

Çoklu-frekans Manyetik İndüklenme Tomografisi ile Kafa Görüntülemesinin Olurluluğu

Feasibility of Head Imaging Using Multi-frequency Magnetic Induction Tomography

Doğa Gürsoy¹, Hermann Scharfetter¹

1. Tıbbi Mühendislik Enstitüsü,
Graz Teknik Üniversitesi
guersoy@tugraz.at

2. Tıbbi Mühendislik Enstitüsü,
Graz Teknik Üniversitesi
hermann.scharfetter@tugraz.at

Özetçe

Manyetik indüklenme tomografisi (MIT) vücudun elektriksel iletkenlik dağılımının çıkarmaya çalışan düşük çözünürlüklü bir görüntüleme yöntemidir. MIT'de verici bobinler kullanılarak vücutta burgaç akımlar indüklenir ve bu akımların yarattığı manyetik alan vücudu çevreleyen bir dizi alıcı bobin yoluyla ölçülür. Biyolojik dokuların iletkenliklerinin frekansa olan bağımlılıkları, çoklu-frekans kullanılarak beyin gibi hareketsiz organların görüntülenmesini mümkün kılar. Bu çalışmada çoklu-frekans MIT ile beyin görüntülemesinin olurluluğu çoklu-kabuk küresel kafa modeli kullanılarak incelenmiştir. Uyarım frekansı 10 kHz ile 10 Mhz arasında ilgilenilen dokuların β -yayılmını kapsayacak şekilde seçilmiştir ve kafa dokularının iletkenlikleri Cole modeli baz alınarak belirlenmiştir. Ayrıca beyin kanaması modellenerek bu durumun geri çatılmış kafa görüntüleri sunulmuştur.

Abstract

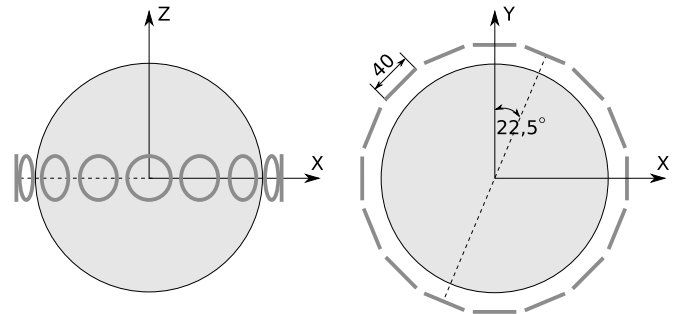
Magnetic induction tomography (MIT) is a low resolution imaging modality which attempts to reconstruct the electrical conductivity distribution in the body. In MIT, eddy currents are induced within the body via transMITter coils and the magnetic field of these currents are measured by an array of receiver coils encircling the body. The multi-frequency excitation perMITs imaging of motionless organs like the brain, since the frequency dependence of the biological tissue conductivities. In this work, the feasibility of the head imaging using multi-frequency MIT was investigated using a multi-shell spherical head model. The excitation frequency was chosen from 10 kHz to 10 MHz which covers the β -dispersion region of the biological tissues of interest and the conductivities for the head tissues were assigned based on a Cole model. Moreover, the bleeding in head was modeled and the reconstructed head images were presented.

1. Giriş

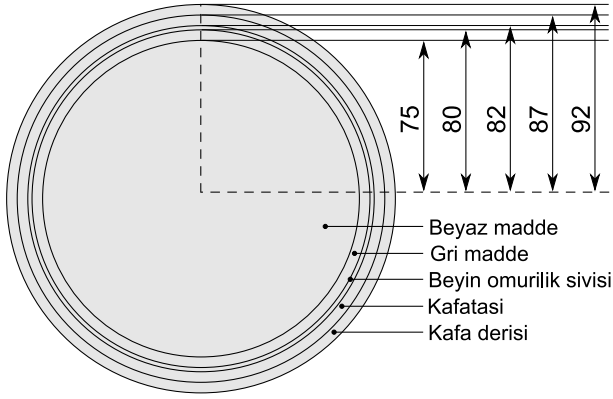
Manyetik indüklenme tomografisi (MIT) vücuttaki dokuların iletkenliğini geri çatmak için önerilen bir görüntüleme metodudur [1]. Vücudu çevreleyen bir dizi verici bobin vücutta indüklenme yoluyla burgaç akımlara sebep olur.

