

Manyetik İndükleme Tomografisinde Hareketten Dolaylı Bozulmaları Giderici İşaretleyici Kemer Tasarımı

A Marker Belt Design to Eliminate the Motion Artifacts in Magnetic Induction Tomography

Doğa Gürsoy¹, Hermann Scharfetter¹

1. Institut für Medizintechnik,
Technische Universität Graz
guersoy@tugraz.at

Özetçe

İnsan vücudunun elektriksel özelliklerinin tanınması amaçlı görüntülenmesi 1980'lerden bu yana artan bir ilgiyle araştırılmaktadır. Son yıllarda bu yöntemin, elektrodlar yerine bobinler kullanılarak, uyarım ve ölçümlerin indükleme yoluyla gerçekleştirilmesi düşünülmektedir. Manyetik indükleme tomografisi (MIT) olarak adlandırılan bu yöntem ile görüntü oluşturmada en önemli zorluklardan birisi, görüntülerde meydana gelen hareket bozulmalarıdır. Önceki çalışmalarda bu bozulmaların ölçüm sırasındaki vücut deformasyonu ve hareketleri bilindiği takdirde filtrelenip ortadan kaldırılabileceği gösterilmiştir. Bunun için, optik ya da uzaklık sensörleri sayesinde hastanın vücut yüzeyinin konumunun belirlenip, doğrusal filtrelerin oluşturulmasında kullanılması gerekmektedir. Ancak, bu çözüm mevcut sisteme ek maliyet ve karmaşıklık getirmektedir. Bu makalede, hastanın hareketlerinin yarattığı görüntü bozulmalarını ortadan kaldırmak amacıyla, fazladan sensör ve donanım kullanmadan, hastanın hareket bilgisinin MITnin var olan alıcı bobinler yardımıyla saptayan bir yöntemin ön çalışması yapılmıştır.

Abstract

Imaging the electrical properties of the human body for diagnostic purposes has been researched since the 1980s with an increasing interest. In recent years, the excitation and measurements were thought to be realized via inductively using coils instead of electrodes. One of the major difficulties of imaging with this method, which is also referred to as magnetic induction tomography (MIT), is the motion artifacts in the images. In the previous studies, it was shown that the motion artifacts can be filtered out if the body deformation and motions are known. For this, it is essential to determine the position of the patient's body surface by means of optic and distance sensors and to use this information to design the linear filters. However, this brings additional costs and complexity to the existing system. In this paper, a feasibility study of the method was performed in order to eliminate the motion artifacts, by determining the patient's body deformations using MITs existing coils without using additional sensing circuitry.

1. Giriş

Biyolojik dokuların elektriksel özelliklerinin tanınması amaçlı görüntülenmesi 1980'lerden bu yana artan bir ilgiyle

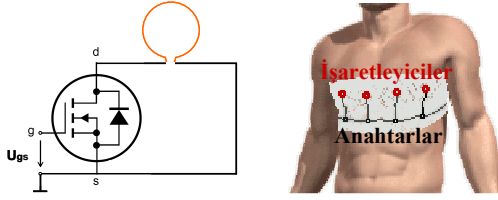
araştırılmaktadır [1]. Bu alanda en çok araştırılan görüntüleme yöntemi, elektrodlarla vücut yüzey potansiyelleri ölçümüne dayanan elektriksel empedans tomografisi'dir (EET). EETde karşılaşılan deri-elektrot kontak sorunlarını ortadan kaldırmak için, son yıllarda elektrodlar yerine bobinler kullanılarak ölçümlerin indükleme yoluyla gerçekleştirilmesi fikri ortaya atılmıştır [2]. Bu yöntemde vücut elektrodlar yerine, bir dizi verici bobin ile çevrelenmiş olup, vücuttaki burkaç-akımlar indükleme yoluyla oluşturulur. Bu akımların yarattığı manyetik alan yine bir dizi alıcı bobin kullanılarak ölçülür ve bu veri görüntü oluşturmada kullanılır. Manyetik indükleme tomografisi (MIT) olarak adlandırılan bu yöntemle alıcı bobinlerin hareket esnekliği sayesinde veri toplama işlemi de esneklik kazanmıştır.

