

Akciğerde Ödem ve Hemorajın Mikrodalga Görüntüleme ile Tespiti

A Microwave Imaging Scheme for Detection of Pulmonary Edema and Hemorrhage

Didem Ertek, Gökhan Küçük ve Egemen Bilgin

Elektrik-Elektronik Müh. Bölümü

MEF Üniversitesi

İstanbul, Türkiye

ertekdi@mef.edu.tr, kucukgo@mef.edu.tr, bilgine@mef.edu.tr

Özetçe —Mikrodalga görüntüleme teknikleri yaygın olarak kullanılan tıbbi görüntüleme tekniklerine sağlığa daha az zararlı ve daha düşük maliyetli bir alternatif sağlama potansiyelini barındırmaktadır. Bu çalışmada akciğerde bulunan ödem veya hemorajın tespit ve teşhis edilmesine yönelik Kontrast Kaynak Evirme tekniği (Contrast Source Inversion) temelli bir mikrodalga görüntüleme algoritması önerilmiş ve test edilmiştir. Bu amaçla gerçekçi bir insan gövde modeli kullanılmıştır ve dokuların elektromanyetik parametreleri Cole-Cole modeli aracılığıyla belirlenmiştir. 350 MHz çalışma frekansında gövdeden saçılan alanlar Moment Metodu (Method of Moments) ile hesaplanıp 50 dB beyaz Gauss gürültüsü eklenerek gerçekçi bir ölçüm sistemi simüle edilmiştir. Önerilen mikrodalga görüntüleme yöntemi ile yapılan nümerik testlerde yöntemin akciğerdeki ödem ve hemorajın yerini tespit etmekte ve iki tıbbi durumu birbirinden ayırt etmekte başarıyla kullanılabileceği sonucuna varılmıştır.

Anahtar Kelimeler—Kontrast Kaynak, Mikrodalga Görüntüleme, Akciğer Ödemi, Hemoraji

Abstract—The microwave imaging systems have the potential to present a cost effective and less hazardous alternative to conventional medical imaging techniques. In this paper, a Contrast Source Inversion method based microwave imaging scheme is proposed and tested for the detection of pulmonary edema and hemorrhage. To this end, a realistic human torso phantom is used, and the electromagnetic parameters of the human tissues is determined via Cole-Cole model. The scattered field is simulated via Method of Moments at the operating frequency of 350 MHz, and a 50 dB white Gaussian noise is added to model a realistic measurement setup. The numerical tests performed with the proposed technique suggest that the method can be used to locate the pulmonary edema and hemorrhage, and it is capable of distinguishing these two medical conditions successfully.

Keywords—Contrast Source Inversion, Microwave Imaging, Pulmonary Edema, Hemorrhage

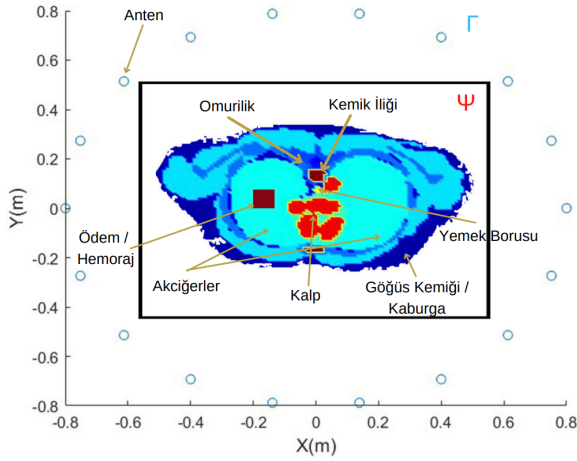
I. GİRİŞ

Günümüzde yaygın olarak kullanılan manyetik rezonans (MR), X ışınları ve bilgisayarlı tomografi (BT) gibi tıbbi görüntüleme sistemleri sağlığa zararları bulunabilen bileşenleri

çermektedir [1]. Mikrodalga görüntüleme bu mevcut tekniklere alternatif ve tamamlayıcı bir görüntüleme sistemi olarak insan vücudundaki hastalıkların teşhisi için tıbbi uygulamalarda kullanılabilme potansiyeli taşımaktadır. Mikrodalga görüntüleme, iyonlaştırıcı olmayan sağlığa zararsız elektromanyetik dalgaları kullanmaktadır ve mevcut yöntemlere göre daha düşük maliyetli ve taşınabilir tıbbi görüntüleme cihazları tasarlanmasına olanak sağlamaktadır [1]. Bu çalışmada farklı doku ve organlara uygulanabilecek bir mikrodalga görüntüleme algoritması tasarlanmış ve insan akciğerinin görüntülenmesinde kullanıma olasılığı test edilmiştir.

