

Homojen Olmayan Manyetik Alanlarda Manyetik Rezonans Görüntüleme Sisteminin, Üç Boyutlu Uzayda Nümerik Modellemesi

Volkan Emre Arpınar, Hüseyin Yiğitler, B. Murat Eyüboğlu
Orta Doğu Teknik Üniversitesi
Elektrik ve Elektronik Mühendisliği Bölümü
Balgat, Ankara

earpinar@metu.edu.tr, hyigitler@yahoo.com, mevub@metu.edu.tr

Özet: Bu çalışmada, biyolojik dokuların incelenmesi için homojen olmayan manyetik alanlar kullanılarak tasarlanacak bir Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRG) sisteminin, üç boyutlu uzayda sayısal modellemesi yapılmıştır. Bu modelde, MRG sistemlerinde kullanılan ana manyetik alan, Radyo Frekans (RF) ve gradyan sargılarının oluşturduğu manyetik alanlar konuma bağlı olarak tanımlanmıştır. Gradyan ve RF uyarı sargılarına gönderilen uyarılarsa zamana bağlı olarak tanımlanmış ve bu uyarıların sonucu olarak, görüntülenen cisimden, yayınlanan sinyaller, RF alıcı sargısının modeline göre toplanmıştır. Toplanan sinyaller, demodüle edildikten sonra modelin çıkışı olarak verilmiştir. Modelin doğruluğu, analitik çözümleri bulunabilen, sabit manyetik alan girdili sonuçlarla analitik sonuçlar karşılaştırılarak sınanmıştır. Bu model, taşınabilir, düşük maliyetli, sabit olmayan manyetik alanda çalışan MRG sistemlerinin tasarımını kolaylaştıran test platformunun oluşturulmasını olanaklı kılacaktır.

1. Giriş

Bir atom çekirdeği proton ve nötron denilen parçacıklardan oluşur. Tek sayıda protonu yada tek sayıda nötronu olan bir atom spin oluşturur. Spinler, dışarıdan uygulanan manyetik alanlarla etkileşime girerek mikroskobik bir mıknatıs gibi davranırlar ve elektromanyetik dalgaya yayırlar. Bu da Nükleer Manyetik Rezonans (NMR)'ın temelini oluşturur. İlk olarak 1946'da Felix Bloch ve Edward Purcell [1] tarafından gözlemlenen bu durum, maddenin kimyasal özelliklerini belirlemek için kullanılabileceği gibi klinik olarak insan vücudundaki dokuların fizyolojik ve patolojik durumlarını gözlemlemek için de kullanılabilir. Bunun için geliştirilmiş yöntem MRG denilmektedir. MRG bir cismin fiziksel ve kimyasal özelliklerinin dağılımını, ölçülen NMR sinyallerinden oluşturan tomografik görüntüleme tekniğidir. Bu yöntem, Lauterbur tarafından 1973 yılında önerilmiştir [2]. Günümtizde kullanılan klinik MRG sistemleri başlıca, sabit homojen ana manyetik alanı oluşturan bir mıknatıs, spinleri uyarmak ve spinler tarafından yayınlanan sinyali algılamak için Radyo Frekans (RF) sargıları, konum bilgisini yayınlanan sinyale kodlamak için manyetik alanı konuma bağlı olarak değiştiren gradyan sargıları ve sözü edilen kısımları kontrol eden ve alınan sinyallerden görüntü oluşturan kontrol ünitesinden oluşur. Klinik MRG sistemlerinde homojen ana manyetik alanı yaratmak için, büyük ve pahalı olan süper iletken sargılar kullanılmaktadır. Farklı olarak son zamanlarda geliştirilen bazı NMR sistemlerinde, ana manyetik alanı homojen olmayan, küçük ebatlı sabit mıknatıslar kullanılmaya başlanmıştır [3]. Ancak bu durumda cihazın sabit mıknatısıyla, görüntülenecek bölgenin büyüklükleri birbirine benzer olduğu için, oluşan ana manyetik alan sabit kabul edilemez. Bu nedenle bu tipteki cihazlar için farklı sinyal alma teknikleri geliştirilmiştir. Ayrıca bu sistemler petrol araştırmalarında, tendondaki yön bağımlı özelliklerin ölçümünde kullanılmıştır. Daha sonra bu sistemler geliştirilerek önce tek boyutlu ve en sonunda da üç boyutlu [4] görüntüler elde edilmiştir. Bu fikir MRG için de kullanılabilir ve böylece ucuz ve taşınabilir MRG sistemleri tasarlanabilir. Böyle bir tasarımın doğruluğunun sayısal modelleme ile sınanması, tasarım sürecini hızlandıracak ve masrafları düşürecektir. Ancak MRG sayısal modelleri genellikle homojen ana manyetik alan ve ona dik RF alanlar için yapılmıştır [5]. Homojenliğin tam sağlanmadığı durumlarda (değişimlerin küçük olduğu kabul edilerek) sonuçların nasıl etkilendiğini bulmak için de bilgisayar modellemesi mevcuttur [6]. Ayrıca Bittoun ve arkadaşları Bloch denklemlerini kullanarak MRG benzetimini tek boyutta her bir nokta için ayrı ayrı çözerek gerçekleştirdiler [7]. Summers ve Olsson aynı tekniği ikinci ve üçüncü boyuta taşıdılar [8]-[9]. Sistemin modellenmesi işlemsel olarak yoğun olduğundan modelin çözümü Brenner ve arkadaşları tarafından parçalara ayrılarak eş zamanlı çözülmüş ve çözüm hızlandırılmıştır [10].