MITnin en önemli zorluklarından birisi hastanın tomografisi çekilirken hareket etmesi durumunda görüntülerde meydana gelen bozulmalardır. Özellikle akciğer görüntülemesinde, göğüs duvarının solunum kaynaklı genişlemesinin alıcı bobinlerde indüklediği sinyal, istenilen fizyolojik sinyalleri baskılayacak seviyelere çıkabilir ve bu da oluşturulan görüntülerde ciddi bozulmalara yol açmaktadır. Önceki çalışmalarda bu bozulmaların ölçüm alınırken vücut deformasyonu ve hareketleri bilindiği takdirde filtrelenip ortadan kaldırılabileceği gösterilmiştir [3]. Bunun için, optik ya da uzaklık sensörleri sayesinde hastanın vücut yüzeyinin konumunun belirlenip, doğrusal filtrelerin oluşturulmasında kullanılması gerekmektedir [3]. Ancak, bu çözüm mevcut sisteme ek maliyet ve karmaşıklık getirmektedir.

Bu çalışmada, fazladan sensör ve donanıma gerek duymadan, MITnin var olan alıcı bobinlerini kullanarak bu problemi ortadan kaldıracak bir yöntemin ön çalışması yapılmıştır. Bu yöntemde, çok ince bir tel kullanılarak yapılmış tek sarımlı bir dizi bobin ("işaretleyici") görüntülenmek istenilen bölgeyi çevreleyen yüzeye bir kemer yardımıyla yerleştirilir. Bu işaretleyiciler, ölçüm duyarlılığı düşük olan bölgelere yerleştirilen MOSFET anahtarları sayesinde denetlenir. Anahtarlar açık olduğunda işaretleyicilerde her hangi bir indüklenme meydana gelmez ve sadece vücuttaki akımlardan dolayı indüklenen gerilim ölçülür. Anahtar kapalı olduğunda ise işaretleyicilerde akım indüklenir ve bu akımların yarattığı sinyal ölçülerek işaretleyicilerin ve dolayısıyla da vücut yüzeyinin şekli görüntülenir. Ard arda elde edilen verilerin ilkinde anahtar kapalı, sonrakinde ise anahtarlar açık olacak şekilde ölçümler alındığı takdirde, ilk veri, bir sonraki verinin düzeltilmesinde kullanılabilir.

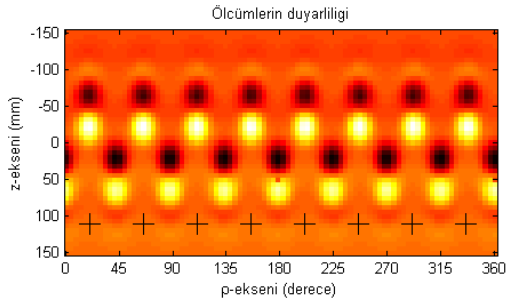
2. Metodlar

2.1. İşaretleyici kemer tasarımı



Şekil 1: İşaretleyicinin gösterimi. Kırmızıyla gösterilmiş çapı 0.05 mm olan ince tel ve kısa devre anahtarını denetleyen CMOS devresinin blok şeması.

İşaretleyicinin blok şeması Şekil 1’de gösterilmiştir. Çapı 0.05 mm olan bir tel, halka şekline getirilip CMOS anahtarlarla kontrol edilmektedir. Bu işaretleyiciler, iletken olmayan bir dokudan üretilen esnek bir kemer üzerine yerleştirilir. Bu çalışmada 8 adet işaretleyici kullanılmıştır. Bu sistemin tasarımındaki önemli noktalardan bir tanesi, MOSFET anahtarları ve kontrol devresinin, ölçülen sinyallere olan katkısının en aza indirilmesi için düşük duyarlılıklı bölgelere yerleştirilmesi gerektiğidir. Bunun için duyarlılık haritası hesaplanmış [4] ve anahtarların Şekil 2’de “+” ile belirtilen düşük duyarlılıklı, işaretleyicilerin ise yüksek duyarlılıklı bölgeler olan gradyometrelerin ön yüzüne yakın şekilde konulması kararlaştırılmıştır.



Şekil 2: Bobinlerin yüzeydeki duyarlılık haritası ve kontrol devresinin düşük duyarlılıklı bölgelere yerleştirilmesi.

2.2. MIT sistem tasarımı

16 kanallı MIT sistemi [5] Şekil 3-(a-b)’de gösterilmiştir. Verici bobinlerin yarıçapı 4 cm olup, her birinin merkezinin geçtiği çemberin 1 cm önünde, alıcı sensör olarak gradyometreler yerleştirilmiştir. Burada amaç verici bobinin yarattığı manyetik alan sinyalini bu sayede sıfırlamak ve ölçümlerin dinamik aralığını arttırmaktır [5]. Bu sistemin uzamsal çözünürlüğü merkez düzlemde en yüksek olduğu için [6-7] işaretleyiciler de bu düzleme yerleştirilmiştir ve merkez düzlemin yüzey görüntüsü oluşturulmaya çalışılmıştır. Şekil 4-(c)’de işaretleyici kemerin taslağı gösterilmiştir.