İndüklenen akımlar ikincil bir manyetik alan oluşturur ve bir dizi alıcı bobinin üzerinde gerilim indüklerler. Bu gerilim ölçümleri kullanılarak vücudun iletkenlik dağılımı tahmin edilmeye çalışılır. Genellikle uyarım frekansı ilgilenilen dokuların β -yayılmını kapsayacak şekilde düşük frekans aralığı olan 10 kHz 10 Mhz arasında seçilir.

Bu güne kadar çeşitli MIT deney düzenekleri geliştirilmiş [2]-- [6] ve bu düzeneklerde agar ve solüsyonlar kullanılarak deneyler gerçekleştirilmiştir. Deney ve benzetimlerde genellikle iletken cismi çevreleyecek şekilde yerleştirilmiş 16 alıcı ve 16 verici bobin kullanılmıştır. Bu çalışmada da aynı sistem kullanılarak beyin görüntülenmesinin olurluluğu araştırılmıştır. Kafa benzetimleri için çoklu-kabuk küresel frekans modeli kullanılmıştır. Benzetim verisi 10 kHz ile 10 MHz arasında 256 farklı frekans kullanılarak oluşturulmuştur. Oluşturulan bu veriye temel bileşenler analizi uygulanmıştır ve frekans verisinin bağımsızlığı incelenmiştir. Son olarak beyin kanaması modellenerek bu durumun geri çatılmış kafa görüntüleri sunulmuştur. Görüntülerde kafaderisi ve kan dokusu seçilebilmektedir ve MIT için potansiyel bir uygulama alanı olduğu vurgulanmıştır.



Şekil 1: Bobin yerleşimleri.



Şekil 2: Çoklu-kabuk kafa modeli.

Tablo 1: Kafa dokularının farklı frekanslardaki elektriksel iletkenlikleri.

| σ | 10kHz | 100kHz | 1MHz | 10MHz |
|-------------|--------|--------|--------|--------|
| Kafa derisi | 0.3544 | 0.4651 | 0.5992 | 0.6874 |
| Kafatası | 0.0207 | 0.0227 | 0.0386 | 0.0593 |
| BOS | 2.0000 | 2.0000 | 2.0009 | 2.0642 |
| Gri madde | 0.1295 | 0.1552 | 0.2452 | 0.5089 |
| Beyaz madde | 0.0789 | 0.0970 | 0.1387 | 0.2901 |
| Kan | 0.7012 | 0.7674 | 1.0609 | 1.2056 |

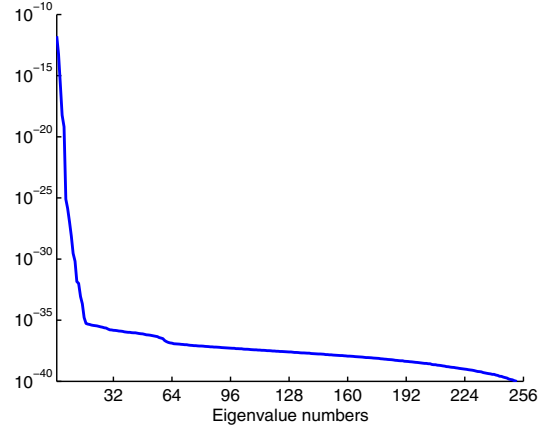
2. Model

Sistem analizi ve görüntüleme için tasarlanan verici bobinleri Şekil 1'de gösterilmiştir. Yarıçapı 20 mm olan bu bobinler kafayı çevreleyecek şekilde konumlanmıştır. Kullanılan kafa modeli Şekil 2'de gösterilmiştir. Beş ayrı dokudan oluşmuş iç içe katmanlar, dıştan içe doğru sırasıyla, kafa derisi, kafatası, beyin omurilik sıvısı, gri madde ve beyaz madde olarak modellenmiştir. Dokuların her frekanstaki iletkenlik değerleri Cole modelinden faydalanılarak hesaplanmıştır ve çeşitli frekanslar için değerler Tablo 1'de gösterilmiştir.

3. Veri benzetimi ve temel bileşenler analizi

MİT'nin ileri problemi, iletkenlik dağılımı verilen bir cismin uyarıldığında, alıcı bobinlerde indüklediği gerilimi hesaplamak olarak tanımlanır. Bunun için elektromanyetik bir denklem kümesinin çözümü gereklidir [7]-[10]. Bu çalışmada sonlu elemanlar yöntemi kullanılarak veri benzetimi gerçekleştirilmiştir.