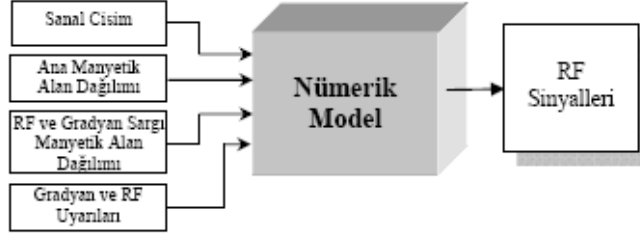
2. Kuram

Atomların oluşturduğu spinlere makroskobik açıdan bakıldığında MRG ile görüntülenen nesnede bulunan, aynı tipte çekirdeklerden oluşan gruba nükleer spin sistemi, bu spinlerin oluşturdukları manyetizmaların vektörel

toplama da manyetizasyon vektörü ($\vec{M}$) denir. Bu vektörün değişik manyetik alanlardaki davranışları matematiksel olarak Bloch tarafından aşağıdaki şekilde modellenmiştir [1].

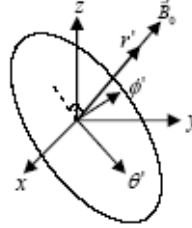
$$\frac{d\vec{M}}{dt} = \gamma \vec{M} \times \vec{B} - \begin{pmatrix} M_x/T_2 \\ M_y/T_2 \\ (M_z - M_0)/T_1 \end{pmatrix} \quad (1)$$

Yukarıda bahsedilen Bloch denklemi gevşeme, kimyasal kayma, manyetik alan inhomojenliği, yayımlanan sinyalin zayıflaması etkilerini modelleyebilmektedir [9]. Denklemdaki boylamsal (T_1) ve enlemsel (T_2) zaman katsayıları gevşeme işlemini modellemektedir. Bu denklem çözümü için tasarlanan MRG sisteminin modelin girdi ve çıktıları Şekil 1’de gösterilmiştir.



Şekil 1. Nümerik modelin girdi ve çıktıları.

Bu denklemin sayısal olarak konuma ve zamana bağlı olarak her bir nokta için ayrı ayrı çözülmesiyle, manyetizasyon vektörü bulunabilir. Ancak bu durum işlemel olarak çok yoğun olduğundan farklı bir yöntem kullanılmıştır. Bunun için MRG sistemlerinde standart olarak kullanılan girdi durumlarında manyetizasyon vektörünün analitik çözümleri kullanılmıştır. Bu analitik çözümlerin kullanılması için, üç boyutlu uzayda denklemin çözüleceği her bir hacim elemanında ana manyetik alan vektörü ($\vec{B}_0$) ve Radyo Frekans vektörü ($\vec{B}_1$) o nokta için sabit kabul edilmiş ve bu noktalarda yeni bir koordinat sistemi tanımlanmıştır (r', θ', ϕ'). Bu koordinat sisteminde r' yönü $\vec{B}_0$ ile aynı yönlü kabul edilmiş, aynı küresel koordinatlarda olduğu gibi θ' ve ϕ' yönü bulunmuştur. Bu koordinat sistemi Şekil 2’de gösterilmiştir. Bu sayede manyetizasyon vektörleri zamana ve pozisyona bağlı olarak bulunmuştur.



Şekil 2. Bloch denkleminin analitik çözümlerinin kullanılmasını kolaylaştıran yeni koordinat sistemi.

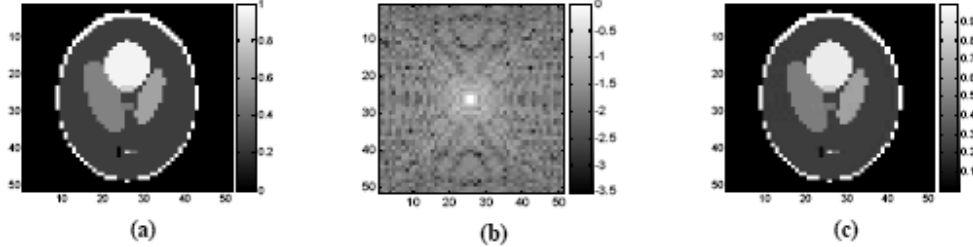
Bulunan magnetizasyon vektörleri uygulanan manyetik alanla zamanla değiştiği için RF sargısında bir sinyal oluşturacaktır. Bu alınan sinyal Faraday’ın elektromanyetik indüksiyon kanunu ve karşılıklılık prensibi kullanılarak denklem (2)’deki gibi bulunabilir.