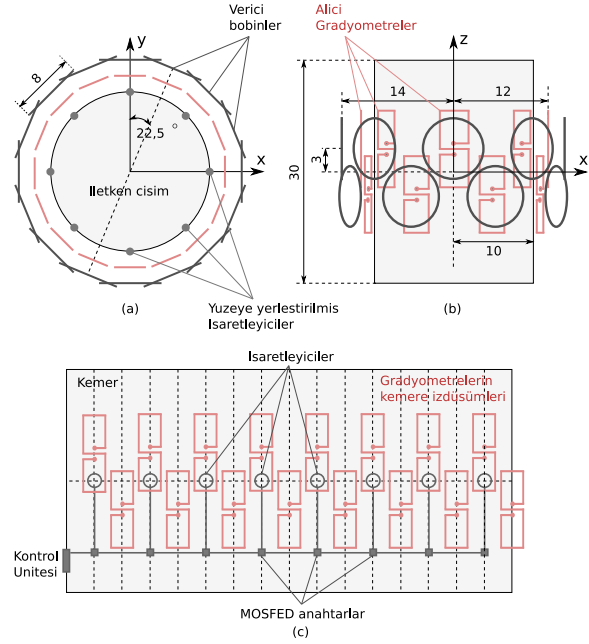
2.3. İşaretleyicilerin görüntülenmesi

Ölçülen gerilimin, işaretleyicinin konumuna göre olan duyarlılık matrisi (başka bir ifadeyle, Jacobian matrisi)

merkezi düzlem için, karşılıklık (“reciprocity”) teorisi kullanılarak elde edilmiştir [4]. Bu duyarlılık matrisini S ile gösterirsek, işaretlerin konumunu düzenleştireilmiş Gauss-Newton metodu kullanarak aşağıdaki şekilde hesaplayabiliriz:

$$\zeta_{n+1} = \zeta_n + (S_n^T S_n + \lambda R^T R)^{-1} S_n^T (v_n - v_{ölçüm}) \quad (1)$$

Burada R ve λ sırasıyla, düzenleştirme matrisi ve düzenleştirme parametresidir. Bu çalışmada R birim matris, λ ise her iterasyon için $1e-12$ olarak alınmıştır. n iterasyonun sayısını ifade eder ve her iterasyonda duyarlılık matrisi, bir önceki ζ ’ya göre yeniden oluşturulur.



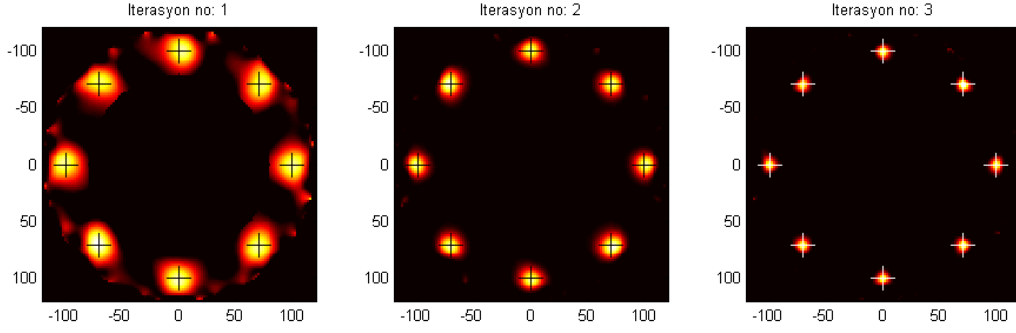
Şekil 3: 16 kanallı Graz Mk2 MIT sisteminin gösterimi: (a) üstten (b) yandan. (c) Kemer tasarımının gösterimi.

3. Sonuçlar

İçine 8 işaretleyicili kemer yerleştirilen 16 kanallı MIT sisteminin modeli kullanılarak sentetik ölçüm verisi elde edilmiştir. Bu veriye -20 dB sinyal gürültü oranına (SGO) eş değerde beyaz gürültü eklenmiştir. Gürültünün standart sapması σ ile ifade edilirse, SGO aşağıdaki şekilde tanımlanmıştır:

$$SGO = 20 \log \left(\frac{v_{ölçüm}}{\sigma} \right) \quad (2)$$

Elde edilen bu ölçüm verisine Gauss-Newton metodu uygulandığında Şekil 4’teki görüntüler elde edilmiştir. Şekilde işaretleyicilerin konumunun ilk 3 iterasyondaki sonuçları verilmiştir. 1. iterasyonda, görüntülerin tepe noktası 3 mm kesinlikle işaretleyicilerin konumunu belirlemektedir. İlerleyen iterasyonlarda işaretleyicilerin konumları 1 mm kesinlikle belirlenebilmiştir. Ayrıca, görüntülerin lokalizasyonunda da iyileşme gözlemlenmiştir. İlk iterasyonda yüzeye yakın bölgelerde meydana gelen bozulmalar artan iterasyonlarda kaybolmuştur.



