıyla özdeş olmayan yapının farklı büyüklük ve konum değerleri için SEY ile ileri çözüm gerçekleştirerek yüzey gerilimlerinden oluşan sinama verileri üretilmiştir. EET'nin ileri problemi $r=[0.1 \ 0.2 \ 0.3]$ ve $c=[0.15 \ 0.25 \ 0.4]$ değerlerinin her bir ikili permütasyonu için çözülmüştür. Seçilen her bir r ve c değeri için θ , $\pi/10 -2\pi$ aralığında $\pi/9$ büyüklüğündeki adımlarla değiştirilmiştir. Sonuç olarak toplam ölçüm sayısı $3.3.18=162$ farklı durum için ileri problem çözümlenerek YSA'yı sınayacak veri seti oluşturulmuştur. Sinama sırasında yüzey gerilimleri YSA'nın giriş katmanına verilerek, YSA'nın daire içindeki özdeş olmayan yapının büyüklüğünü r ve konumunu x ve y kestirmesi beklenmektedir. YSA'nın hesapladığı değerler ile bilinen değerler karşılaştırılarak YSA'nın geri problemi çözmedeki başarımı incelenmiştir. 162 farklı durum için üretilen yüzey gerilim ölçümü sinir ağına girdi olarak girildiğinde, elde edilen çıkışlar r , x ve y ile bilinen hedef değerler bir arada Şekil 6.7, Şekil 6.8 ve Şekil 6.9'da gösterilmektedir. Şekillerdeki devamlı çizgi hedef değerleri, yıldızla işaretlenmiş sonuçlar ise sinir ağının çıkışını göstermektedir. Elde edilen şekiller, sinir ağının içerdeki özdeş olmayan dairenin



merkezinin koordinatlarını ve yarıçapını yaklaşık olarak bulabildiğini göstermektedir. Ancak bulunan sonuçlar belirli miktarda hataya sahiptir. Çıkış değeri r , x ve y için



hesaplanan ortalama hata kare (OHK) (mean square error) miktarları sırasıyla, $0.025 \cdot 10^{-3}$, $0.8431 \cdot 10^{-3}$ ve $0.5467 \cdot 10^{-3}$ olarak hesaplanmıştır.

Şekil 10. Sinir ağının r çıkışının 162 adet gerilim ölçümü için hedef değerlerle karşılaştırılması. (—: r 'nin hedef değerleri, *: sinir ağının çıkışı)

a)

b)

Şekil 11. Sinir ağının, a) x koordinatı çıkışının, b) y koordinatı çıkışının, 162 adet gerilim ölçümü için hedef değerlerle karşılaştırılması. (—: hedef değerleri, *: sinir ağının çıkışı)

5. Sonuç

EET tekniğinde, beden dokularının birbirinden farklı iletkenliklere sahip olmasından dolayı beden dışından verilen akım sonucu yüzeyde oluşan gerilimden beden içindeki iletkenlik dağılımı hesaplanmaktadır. EET, düşük maliyetli, taşınabilir ve zararsız bir tıbbi görüntüleme yöntemidir. MRI ve CT'ye göre çözünürlüğünün