Akciğerde su toplanmasına tekabül eden akciğer ödemi yaygın karşılaşılan bir tıbbi sorundur ve genellikle kalp rahatsızlıklarının erken belirtilerinden birisidir. Bu nedenle akciğer ödeminin tespitine yönelik mikrodalga görüntüleme tekniklerinin geliştirilmesi konusunda literatürde çok sayıda çalışma mevcuttur. Bu çalışmaların bazıları esas olarak akciğerde su toplanıp toplanmadığını tespit etmeye yöneliktir. [2]'de giyilebilir bir sensör aracılığıyla ciğerin ortalama dielektrik sabitinin kestirilmesini ve bu değerden yararlanarak su toplanmasının tespit edilmesini hedefleyen bir sistem tasarlanmıştır. [3]'te ise monostatik radar yaklaşımı ile insan vücudunun taranması ve yansıyan alan şiddetinin ölçülmesiyle sağlıklı ve ödemi bünyenin ayırt edilmesini sağlayan bir tasarım önerilmiştir.

Amaç ödemin sadece varlığını değil ciğerdeki konumunu da tespit etmek olduğunda problem bir elektromanyetik ters saçılma problemi olarak formüle edilebilir ve bu problemin çözülmesiyle insan vücudundaki sağlıklı ve hastalıklı dokular görüntülenebilir [4]. Bu amaçla Newton-Kantorovich veya Born metodu gibi farklı ters problem çözüm teknikleri kullanılabilir. Örneğin [5]'te iteratif Born yöntemi kullanılarak ciğer görüntülenmiş ve ödemin konumu tespit edilmeye çalışılmıştır. Bu makalede ters saçılma probleminin çözümüyle insan gövdesindeki dokuların görüntülenmesi için kontrast kaynak evirme yöntemi tercih edilmiştir [6]. Daha önce bahsi geçen yöntemlerden farklı olarak kontrast kaynak evirme tekniğinde hem nesne hem de veri denklemi kullanılarak bir hata fonksiyonu tanımlanır ve incelenen bölgedeki doku yapısı bu hata fonksiyonunun iteratif olarak minimize edilmesiyle yeniden oluşturulur. Bu yöntemin Born veya Newton temelli tekniklere göre en büyük artışı her adımda düz saçılma problemini çözmeyi gerektirmediği için oldukça hızlı ve isabetli bir şekilde sonuç



Şekil 1: Akciğerinde ödem veya hemoraj bulunan insan vücudu kesitini içeren ölçüm düzeneği simülasyonu. Γ antenlerin bulunduğu ölçüm alanını, Ψ gövde kesitinin bulunduğu cisim alanını göstermektedir.

üretmesidir [6].

Burada önerilen yöntem, gerçekçi bir insan gövdesi modeli kullanılarak test edilmiş ve saçılan elektrik alan ölçümlerinden yola çıkarak insan vücudundaki dielektrik parametre dağılımı ve dolayısıyla doku yapısı tespit edilmiştir. Önceki çalışmalardan farklı olarak sadece ödem değil hemorajın varlığı durumundaki sonuçlar da analiz edilmiştir. Akciğer hemorajı yaygın olmamakla beraber radyolojik olarak ödemden ayırt edilmesi zor bir tıbbi durumdur [7]. Yapılan simülasyonlarda önerilen kontrast kaynak evirme temelli yöntemim ciğerdeki doku dağılımını yeniden oluşturup ödem ve hemorajın varlığını ve konumunu tespit etmekte oldukça başarılı olduğu gözlenmiştir. Yöntemin ürettiği kompleks dielektrik parametre dağılımının incelenmesiyle ödem ve hemoraj kolaylıkla birbirinden ayırt edilip teşhis edilebilmektedir.

