

Magnetik Rezonans Görüntülemde FDTD Yaklaşımı

Duygu Tuncay, Taner Şengör*
Tai Tusaş Havacılık ve Uzay Sanayi A. Ş.
İstanbul Yolu 35. Km, Akıncı, Ankara.
dtuncay@tai.com.tr

*Yıldız Teknik Üniversitesi
Elektronik ve Haberleşme Mühendisliği Bölümü
Yıldız, İstanbul
sengor@yildiz.edu.tr,

Özet: Bu bildiride, kuantum teorisi ve elektromagnetik teori yardımıyla MRI ile ilgili analitik süreçler FDTD yöntemi ile irdelenmiştir. Bu yolla MRI grafiklerinin zamanla sürekli değişim halinde oluşturulabilirliği ve zaman domeninde elde edilmesi amaçlanmaktadır. Bunun uygulamadaki yararları irdelenmiştir.

1. Giriş

MRI ve NMRI hem tıp hem de uzaktan algılama ile ilgili çeşitli endüstriyel ve güncel uygulama alanlarına sahiptir. MRI grafiklerinin zamanla sürekli değişim halinde oluşturulması ve zaman domeninde elde edilmesi söz konusu uygulama alanlarına yenilik ve çeşitlilik bakımından katkı oluşturabilecek potansiyeldedir.

NMRI, çekirdek veya bazı moleküllerin magnetik spininin; MRI ise yörünge elektronunun magnetik momentinden elde edilen magnetik alanın ısı veya absorpsiyon özellikleri yardımıyla elde edilen elektriksel işaretlerin ya da bu magnetik alanın akustik sese dönüştürülmesi ile elde edilen elektriksel işaretlerin analizi esasına dayanılarak ortaya çıkartılmıştır. Bu bildiride, söz konusu magnetik alanın oluşumu ve yayılımı ile ilgili kuantum teorik ve elektromagnetik unsurlar FDTD yöntemi ile incelenmiştir.

Manyetik rezonans görüntüleme, insan vücudunun içine ilişkin yüksek kalitede görüntü elde etmek için medikal uygulamalarda temel olarak kullanılan bir görüntüleme tekniğidir. Özel bir makine ile organların, kemiklerin ve bazı dokuların görüntüleri alınır. Radyoaktif ışına kullanılmadığı için işlem esnasında hastalar ve uygulayan sağlık personelinin radyasyon alma tehlikesi yoktur. Makine çok yönlü hareket edebildiği için elde edilen görüntü sadece yatay kesitlerle sınırlı değildir. Üç boyutlu görüntüleme de sağlanabilir.

Manyetik rezonans tekniğinde bir manyetik alan içerisinde incelenmek istenilen bölgeye radyo dalgaları gönderilmektedir. Radyo dalgalarının uyardığı hücrelerdeki hidrojen atomlarının ürettiği enerji alınıp bir bilgisayar aracılığıyla ve uygun bir algoritma yardımıyla işlendikten sonra görüntüye dönüştürülmektedir. MRI, nükleer spin'in kuantum mekanik özelliğinin bir sonucu olan manyetik momentlerin görüntülenmesidir. Çok sayıda spin'in ortalama davranışı, dokunun net gözlemlenebilir magnetizasyonunu verir.

Bu bildiride MRI sürecini açıklayan Bloch denklemlerinin dönen referans sisteminde FDTD yöntemiyle çözümleri yapılarak bu çözümlerin ve belirli MRI süreçlerinin teşhise yönelik çeşitli parametrelerle değişimleri grafikler halinde verilmiştir.

2. Problemin Formülasyonu

Dönen referans sisteminde rölaksasyonu da içeren Bloch denklemleri, $\vec{M}$ magnetizasyon vektörünü göstermek üzere zaman domeninde ve ayrık formda aşağıdaki gibi elde edilir:

$$\frac{M_x^{n+1}(I, J, K) - M_x^n(I, J, K)}{\Delta t} = \gamma^n(I, J, K)(B_0 - B_1)M_y^n(I, J, K) - \frac{M_z^n(I, J, K)}{T_2^n(I, J, K)} \quad (1a)$$

$$\frac{M_y^{n+1}(I, J, K) - M_y^n(I, J, K)}{\Delta t} = -\gamma^n(I, J, K)(B_0 - B_1)M_x^n(I, J, K) + \gamma^n(I, J, K)B_1M_z^n(I, J, K) - \frac{M_y^n(I, J, K)}{T_2^n(I, J, K)} \quad (1b)$$

$$\frac{M_z^{n+1}(I, J, K) - M_z^n(I, J, K)}{\Delta t} = -\gamma^n(I, J, K)B_1v^n(I, J, K) - \frac{M_z^n(I, J, K) - M_0}{T_1^n(I, J, K)} \quad (1c)$$