16 alıcı ve 16 vericili MİT sistemi ile tek frekansta en fazla 256 tane bağımsız veri elde edilir. Farklı frekans değerleri kullanılarak bu veriyi arttırmak mümkündür. Bu çalışmada ilgilenilen dokuların β -yayılmını kapsayacak şekilde 256 ayrı frekansta veri sağlanıp 256×256 'lık bir veri matrisi elde edilmiştir. Bu veriye temel bileşenler analizi uygulanmıştır. Temel bileşenlerin etkileri Şekil 3'te gösterilmiştir. Görüldüğü gibi temel bileşenlerin etkileri başta çok hızlı bir şekilde azalmakta ve daha sonra yavaş bir azalış göstermektedir. Bu bize kafa frekans verisinin birbirine çok bağımlı olduğu ve 2 ya da 3 temel bileşenle modellenebileceğini göstermiştir.



Şekil 3: Temel bileşenlerin etkileri.

4. Görüntü oluşturma

İletkenlikteki dağılımındaki değişimler ölçümlerde de değişime sebep olur. Bu ilişki, ölçüm sayısını m , iletken cismin parametresini n kabul ederek, aşağıdaki gibi yazılır,

$$\Delta v = S \Delta \sigma \quad (1)$$

Burada S , $m \times n$ boyutlu bir matris olup, bu matrisin i 'inci elemanı i 'inci ölçümün j 'inci parametreye göre türevini gösterir ve çoğunlukla duyarlılık matrisi olarak adlandırılır.

Görüntü oluşturmak [11]-[12] ölçümlerden cismin içindeki iletkenlik dağılımını bulmak olarak tanımlanır. (1)'deki $\Delta \sigma$ 'nin çözümü aşağıdaki şekilde ifade edilir,

$$\Delta \sigma = S^+ \Delta v \quad (2)$$

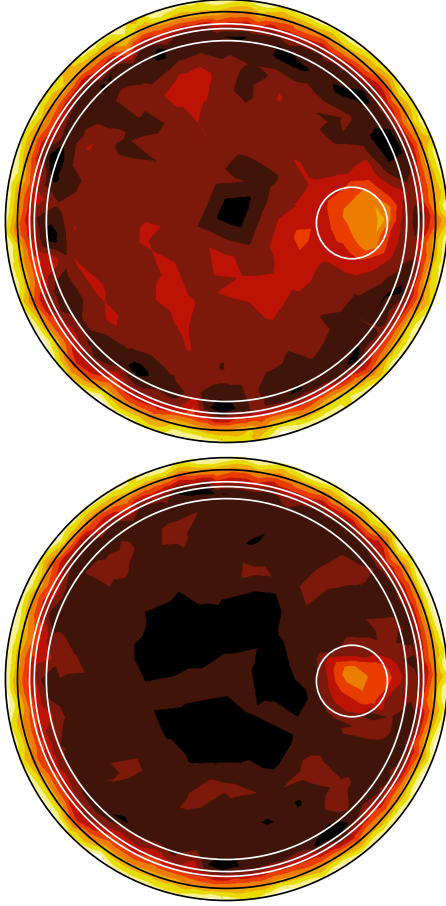
Burada S^+ genelleştirilmiş duyarlılık matrisidir ve genellikle ölçümlerin hata seviyesine göre S 'in evriğinin kararlı hale getirilmiş halidir ve iletkenlik dağılımı aşağıdaki şekilde çözülmüştür,

$$S^+ = (S^T S + \lambda R^T R)^{-1} S^T \quad (3)$$

(3)'te λ ve R , sırasıyla düzenleme katsayısı ve düzenleme matrisidir. Bu çalışmada R birim matrisi olarak alınmıştır. 256 farklı frekans kullanılarak oluşturulan veri, ardışık olarak aşağıdaki gibi ifade edilip görüntü oluşturmada kullanılmıştır,

$$\Delta v = [v_2 - v_1, v_3 - v_2, \dots, v_{256} - v_{255}] \quad (4)$$

(4) kullanılarak 255 adet görüntü üretilmiştir. Şekil 4'te bu görüntülerin ortalamaları ve standart sapmaları verilmiştir. Beyaz maddenin içindeki beyaz çemberin içerisi kan dokusu olarak modellenmiştir. Burada amaç beyin kanamasının MİT kullanılarak tanısının gerçekleşip gerçekleşmeyeceğini gözlemlemektir. Uygulanan frekans aralığında BOS ve kafatası iletkenliği çok değişim göstermemesine karşın, kan, kafa derisindeki değişimler oluşturulan görüntülerde gözlemlenmiştir. Ölçüm verisine gürültü eklenmiştir ve gürültünün görüntü üzerindeki etkisinin araştırılması sonraki çalışmalara bırakılmıştır.