Şekil 4: İşaretleyicinin görüntülenmesi. Gauss-Newton iterasyon no: (a) 1, (b) 2, (c) 3.

4. Tartışma

MITnin tıpta potansiyel uygulama alanları, akciğer ventilasyonunun izlenmesi, vücut sıvılarının izlenmesi, organlarda meydana gelen iç kanama ya da ödem gibi fizyolojik bozuklukları saptamak ve derecelendirmek olarak sayılabilir. Fakat sistem henüz klinik uygulamalarda kullanılabilecek seviyede değildir. Bunun başlıca kaynağının görüntü oluşturmak için uygulanan modellerin yetersizliği olduğu düşünülmektedir. Bunun için yapılan son çalışmalarda MRI ya da CT görüntülerini kullanarak hastanın dokuları ayırt edilmekte ve daha gerçekçi modeller kullanılmaktadır [8]. Aynı şekilde, dokulardaki anisotropik yapıların modellenmesinin önemi tartışılmaktadır [9]. Fakat her iki durumda da hastanın hareketlerine çok duyarlı olmasından dolayı, sistemin ve modelin boyut ve şeklinin de hassas bir incelemeyle saptanması gerekmektedir. Özellikle hastanın solunumu düşünüldüğünde, bu sorunun çözülmesi akciğer görüntülenmesi için kritik bir önem taşımaktadır. Çözüm için hastanın ölçümler sırasında hareketlerinin gözlemlenmesi ve elde edilen yüzey bilgisi doğrultusunda sayısal modelin düzeltilmesi amaçlanmıştır. Bu çalışmada, bu yüzey bilgisinin hastaya takılan bir kemer yardımıyla saptanması üzerinde durulmuştur. Bu sayede maliyeti artırıcı ek sensör ve donanım kullanılmadan sorunun çözülmesi sağlanacaktır. Sonuçlar, bu şekilde tasarlanan bir kemerin görüntü oluşturmada kullanılabileceğini göstermiştir.

5. Teşekkür

Bu çalışma Avusturya Bilim Fonu (FWF) tarafından SFB projesi F32-N18 adı altında desteklenmektedir.

6. Kaynakça

- [1] D. S. Holder, editor, "Electrical impedance tomography: Methods, history and applications," Institute of Physics Publishing, Bristol, 1995.
- [2] H. Griffiths, "Magnetic induction tomography," *Measurement Science and Technology*, vol. 12, no. 8, pp-1126-1131, 2001.
- [3] D. Gürsoy and H. Scharfetter, "Reconstruction artefacts in magnetic induction tomography due to patient's movement during data acquisition," *Physiological Measurement*, vol. 30, no. 6, pp.165-174, 2009.

- [4] H. Scharfetter, S. Issa and D. Gürsoy, "Tracking of object movements for artefact suppression in magnetic induction tomography (MIT)," *International Conference on Electrical Bioimpedance*, Gainesville FL, USA, 2010.
- [5] H. Scharfetter, A. Köstinger, and S. Issa, "Hardware for quasi-single-shot multifrequency magnetic induction tomography (MIT): The Graz Mk2 system," *Physiological Measurement*, vol. 29, no. 6, pp. 431-443, 2008.
- [6] D. Gürsoy and H. Scharfetter, "Optimum receiver array design for magnetic induction tomography," *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, 56(5):1435-1441, 2009.
- [7] D. Gürsoy and H. Scharfetter, "The effect of receiver coil orientations on the imaging performance of magnetic induction tomography," *Measurement Science and Technology*, 20(10):105505 (9pp), 2009.
- [8] M. Zolgharni, P. D. Ledger, D. W. Armitage, D. S. Holder, and H. Griffiths, "Imaging cerebral haemorrhage with magnetic induction tomography: Numerical modeling," *Physiological Measurement*, 30(6):187-200, 2009.
- [9] D. Gürsoy and H. Scharfetter, "The effect of anisotropic tissues on the reconstructed images of magnetic induction tomography," *Conference on Biomedical Applications of Electrical Impedance Tomography*, Manchester, UK, 2009.