$$V(t) = - \iiint_{\text{cisim}} \left(B_{1,x} \frac{\partial M_x}{\partial t} + B_{1,y} \frac{\partial M_y}{\partial t} + B_{1,z} \frac{\partial M_z}{\partial t} \right) dx dy dz \quad (2)$$

3. Sonuçlar

Cisim olarak kullanılan 2 boyutlu proton yoğunluk dağılımı Şekil 3.(a)’da gösterilmiştir. Gevşeme katsayıları cisimde sabit kabul edilmiştir ($T_1 = 1s, T_2 = 0.1s$). Modelin doğruluğu belirtilen cisim kullanılarak, analitik

çözümleri bulunabilen, sabit ana manyetik alan ($\vec{B}_0 = 0.1\hat{z}$) ve ona dik RF manyetik alan ($\vec{B}_1 = 1 \cdot 10^{-4}\hat{x}$) ile pozisyonla doğrusal olarak değişen $\hat{z}$ yönlü gradyan manyetik alanları seçilmiştir. Uyarılar için standart spin yankı darbe dizini kullanılmıştır ($T_R = 5s, T_E = 5ms$). Bu girdiler için nümerik model çalıştırılmış ve çıkış sinyali elde edilmiştir. Elde edilen sinyalin büyüklüğü logaritmik ölçekte Şekil 3.(b)'de gösterilmiştir. Daha sonra bu sinyal FFT tabanlı geri çatım algoritması kullanılarak proton yoğunluk dağılımı elde edilmiştir (Şekil 3.(c)). Cismin proton yoğunluğunun sıfırdan farklı olduğu yerlerde göreceli hata %0.0307 olmuştur, yoğunluğun sıfır olduğu yerlerde ise ortalama gürültü değeri $1.71 \cdot 10^{-3}$ olmuştur.



Şekil 3. (a) Proton yoğunluk dağılımı, (b) Simulator çıktısı, (c) Çıktıdan elde edilen proton yoğunluk dağılımı.

Yukarıda, çıkan sonuçlar ile analitik sonuçlar karşılaştırılarak nümerik modelin doğruluğu sınanmıştır. Ayrıca 3 boyutlu, proton yoğunluğu ve gevşeme katsayıları pozisyona bağlı olarak değişen bir test cismini kullanılabilir. Aynı şekilde bu test cisminin maruz kaldığı zamana ve pozisyona bağlı olarak değişen manyetik alanlar tanımlanabilir. Tanımlanan bu girdiler ile gerçekleştirilen nümerik model kullanılarak sistemin çıktısı oluşturulabilir. Bu çıktılar kullanılarak tasarlanacak geriçatım algoritmalarıyla 3 boyutlu görüntüler oluşturulabilir.

Teşekkür

Bu çalışma ODTÜ BAP-2005-07-02-00-36'nolu projesi tarafından desteklenmiştir.

Kaynaklar

- [1]. Z. P. Liang, P. C. Lauterbur, "Principles of Magnetic Resonance Imaging," IEEE yayınları, 2000.
- [2]. P. C. Lauterbur, "Image formation by induced local interactions," Nature, 242, s. 190-191, 1973.
- [3]. G. Eidmann, R. Savelsberg, P. Blümner ve B. Blümner, "The NMR MOUSE, a Mobile Universal Surface Explorer," Journal of Magnetic Resonance, 122, s. 104-109, 1996.
- [4]. J. Perlo, F. Casanova ve B. Blümner, "3D imaging with a single-sided sensor: an open tomography," Journal of Magnetic Resonance, 166, 2, s. 228-235, 2004.
- [5]. P. P. Hsu ve J. H. Chen, "A Simulation of MR Imaging Sequences Using the Numerical Solutions of Bloch Equations," Proceedings of the 16th Annual International Conference of the IEEE EMBS. Bölüm 1, Baltimore, A.B.D. s.574-575, 1994.
- [6]. D. A. Yoder, Y. Zhao, C. B. Paschal ve J. M. Fitzpatrick, "MRI simulator with object-specific field map calculations," Magnetic Resonance Imaging, 22, 3, s. 315-328, 2004.
- [7]. J. Bittoun, J. Taquin ve M. Sauzade, "A computer algorithm for the simulation of any nuclear magnetic resonance (NMR) imaging method," Magnetic Resonance Imaging, 3, s. 363-376, 1984.
- [8]. R. M. Summers, L. Axel ve S. Israel, "A computer simulation of nuclear magnetic resonance imaging," Magnetic Resonance in Med., 3, s. 363-376, 1986.
- [9]. M. B. E. Olsson, R. Wirestam ve B. R. R. Persson, "A computer simulation program for MR imaging: Application to RF and static magnetic field imperfections," Magnetic Resonance in Med., 34, s. 612-617, 1995.
- [10]. A. R. Brenner, J. Kürsch, and T. G. Noll, "Distributed Large-Scale simulation of MR imaging," Magnetic Resonance Materials in Physics, Biology, and Medicine, 4, 2, s. 291-292, 1996.