II. MIKRODALGA GÖRÜNTÜLEME

Ele alınan mikrodalga görüntüleme modelinin geometrisi Şekil 1’de verilmiştir. Ψ ile tanımlanan cisim alanında saçılan elektrik alanı üretecek insan gövdesi bulunmaktadır. Bu insan gövdesi eşit aralıklarla $0.8m$ yarıçaplı bir çember üzerine yerleştirilmiş 18 anten tarafından aydınlatılmaktadır. Gövdeden saçılan alan da yine aynı antenler tarafından ölçülmektedir. 2 boyutlu geometride bu antenler TM polarize çizgisel kaynaklar olarak modellenir.

Burada kullanılan insan gövdesi modeli gerçek bir insan vücudundan bilgisayarlı tomografi ile elde edilen kesitlerin birleştirilmesiyle oluşturulmuştur [8]. Bu 3 boyutlu modelden akciğeri içeren bir kesit seçilmiştir. Kesitte akciğer, kalp, kemik gibi her doku için belirlenmiş indeksler vardır ve bu indekslerden yararlanılarak dokuların dağılımı belirlenir [8]. Bu çalışmada kullanılan dokular; akciğer, kalp, omurga, yemek borusu, kemik iliği, omurilik, göğüs kemiği, su ve kandır. Burada su ödemi, kan ise hemorajı modellemek için kullanılmıştır. Bu dokuların ϵ_r ile gösterilen kompleks dielektrik parametre değerleri [9] ve [10]’dan alınmıştır. ϵ_r değeri açılal frekans $\omega = 2\pi f$ ’in bir fonksiyonudur ve her doku için ϵ_r

değerleri Cole-Cole modeli kullanılarak elde edilir: [9]

$$\epsilon_r(\omega) = \epsilon_\infty + \sum_{n=1}^N \frac{\Delta\epsilon_n}{1 + (j\omega\tau_n)^{1-\alpha_n}} + \frac{\sigma}{j\omega\epsilon_0} \quad (1)$$

Burada ϵ_0 , $\Delta\epsilon_n$, α_n , τ_n , σ sırasıyla boş uzayın dielektrik geçirgenliği, dispersiyon büyüklüğü, dağılım parametresi, zaman sabiti ve iletkenlik terimlerini tespit etmektedir. Bu parametrelerin değerleri [9]’da bulunabilir. İncelenen dokular için (1)’den yararlanılarak hesaplanan $f = 350$ MHz çalışma frekansındaki ϵ_r değerleri Tablo 1’de verilmiştir. Cole-Cole metodu ile dokuların ϵ_r değerlerini elde ettikten sonra akciğer dokusundaki ödemi temsil etmek için su, hemorajı temsil etmek içinse kan bölgesi eklenir. Bu kesitten saçılan moment metoduyla elde edilir [11]. Saçılan alan değeri bir sonraki bölümde açıklanacağı gibi ters problemin kontrast kaynak evirme yöntemiyle çözümünde veri olarak kullanılmaktadır. Bu noktada makale boyunca $e^{j\omega t}$ zaman bağıllığı kullanıldığı belirtilmelidir.

TABLO I: DOKULARIN 350 MHz FREKANSINDAKİ KOMPLEKS DIELEKTRİK PARAMETRE (ϵ_r) DEĞERLERİ

Dokular	ϵ_r Değerleri
Akciğer	24.23-18.77i
Kalp	67.50-48.04i
Omurga	22.76-11.56i
Yemek Borusu	57.59-10.25i
Kemik İliği	5.60-2.07i
Omurilik	42.81-22.05i
Göğüs kemiği	13.27-4.46i
Su	74.89-1.01i
Kan	64.81-68.50i