düşük olması, EET'nin klinik olarak uygulamalarını kısıtlamasına rağmen yüzlerce araştırmacı EET üzerine araştırma yapmakta ve EET'yi geliştirerek gelecek vaat eden bu tekniği insanlığın hizmetine sunmayı amaçlamaktadır. Bu çalışmada, EET'nin çalışma ilkesi, zaman içindeki gelişim süreci anlatılmış ve EET ile ilgili yıllardır yapılan araştırmalar özetlenmeye çalışılmıştır. Yakın gelecekte EET'nin en önemli uygulama alanlarından birisinin meme kanseri görüntülemesi olacağı tahmin edilmektedir. Bu uygulamaya yönelik ticari ürünlerin piyasa bulunmasına rağmen EET henüz meme kanseri teşhisinde genel olarak kabul görmüş ve güvenilir bir klinik uygulama değildir. Epilepsi ve akut inme gibi beyin rahatsızlıklarında EET'nin kullanımına yönelik araştırmalar devam etmektedir. EET'nin solunum cihazına bağlı hastalarda yapay solunumun denetlenmesinde kullanılmakla beraber bu işlev için iyileştirme çalışmaları yapılmaktadır. Yiyeceklerin mideden incebağırsağa geçişi anlamına gelen mide boşalmasını (gastric emptying) izlemek için EET yönteminden faydalanılmaktadır. Yapılacak geliştirmelerle, EET'nin gastroparezi gibi sindirim rahatsızlıklarının izlenmesinde kullanışlı bir yöntem olması beklenmektedir. Son yıllarda çeşitli potansiyel uygulamalarının olması beklenen EET tabanlı kumaş basınç haritalaması, EET araştırma konuları arasında ön plana çıkmaya başlamıştır. Bu yöntem kullanılarak basınç ülserinin önlenmesine yönelik yatak ve oturma sistemlerinin geliştirilmektedir. Buna ek olarak dokunma duyarlılığı gerektiren robot için deri geliştirmesinde de bu teknikten faydalanılmaktadır. Yukarıda bahsedilen alanlarda EET'nin geliştirilmesi için önemli yatırımlar yapılmakta ve bu araştırmaların sonucu EET'nin belli alanlarda çığır açan bir yöntem olarak kullanılması tahmin edilmektedir.

6. Kaynaklar

- Adler, A.; Amato, M.B. ; Arnold, J.H.; Bayford, R.; Bodenstein, M.; Böhm, S.H.; Brown, B.H.; Frerichs, I.; Stenqvist, O. & Weiler, N. (2012). Whither Lung EIT: Where Are We, Where Do We Want To Go And What Do We Need To Get There?. *Physiological Measurement*, Cilt 33, No 5, (Nisan 2012), s. 679-694, ISSN 0967-3334
- Akdogan, K. E. (2004). Elektrik Empedans Tomografide (EET) İleri Problemin Elips ve Daire Geometrilere İçin Analitik Yöntem ve Sonlu Eleman Yöntemi ile İncelenmesi. Yüksek Lisans Tezi, Hacettepe Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Ankara
- Alirezaei, H.; Nagakubo, A. & Kuniyoshi, Y. (2009). A Tactile Distribution Sensor Which Enables Stable Measurement Under High And Dynamic Stretch, in *Proceedings of IEEE Symposium on 3D User Interfaces*, s. 87-93, ISBN 978-1-4244-3965-2, Lafayette, Louisiana, ABD, Mart 14-15, 2009
- Bagshaw, A. P.; Liston, A. D.; Bayford R. H.; Tizzard, A.; Gibson, A. P.; Tidswell, A. T.; Sparkes, M. K.; Dehghani, H., Binnie, C. D. & Holder, D. S. (2003). Electrical Impedance Tomography of Human Brain Function Using Reconstruction Algorithms Based On The Finite Element Method. *Neuroimage*, Cilt 20, No 2, (Ekim 2003), s. 752-764, ISSN 1053-8119
- Barber, D.C. & Brown, B.H. (1984). Applied Potential Tomography. *Journal of Physics E: Scientific Instruments*, Cilt 17, No 9, (1984), s.723-733, ISSN: 0022-3735
- Bayford, R. & Tizzard, A. (2012). Bioimpedance Imaging: An Overview of Potential Clinical Applications. *Analyst*, Cilt 137, No 20, (Ağustos 2012), s. 4635-4643, ISSN 0003-2654
- Benabid, A. L.; Balme, L.; Persat, J. C.; Belleville, M.; Chirossel, J. P.; Buyle-Bodin, M.; de Rougemont, J. & Poupot, C. (1978). Electrical Impedance Brain Scanner: Principles and Preliminary Results Of Simulation. *TIT Journal Of Life Sciences*, Cilt 8, No 1-2, (1978), s. 59-68, ISSN 0039-8160