Şekil 4: Geri çatılmış kafa iletkenlik dağılımı. Üstteki şekil görüntünün ortalamasını alttaki şekil ise standart sapmasını göstermektedir.

5. Vargılar

Bu çalışmada çoklu-frekans MİT ile beyin görüntülemesinin olurluluğu incelenmiştir. Kafa iç içe çoklu-kabuklu küre olarak modellenmiştir ve dokuların elektriksel iletkenliği Cole modeli baz alınarak modellenmiştir. 10 kHz 10 MHz frekans aralığında benzetilen veriye tekil değer analizi yapılmıştır. Sonuç olarak frekans verisinin birbirine çok bağımlı olduğu ve 2 ya da 3 temel bileşenle gösterilebileceği vurgulanmıştır. Geri çatılan beyin kanama görüntüleri verilmiştir ve MİT'nin bu amaçla kullanılabileceği gösterilmiştir.

6. Kaynakça

- [1] H. Griffiths, "Magnetic Induction Tomography," *Meas. Sci. Technol.*, vol. 26, pp. 1126-31, 2001.
- [2] A. Korjnevsky, V. Cherepenin, ve S. Sapetsky, "Magnetic induction tomography: Experimental realization," *Physiol. Meas.*, vol. 21, pp. 89-94, 2000.
- [3] H. Scharfetter, H. Lackner, ve J. Rosell, "Magnetic induction tomography: Hardware for multi-frequency measurements in biological tissues," *Physiol. Meas.*, vol. 22, pp. 131-46, 2001.
- [4] B. U. Karbeyaz ve N. G. Gencer, "Electrical Conductivity Imaging via Contactless Measurements: An Experimental Study," *IEEE Trans. Med. Imag.*, vol. 22, no 5, 2003.

- [5] S. Watson, R. J. Williams, W. Gough ve H. Griffiths, "A magnetic induction tomography system for samples with conductivities below 10 S m⁻¹," *Meas. Sci. Technol.*, vol. 19, 045501, 2008.
- [6] M. Vauhkonen, M. Hamsch ve C. H. Igney, "A measurement system and image reconstruction in magnetic induction tomography," *Physiol. Meas.*, Vol. 29 pp. 445-54, 2008.
- [7] R. Merwa, K. Hollaus, B. Brandstatter ve H. Scharfetter, "Numerical solution of the general 3D eddy current problem for magnetic induction tomography (spectroscopy)," *Physiol. Meas.*, vol. 24, pp. 545-54, 2003.
- [8] N. G. Gencer ve M. N. Tek, "Forward problem solution for electrical conductivity imaging via contactless measurements," *Phys. Med. Biol.*, vol. 44, pp. 927-40, 1999.
- [9] K. Hollaus, C. Magele, R. Merwa ve H. Scharfetter, "Numerical Simulation of the Eddy Current Problem in Magnetic Induction Tomography for Biomedical Applications by Edge Elements," *IEEE Trans. on Magn.*, vol. 40, no. 2, 2004.
- [10] A. Morris, H. Griffiths ve W. Gough, "A numerical model for magnetic induction tomographic measurements in biological tissues," *Physiol. Meas.*, vol. 22, pp. 113-19, 2001.
- [11] R. Merwa, K. Hollaus, P. Brunner ve H. Scharfetter, "Solution of the inverse problem of magnetic induction tomography (MİT)," *Physiol. Meas.*, vol. 26, pp. 241-50, 2005.
- [12] M. Soleimani ve W. R. B. Lionheart, "Absolute Conductivity Reconstruction in Magnetic Induction Tomography Using a Nonlinear Method," *IEEE Trans. Med. Imag.*, vol. 25, pp. 1521-9, 2006.