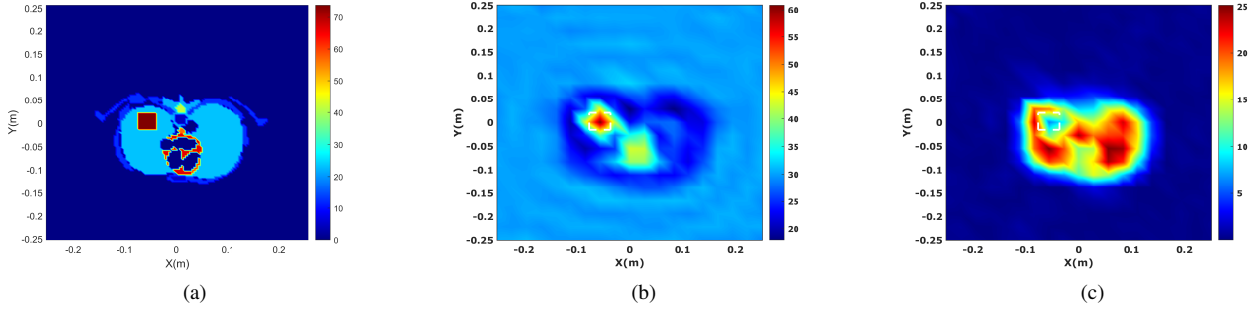
III. KONTRAST KAYNAK EVİRME TEKNİĞİ

Mikrodalga görüntüleme amaç ölçülen saçılan alan verisinden yola çıkarak saçıcı cismin ϵ_r dağılımını oluşturmaktır. Fiziksel olarak her madde veya doku farklı bir ϵ_r değerine sahiptir. Burada saçıcı cisim insan gövdesi olduğundan ϵ_r değerlerinin belirlenmesi o noktadaki dokuları belirlemeye de karşılık düşmektedir. Bu şekilde ciğerdeki ödem veya hemorajın yeri belirlenmiş olur. Böyle tanımlandığında mikrodalga görüntüleme bir elektromanyetik ters saçılma problemi olarak formüle edilmiş olur. Bu çalışmada, ters saçılma problemlerinin çözümü için önerilmiş farklı algoritmalar arasından kontrast kaynak evirme tekniği tercih edilmiştir. ϵ_r dağılımını iteratif bir süreçle oluşturmayı hedefleyen kontrast kaynak evirme yönteminin benzer algoritmalara göre en büyük avantajı her iterasyonda düz saçılma problemini çözmeyi gerektirmemesidir [6]. Bu sayede oldukça hızlı sonuç vermektir ve hızlı teşhis gerektiren tıbbi uygulamalar için elverişlidir.

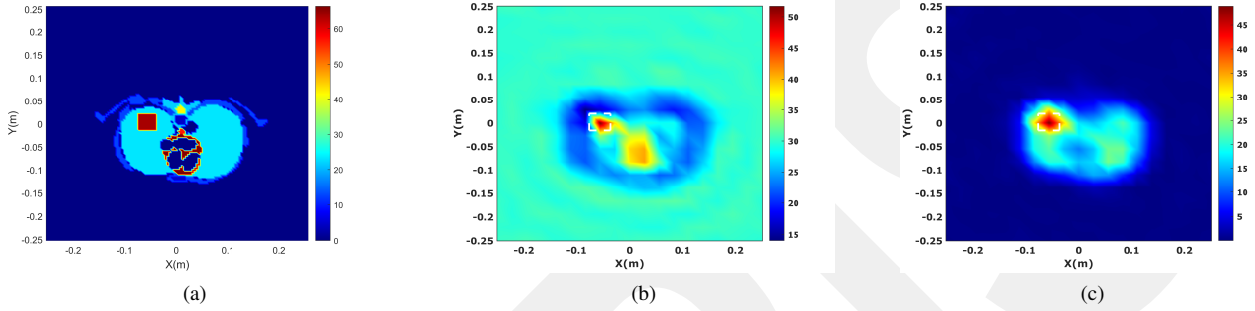
Tüm ters saçılma problemleri biri nesne biri de veri denklemleri olarak adlandırılan iki integral denklemden oluşan bir sistemin çözümünü konu alır. Bu denklemler saçıcı cismin içindeki elektrik alan dağılımı ile saçılan alan arasındaki ilişkiyi ifade eder. Cismin içindeki elektrik alan, nesne denklemleri olarak adlandırılan ikinci tip Fredholm integral denklemleri tarafından belirlenir:

$$u_j(p) = u_j^{inc}(p) + k_b^2 \int_D G(p, q)\chi(q)u_j(q)dv(q). \quad (2)$$

Bu denklemden u_j cismin içindeki toplam alanı, u_j^{inc} ise kaynaklardan gelen alanı göstermektedir. $j = 1, 2, \dots, S$ indisi,



Şekil 2: Akciğer dokusunun sol bölümündeki $4\text{cm} \times 4\text{cm}$ 'lik ödem görüntüsü. (a) gerçek kesit görüntüsü, (b) kontrast kaynak evirme yöntemi ile elde edilen ϵ_r 'nin reel kısmı, (c) kontrast kaynak evirme yöntemi ile elde edilen ϵ_r 'nin sanal kısmı. (b) ve (c)'de kesikli beyaz çizgi ödemin yerini göstermektedir.