- Brown, B. & Seagar, A. (1987). *The Sheffield Data Collection System. Clinical Physics and Physiological Measurements*, Cilt 8, No 4A, s. 91–97, ISSN 0143-0815
- Cheney, M.; Isaacson, D. & Newell, J.C. (1999). *Electrical Impedance Tomography. Society for Industrial and Applied Mathematics: SIAM Review*, Cilt 41, No 1, (1999), s. 85-101, ISSN 0036-1445
- Cheney, M. & Isaacson, D. (1992). *Distinguishability In Impedance Imaging. IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Cilt 39, No 8, (Ağustos 1992), s. 852-860, ISSN 0018-9294
- Cherepenin, V. A.; Karpov, A. Y.; Korjenevsky, A. V.; Kornienko, V. N.; Kultiasov, Y. S.; Ochapkin, M.B.; Trochanova, O. V. & Meister, J. D. (2002). *Three-Dimensional EIT Imaging of Breast Tissues: System Design And Clinical Testing. IEEE Transactions on Medical Imaging*, Cilt 21, No 6, (Haziran 2002), s. 662–667, ISSN 0278-0062
- Chiumello, D. (2016). *Topical Issues in Anesthesia and Intensive Care*, Springer International Publishing, ISBN 978-3-319 -31396-2, İsviçre
- Cho, K.-H.; Kim, S. & Lee, Y.-J. (1999). *A Fast EIT Image Reconstruction Method for The Two-Phase Flow Visualization. International Communications in Heat and Mass Transfer*, Cilt 26, No 5, (Temmuz 1999), s. 637-646, ISSN 0735-1933
- Costa, E. L. V.; Chaves, C. N.; Gomes, S.; Beraldo, M. A.; Volpe, M. S.; Tucci, M. R.; Schettino, I. A.; Bohm, S. H.; Carvalho, C. R.; Tanaka, H.; Lima, R. G. & Amato, M. B. (2008). *Real-Time Detection of Pneumothorax Using Electrical Impedance Tomography. Critical Care Medicine*, Cilt 36, No 4, (Nisan 2008), s. 1230-1238, ISSN 0090-3493
- Dickin, F. & Wang, M. (1996). *Electrical Resistance Tomography for Process Applications. Measurement Science and Technology*, Cilt 7, No 3, (Mart 1996), s. 247-260, ISSN 0957-0233
- Dräger (Şubat 2018). *PulmoVista-500*, 17.02.2018, https://www.draeger.com/en_uk/Hospital/Products/Ventilation-and-Respiratory-Monitoring/ICU-Ventilation-and-Respiratory-Monitoring/PulmoVista-500
- Eyüboğlu, B. M.; Köksal, A. & Demirbilek, M. (2000). *Distinguishability Analysis of An Induced Current EIT System Using Discrete Coils. Physics in Medicine & Biology*, Cilt 45, No 7, (Temmuz 2000), s. 1997-2009, ISSN 0031-9155
- Eyüboğlu, B. M. (2006). *Magnetic Resonance—Electrical Impedance Tomography*, Wiley Encyclopedia of Biomedical Engineering, M. Akay, (Ed.), Wiley, <http://onlinelibrary.wiley.com/book/10.1002/9780471740360>
- Fabrizi, L.; Sparkes, M.; Horesh, L.; Perez-Juste Abascal, J. F.; McEwan, A.; Bayford, R. H.; Elwes, R.; Binnie, C. D. & Holder, D. S. (2006). *Factors Limiting The Application Of Electrical Impedance Tomography For Identification of Regional Conductivity Changes Using Scalp Electrodes During Epileptic Seizures In Humans. Physiological Measurement*, Cilt 27, No 5, (Nisan 2006), s. S163-S174, ISSN 0967-3334
- Frerichs, I.; Hinz, J. ; Hermann, P.; Weisser, G.; Hahn, G.; Dudykevych, T.; Quintel, M. & Hellige, G. (2002). *Detection of Local Lung Air Content by Electrical Impedance Tomography Compared With Electron Beam CT. Journal of Applied Physiology*, Cilt 93, No 2, (Ağustos 2002), s. 660-666, ISSN 87507587
- Geddes, L. A. & Baker, L. E. (1967). *The Specific Resistance of Biological Material—A Compendium Of Data For The Biomedical Engineer And Physiologist. Medical And Biological Engineering*, Cilt 5, No 3, s. 271-293
- George, D. ; Torczynski, J.; Shollenberger, K.; O'Hern, T. & Ceccio, S. (2000). *Validation of Electrical-Impedance Tomography For Measurements of Material Distribution In Two-Phase Flows. International Journal of Multiphase Flow*, 2000. Cilt 26, No 4, s. 549-581, ISSN 0301-9322
- Gisser, D. G.; Isaacson, D. & Newell, J.C. (1992). *Theory and Performance of an Adaptive Current Tomography System. Clinical Physics and Physiological Measurement*, Cilt 9, Supplement A, (1992) s. 35-41, ISSN 0143-0815