Burada v dönen referans sisteminin,

$$v^n(I, J, K) = M_x^n(I, J, K) \sin(\omega_1 t) + M_y^n(I, J, K) \cos(\omega_1 t) \quad (2)$$

eşitliğiyle tanımlı değişkenidir. n, zaman adımını, I, J ve K da x, y ve z konumlarındaki adımları göstermektedir. γ jiromanyetik oran, $\gamma B_0 (= \omega_0)$ Larmour frekansı, B_0 ve B_1 de sıra ile Oz doğrultusundaki statik ve xy düzlemindeki zamanla ω_1 frekansı ile değişen dış magnetik endüksiyonların genlikleridir. T_1 ve T_2 sırayla spin-kafes ve spin-spin gecikmeleridir. M_0 denge magnetizasyonudur.

(1a)-(2) denklemleri güncellenmiş magnetizasyon bileşenlerini

$$M_x^{n+1}(I, J, K) = M_x^n(I, J, K) + (\Delta t)\gamma^n(I, J, K)(B_0 - B_1)M_y^n(I, J, K) - (\Delta t)\frac{M_z^n(I, J, K)}{T_2^n(I, J, K)} \quad (3a)$$

$$M_y^{n+1}(I, J, K) = M_y^n(I, J, K) - (\Delta t)\gamma^n(I, J, K)(B_0 - B_1)M_x^n(I, J, K) + (\Delta t)\gamma^n(I, J, K)B_1M_z^n(I, J, K) - (\Delta t)\frac{M_y^n(I, J, K)}{T_2^n(I, J, K)} \quad (3b)$$

$$M_z^{n+1}(I, J, K) = M_z^n(I, J, K) - (\Delta t)\gamma^n(I, J, K)B_1[M_x^n(I, J, K) \sin(\omega_1 t) + M_y^n(I, J, K) \cos(\omega_1 t)] - (\Delta t)\frac{M_z^n(I, J, K) - M_0}{T_1^n(I, J, K)} \quad (3c)$$

olarak verir. (3a)-(3c) denklemleri magnetizasyon bileşenlerinin $n=1$ zaman adımındaki değerleri bilindiğinde sonraki zaman adımlarındaki değerlerinin hesaplanabilmesini olanaklı duruma getirir.

Gradyan uygulanmamış halde dönen referans sistemindeki MR işareti $S(x, y, z, t)$ olmak üzere MR görüntülemeyi sağlayacak ters problem FDTD yapılandırmasıyla

$$\begin{aligned} \{[M_x^n(I, J, K_0)]^2 + [M_y^n(I, J, K_0)]^2\} \Delta x \Delta y = \\ = S^n(I+1, J+1, K_0) - S^n(I, J+1, K_0) - S^n(I+1, J, K_0) + S^n(I, J, K_0) \end{aligned} \quad (4)$$

denklemine indirgenir. Burada K_0 , $z = z_0$ kesit düzlemini göstermektedir.

3. FDTD İncisyonu ile MRI

(3a)-(3c) denklemlerinin üreteceği güncellenmiş büyüklükler (4) eşitliğinde yerleştirilmek suretiyle, S değerlerine farklı 4 adet noktada aynı anda yapılan ölçmelerle erişileceğinden, içerisinde jiromanjetik oran, spin-kafes ve spin-spin gecikmeleri ile magnetizasyon bileşenlerinin çeşitli formlarda birbirleriyle çarpımları yoluyla oluşturulan 39 adet bilinmeyen bulundugu aşağıdaki ifade elde edilir:

$$\begin{aligned}
 & [M_x^{n-1}(I, J, K_0) + (\Delta t)\gamma^{n-1}(I, J, K_0)(B_0 - B_1)M_y^{n-1}(I, J, K_0) - (\Delta t)\frac{M_z^{n-1}(I, J, K_0)}{T_2^{n-1}(I, J, K_0)}]^2 + \\
 & + \{M_y^{n-1}(I, J, K_0) - (\Delta t)\gamma^{n-1}(I, J, K_0)(B_0 - B_1)M_x^{n-1}(I, J, K_0) + \\
 & + (\Delta t)[\gamma^{n-1}(I, J, K_0)B_1]^2 - (\Delta t)[M_x^{n-1}(I, J, K_0)\sin(\omega_1 t) + M_y^{n-1}(I, J, K_0)\cos(\omega_1 t)] + \\
 & + (-\Delta t)(\Delta t)\gamma^{n-1}(I, J, K_0)B_1\frac{M_z^{n-1}(I, J, K_0) - M_0}{T_1^{n-1}(I, J, K_0)} - (\Delta t)\frac{M_y^{n-1}(I, J, K_0)}{T_2^{n-1}(I, J, K_0)}\}^2 \\
 & = \frac{S^n(I+1, J+1, K_0) - S^n(I, J+1, K_0) - S^n(I+1, J, K_0) + S^n(I, J, K_0)}{\Delta x \Delta y} \quad (5)
 \end{aligned}$$

Bu ifadede aynı zamanda ω_1 , B_1 , B_0 ve M_0 da bilinen büyüklükler olarak yer almaktadır. Söz konusu ω_1 , B_1 , B_0 ve M_0 büyüklüklerinin toplam olarak 39 adet farklı giriş takımı oluşturmak koşuluyla uygun değerlerde ve formlarda seçilerek belirlenebilir olmaları sayesinde yukarıda belirtilen 39 adet bilinmeyen tek türlü elde edilmesini sağlayabilecek yeterli sayıda denklem yazılır.

Denklem (5) ile erişilen bu denklemler lineer olmamakla birlikte, yukarıda açıklanan biçimde erişilen bilinmeyenler arasında oluşturulan uygun oranlarla yazılan ilave tanımlar, ihtiyaç duyulan büyüklüklerin bir ve yalnız bir çözümlerinin elde edilmesini sağlamaktadır.

39 adet farklı giriş takımının her biri için 4'er adet S büyüklüğü ölçüleceğinden toplam olarak en az 156 adet ölçü büyüklüğünün elde edilmesi gerekir. Bu ise materyalin bütününe taranmasına gerek kalmadan (3a)-(3c) güncelleme denklemleri yardımıyla gereksinim duyulan zaman ve konumlarda materyalin bütünü için T_1 , T_2 , γ , M_x , M_y ve M_z değerlerinin hesaplanarak bulunmasını olanaklı duruma getirir. Her bir saniyede bir ölçü alınabileceği varsayıldığında arzu edilen çözünürlüğe bağlı olarak tüm materyalin sadece 2 dakika 36 saniye taranması ile hedeflenen MR görüntüsü elde edilmiş olur. Bu ise örneğin hastanın MR cihazı içinde tutulduğu süre göz önünde bulundurulacak olursa uygulama açısından oldukça iyi bir sonuçtur.

Çeşitli organlara ilişkin sağlıklı ve tümör içeren durumlara karşı düşen [1] sayısal sonuçlar elde edilmiştir.

4. Sonuçlar

Sonuç olarak bir MRI sürecinin, kuantum fizik ve klasik fizik ile açıklanışı FDTD ile simüle edilmiş, MRI denklemleri analitik ve işlemsel yöntemlerle çözülmüştür. Erişilen çözümlerden çeşitli parametre değişimlerinde çok düşük hata payı ile gerçek sonuçlara uyum sağlayan işlemsel bir yöntemin geliştirilmesi amaçlanmıştır. MRI grafiklerinin zamanla sürekli değişim halinde oluşturulabilirliği ve zaman domeninde elde edilmesi sağlanmıştır. Arzu edilen çözünürlüğe bağlı olarak tüm materyalin sadece 2 dakika 36 saniye taranması ile hedeflenen MR görüntüsünün elde edilebilmesinin olanaklı olduğu gösterilmiştir.

Kaynaklar

[1]. Taxt T. ve Lundervold A., "Multispectral analysis of brain in magnetic resonance imaging", Biomedical Image Analysis, 1994., Proceedings of the IEEE Workshop on , 24-25 June 1994 , s.33-42.