Şekil 3: Akciğer dokusunun sol bölümündeki $4\text{cm} \times 4\text{cm}$ 'lik hemoraj görüntüsü. (a) gerçek kesit görüntüsü, (b) kontrast kaynak evirme yöntemi ile elde edilen ϵ_r 'nin reel kısmı, (c) kontrast kaynak evirme yöntemi ile elde edilen ϵ_r 'nin sanal kısmı. (b) ve (c)'de kesikli beyaz çizgi hemorajın yerini göstermektedir.

S toplam kaynak sayısı olmak üzere her bir kaynak noktasını temsil eder. q kaynak noktasını, p ise gözlem noktasını gösterirken $k_b = \omega\sqrt{\epsilon_b\mu_0}$ dış ortamın dalga sayısını belirtir. $G(p, q) = (-i/4)H_0^{(2)}(k_b|p - q|)$ 2 boyutta boş uzayın Green fonksiyonudur. (2)'deki ters problem açısından en önemli terim $\chi(q)$ ile gösterilen ve $\chi(q) = \epsilon_r(q)/\epsilon_b - 1$ şeklinde tanımlanan kontrast fonksiyonudur.

$\chi(q)$ ters problemin bilinmeyenini oluşturur ve kontrast kaynak evirme yönteminin amacı saçılan alandan yola çıkarak iteratif olarak $\chi(q)$ fonksiyonunu oluşturmaktır. $\chi(q)$ 'nin belirlenmesi ϵ_r parametresinin yani doku dağılımının da belirlenmesi anlamını taşır. $\chi(q)$ ve saçılan alan verisi arasındaki ilişki veri denklemi olarak adlandırılan integral denklem ile ifade edilir:

$$f_j(p) = k_b^2 \int_D G(p, q)\chi(q)u_j(q)dv(q). \quad (3)$$

Burada $f_j(p)$ antenlerde ölçülen saçılan alan verisini gösterir. Kontrast kaynak evirme yönteminde ters saçılma problemi (2) ve (3) denklemleri üzerinden tanımlanmış bir hata fonksiyonunun minimizasyonu şeklinde formüle edilmiştir [6]. (2) ve (3) Ψ alanında N noktaya ayrıştırıldıktan sonra hata fonksiyonu şu şekilde tanımlanır: [6]

$$F(\omega_j, \chi) = \frac{\sum_j \|f_j - G_S \omega_j\|^2}{\sum_j \|f_j\|^2} + \frac{\sum_j \|\chi u_j^{inc} - \chi G_D \omega_j\|^2}{\sum_j \|\chi u_j^{inc}\|^2} \quad (4)$$

Burada ilk terim veri, ikinci terim ise nesne denklemindeki hata oranını göstermektedir. (4)'te G_D (2)'deki, G_S ise (3)'teki

Green fonksiyonunun ayrıştırılmış hali ile elde edilen matris formudur. Diğer alan terimleri de benzer şekilde matris formunda ifade edilmiştir. Amaç N noktanın her biri için χ değerinin belirlenmesidir. Son olarak (4)'teki $\omega_j = \chi u_j$ terimi yöntem adı veren kontrast kaynak terimidir. Kontrast kaynak evirme metodunda iteratif süreç ω_j için başlangıç değerinin geri yayılım (back propagation) yöntemiyle belirlenmesiyle başlar: [6]

$$\omega_{j,0}^{bp} = \frac{\|G_S^* f_j\|^2}{\|G_S G_S^* f_j\|^2} \quad (5)$$

Bu başlangıç değerinden başlanarak eşlenik gradyan yöntemiyle hata fonksiyonu minimize edilir. Burada kullanılacak olan $F(\omega_j, \chi)$ 'nin ω_j 'ye göre gradyanı ve diğer ilgili terimlerin formülasyonu için [6]'ya başvurulabilir. İteratif süreç $F(\omega_j, \chi)$ belli bir eşik değer altına ininceye kadar sürdürülür. n iterasyon sonunda χ dağılımı ω_j ve u_j kullanılarak elde edilebilir:

$$\chi_n = \frac{\omega_{j,n} u_{j,n}^*}{\sum_j \|u_{j,n}\|^2} \quad (6)$$

(5) ve (6)'da * kompleks eşleniği göstermektedir.