- Grant, F. C. (1923). Localization of Brain Tumors. *The Journal of the American Medical Association (JAMA)*, Cilt 81, No 26, (Aralık 1923), s. 2169-2172, ISSN 0098-7484
- Grimnes, S. & Martinsen, O. G. (2015). *Bioimpedance and Bioelectricity Basics (Third Edition)*, Academic Press, ISBN 978-0-12-411470-8, Londra
- Haemmerich, D., Schutt, D.J.; Wright, A.S.; Webster, J.G. & Mahvi, D.M. (2009). Electrical Conductivity Measurement of Excised Human Metastatic Liver Tumours Before and After Thermal Ablation. *Physiological Measurement*, Cilt 30, No 5, (Nisan 2009), s. 459-466, ISSN 0967-3334
- Henderson, R. P. & Webster, J. G. (1978). An Impedance Camera For Spatially Specific Measurements of the Thorax. *IEEE Transactions On Biomedical Engineering*, Cilt BME-25, No 3, (Mayıs 1978), s. 250-254, ISSN: 0018-9294
- Holder, D. (1993). *Clinical and Physiological Applications of Electrical Impedance Tomography*. UCL Press, ISBN 1857281640, London
- Holder, D. (2005). *Electrical Impedance Tomography Methods, History and Applications*, Institute of Physics Publishing, ISBN 0 7503 0952 0, Bristol
- Industrial Tomography Systems (ITS) (Şubat 2018). ITS, 17.02.2018, <https://www.itoms.com/>
- Isaacson, D. (1986). Distinguishability of Conductivities by Electric Current Computed Tomography. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, Cilt 5, No 2, (Haziran 1986), s. 91-95, ISSN 0278-0062
- Jain, H.; Isaacson, D.; Edic, P.M. & Newell, J.C. (1997). Electrical Impedance Tomography Of Complex Conductivity Distributions With Noncircular Boundary. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Cilt 44, No 11, (Kasım 1997), s. 1051-1060, ISSN 0018-9294
- Knight, R.A. & Lipczynski, R.T. (1990). The Use of EIT Techniques to Measure Interface Pressure, *Proceedings of the Twelfth Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, s. 2307-2308, ISBN 0-87942-559-8, Philadelphia, Pennsylvania, ABD, Kasım 1-4, 1990
- Köksal, A. & Eyüboğlu, B. M. (1995). Determination of Optimum Injected Current Patterns in Electrical Impedance Tomography. *Physiological Measurement*, Cilt 16, Supplement 3A, (1995), s. A99-A109, ISSN 0967-3334
- Malmivuo, J. & Plonsey, R. (1995). *Bioelectromagnetism*. Oxford University Press, ISBN 0-19-505823-2, New York
- Matlab (Mayıs 2018). *Partial Differential Equation Toolbox*, 04.05.2018, <https://www.mathworks.com/products/pde.html>
- Mazzoni, M. B.; Perri, A.; Plebani, A. M.; Ferrari, S.; Amelio, G.; Rocchi, A.; Consonni, D.; Milani, G. P. & Fossali, E. F. (2017). Electrical Impedance Tomography In Children With Community Acquired Pneumonia: Preliminary Data. *Respiratory Medicine*, Cilt 130, (Temmuz 2017), s. 9-12, ISSN 0954-6111
- Mujoomdar, M.; Russell, E.; Dionne, F.; Moulton, K.; Murray, C.; McGill, S. & Lambe, K. (2012). Optimizing Health System Use of Medical Isotopes and Other Imaging Modalities, Ottawa (ON): Canadian Agency for Drugs and Technologies in Health, https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmedhealth/PMH0063369/pdf/PubMedHealth_PMH0063369.pdf
- Murphy, D.; Burton, P.; Coombs, R.; Tarassenko, L. & Rolfe, P. (1987). Impedance Imaging In The Newborn. *Clinical Physics and Physiological Measurement*, Cilt 8, Supplement A, (1987), s. 131-140, ISSN: 0143-0815
- Plonsey, R. (1969). *Bioelectric Phenomena*, McGraw Hill, New York
- Raneta, O; Ondruš, D & Bella, V. (2012). Utilisation Of Electrical Impedance Tomography In Breast Cancer Diagnosis, *Klinicka Onkologie*, Cilt 25, No 1, s. 36-41, ISSN 0862-495X
- Saka, B. & Yilmaz, A. (2004). Elliptic Cylinder Geometry for Distinguishability Analysis in Impedance Tomography. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Cilt 51, No 1, (Ocak 2004), s.