IV. SONUÇLAR

Önerilen kontrast kaynak evirme temelli yöntemin akciğer içinde ödem veya hemorajı tespit etmekteki başarısını ölçmek için iki farklı simülasyon gerçekleştirilmiştir. Bu simülasyonlarda çalışma frekansı 350MHz olarak seçilmiş ve saçılan

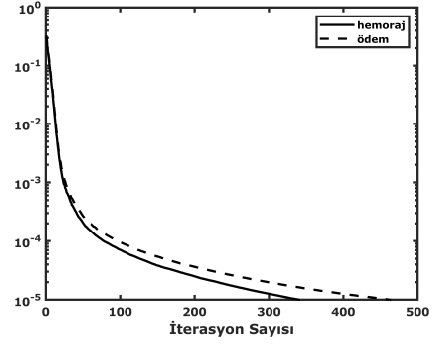
elektrik alan moment metoduyla üretilmiştir [11]. Gerçekçi bir ölçüm senaryosunu modellemek için hesaplanan elektrik alanına $SNR = 50$ dB beyaz Gauss gürültüsü eklenmiştir. Antenlerden gelen alanın gövdeye daha iyi nüfuz etmesi için antenler ile gövde arasındaki bölgenin dielektrik parametresi $\epsilon_r = 30$ olan empedans uyduurucu bir dielektrik malzeme ile doldurulduğu varsayılmıştır. Görüntüleme yapılırken gövdenin bulunduğu cisim bölgesi 29×29 noktayla ayrıklaştırılmış ve saçılan alan ölçümlerinden yola çıkarak her bir noktadaki kompleks dielektrik parametre değeri ϵ_r kontrast kaynak evirme tekniğiyle oluşturulmuştur.

İlk simülasyonda akciğerin sol tarafına $4\text{cm} \times 4\text{cm}$ büyüklüğünde bir ödem eklenmiştir. Kesitin gerçek ϵ_r profili, kontrast kaynak evirme ile oluşturulan ϵ_r değerlerinin reel ve sanal kısımları sırasıyla Şekil 2(a), 2(b) ve 2(c)'de verilmiştir. Tablo 1'de görüldüğü gibi suyun ϵ_r değerinin reel kısmı diğer dokuların reel kısmından daha yüksek olduğu için Şekil 2(b)'de ödem kırmızı renkte gözükmektedir. Öte yandan Şekil 2(c)'de sanal kısma bakıldığında, ödemin olduğu bölge koyu mavi renkte görülmektedir. Bunun sebebi ise su için ϵ_r 'nin sanal kısmının diğer dokuların sanal kısmından daha düşük olmasıdır. Bu şekillere bakılarak ödemin niteliği ve konumu yüksek isabetle tespit edilebilmektedir. Bu örnekte iterasyonlar hata değeri $F(\omega_j, \chi)$ 10^{-5} 'in altına ininceye kadar sürdürülmüştür. Şekil 4'te hata değerinin iteratif süreç boyunca değişimi verilmiştir. Şekilde görüldüğü gibi yöntem her iki senaryo için düzenli bir şekilde yakınsamaktadır. Ödemli durumda eşik değere 448 iterasyonda ulaşılmıştır. İterasyon sayısı yüksek gözükmeyle birlikte her adımda düz problemin çözülmesi gerekmediği için toplam süreç standart bir bilgisayarda 4,57 saniyede tamamlanmıştır.

İkinci simülasyonda akciğerin sol tarafına $4\text{cm} \times 4\text{cm}$ büyüklüğünde hemoraj eklenmiştir. Önceki örneğe benzer şekilde gerçek kesit, yöntemin sonucunun reel ve sanal kısımları sırasıyla Şekil 3(a), 3(b) ve 3(c)'de verilmiştir. Şekil 3(b) ve 3(c)'de gözüktüğü üzere yöntem hemorajın konumunu da isabetli bir şekilde belirlemiştir. Ödem ve hemoraj arasındaki fark ise sanal kısımların gösterildiği Şekil 2(c) ve 3(c) incelendiğinde açıklıkla görülebilmektedir. Tablo 1'de görüldüğü üzere kanın ϵ_r değerinin sanal kısmı diğer dokuların sanal kısmından oldukça yüksektir. Bu nedenle Şekil 3(c)'de hemorajın olduğu yer koyu kırmızı renkle işaretlenmiş gözükmektedir. Her iki örnekte de dokuların ϵ_r değerleri tamı tamına yeniden oluşturulamamış olsa da reel ve sanal kısımlar incelendiğinde gerek ödem gerekse hemorajın yeri ve niteliği yüksek doğrulukla tespit edilebilmektedir. İki tıbbi durumun ayrıştırılmasında ise sanal kısmın incelenmesi yeterli olmaktadır.