126-132, ISSN 0018-9294

- Salvia (Şubat 2018). Salvia Elisa 800 VIT, 17.02.2018, <http://salvia-medical.de/en/ventilation/ventilators/elisa/>
- Soni, N. K.; Hartov, A.; Kogel, C.; Poplack, S. P. & Paulsen, K. D. (2004). Multi-Frequency Electrical Impedance Tomography of The Breast: New Clinical Results. *Physiological Measurement*, Cilt 25, No 1, (Şubat 2004), s. 301–314, ISSN 0967-3334
- Tehrani, J. N.; Anderson, C.; Jin, C.; Schaik, A.; Holder, D. & McEwan, A. (2010). Feasibility of Electrical Impedance Tomography In Haemorrhagic Stroke Treatment Using Adaptive Mesh. *Journal of Physics: Conference Series*, Cilt 224, No 1, s. 1-4, ISSN 1742-6588
- Teschner, E.; Imhoff, M. & Leonhardt, S. (2015). Electrical Impedance Tomography: The Realisation of Regional Ventilation Monitoring, Dräger Medical GmbH, https://www.draeger.com/Library/Content/rsp_eit_booklet_9066788_en_2.pdf
- Tidswell, T.; Gibson, A.; Bayford, R. H. & Holder, D. S. (2001). Three-Dimensional Electrical Impedance Tomography of Human Brain Activity. *NeuroImage*, Cilt 13, No 2, (Şubat 2001), s. 283-294, ISSN 1053-8119
- Swisstom (Şubat 2018). Swisstom BB2, 17.02.2018, <http://www.swisstom.com/en/products/bb2>
- Tawil, D. S.; Rye, D. & Velonaki, M. (2009). Improved EIT Drive Patterns for A Robotics Sensitive Skin, *Australasian Conference on Robotics and Automation (ACRA)*, ISBN 9781632660305, Sidney, Avustralya, Aralık 2-4, 2009
- Timpel (Şubat 2018). Timpel Enlight, 17.02.2018, <http://www.timpel.com.br/>
- Yılmaz, A.; Akdoğan, K. E. & Saka, B. (2008). Application of Conformal Transformation To Elliptic Geometry For Electric Impedance Tomography. *Medical Engineering & Physics*, Cilt 30, No 2, (Mart 2008), s. 144-153, ISSN 1350-4533
- Wolf, G.K. & Arnold, J.H. (2005). Noninvasive Assessment Of Lung Volume: Respiratory Inductance Plethysmography And Electrical Impedance Tomography. *Critical Care Medicine*, Cilt 33, No 3, (Mart 2005), s. S163-S169, ISSN 0090-3493
- Wang, M. (2001). Inverse Solutions For Electrical Impedance Tomography Based On Conjugate Gradients Methods. *Measurement Science and Technology*, Cilt 13, No 1, (Aralık 2001), s. 101-117, ISSN 0957-0233
- Yorkey, T. J.; Webster, J. G. & Tompkins, W. J. (1987). Comparing Reconstruction Algorithms for Electrical Impedance Tomography. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Cilt BME-34, No 11, (Kasım 1987) s. 843-852, ISSN 0018-9294