V. SON DEĞERLENDIRMELER

Bu çalışmada, akciğer dokusunda ödem ve hemoraji tespiti için mikrodalga görüntüleme metodlarından kontrast kaynak evirme yöntemi uygulanmıştır. İnsan gövdesinden saçılan alandan faydalanılarak dokuların dielektrik parametreleri oluşturulmuş ve dokuların içindeki ödem ve hemorajın konumu belirlenmiştir. Gerçekçi insan modeli ve doku parametreleri ile yapılan simülasyonlar önerilen yöntemin pratik bir tıbbi görüntüleme sisteminin altyapısını oluşturabileceğini göstermektedir. Burada tercih edilen kontrast kaynak evirme yönteminin başarısı bu yaklaşımın farklı dokulara ve organlara da uygulanabileceği konusunda umut vericidir. Yöntem, hızı ve esnekliği bakımından 3 boyutlu görüntülemeye de oldukça



Şekil 4: Hata değeri $F(\omega_j, \chi)$ 'in iteratif süreç boyunca değişimi. Düşey eksen nesne ve veri denklemlerindeki toplam hata oranını göstermektedir.

elverişlidir. Bu bağlamda önerilen yöntemin geliştirilmesiyle gelecekte daha yüksek çözünürlüklü mikrodalga görüntüleme sistemleri de tasarlanabilir.

KAYNAKLAR

- [1] R. Chandra, H. Zhou, I. Balasingham and R. Narayanan, "On the Opportunities and Challenges in Microwave Medical Sensing and Imaging", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 62, no. 7, pp. 1667-1682, 2015.
- [2] S. Salman, Z. Wang, E. Colebeck, A. Kiourti, E. Topsakal, and J. L. Volakis, "Pulmonary edema monitoring sensor with integrated body-area network for remote medical sensing," IEEE Transactions on Antennas and Propagation, vol. 62, no. 5, pp. 2787-2794, May 2014
- [3] A. Zamani, S. A. Rezaeieh, and A. M. Abbosh, "Frequency domain method for early stage detection of congestive heart failure," in 2014 IEEE MTT-S International Microwave Workshop Series on RF and Wireless Technologies for Biomedical and Healthcare Applications (IM-WSBio2014), London, UK, Dec. 2014, pp. 1-3.
- [4] S. Semenov, "Microwave tomography: review of the progress towards clinical applications," Philosophical Transactions of the Royal Society of London A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences, vol. 367, no. 1900, pp. 3021-3042, 2009
- [5] S. Dogu, I. Dilman, M. Cayoren, and I. Akduman, "Imaging of pulmonary edema with microwaves — preliminary investigation," in 2017 10th International Conference on Electrical and Electronics Engineering (ELECO), Bursa, Turkey, Nov. 2017, pp. 1054-1057.
- [6] P. Berg, A. Broekhoven, and A. Abubakar, "Extended contrast source inversion," Inverse Problems, 15(5), pp.1325-1344, 1999.
- [7] S. M. Albelda, W. B. Geffer, D. M. Epstein, and W. T. Miller, "Diffuse pulmonary hemorrhage: a review and classification," Radiology, 154:2, pp. 289-297, 1985.
- [8] I. G. Zubal, C. R. Harrell, E. O. Smith, Z. Rattner, G. Gindi, and P. B. Hoffer, "Computerized three-dimensional segmented human anatomy," Medical Physics, vol. 21, no. 2, pp. 299-302, 1994.
- [9] S. Gabriel, R. W. Lau, and C. Gabriel, "The dielectric properties of biological tissues: III parametric models for the dielectric spectrum of tissues," Physics in Medicine and Biology, vol. 41, no. 11, p. 2271, 1996.
- [10] R. Buchner, J. Barthel, and J. Stauber, "The dielectric relaxation of water between 0C and 35C," Chemical Physics Letters, vol. 306, no. 1, pp. 57 - 63, 1999.
- [11] J. Richmond, "Scattering by a dielectric cylinder of arbitrary cross section shape," IEEE Transactions on Antennas and Propagation, vol. 13, no. 3, pp. 334-341, May 1965.