

Dahili Bobinlerin En İyi İçsel Sinyal/Gürültü Oranı Kullanılarak Değerlendirilmesi

Yiğitcan Eryaman¹, Haydar Çelik¹, Ayhan Altıntaş¹,
Ergin Atalar^{1,2}

¹Bilkent Üniversitesi

Elektrik ve Elektronik Mühendisliği Bölümü

Bilkent, Ankara

yigitcan@ee.bilkent.edu.tr, haydar@ee.bilkent.edu.tr, altintas@ee.bilkent.edu.tr,
ergin@ee.bilkent.edu.tr

²Johns Hopkins Üniversitesi

Radyoloji Bölümü

Biomedikal Mühendisliği Bölümü

Elektronik ve Bilgisayar Mühendisliği Bölümü

Baltimore, USA

Özet: Bu çalışmada dahili ve harici manyetik rezonans (MR) bobinlerinin kullanılmasıyla elde edilebilecek sinyal/gürültü oranının üst sınırı (en iyi içsel sinyal/gürültü oranı, EİİSGO) hesaplanmıştır. Hesaplar için beden ortasında, içine dahili bobinin yerleştirilebileceği silindirik bir boşluk bulunan dielektrik bir silindir olarak modellenmiştir. Hesaplanan EİİSGO değeri dahili MR bobinlerinin çalışma performanslarını değerlendirmeye yarayan bir referans çözüm olarak kullanılabilir. Bu çalışmada örnek olarak bir dahili MR bobininin performansı, bobinin sinyal/gürültü oranı (SGO) değerini EİİSGO değeri ile karşılaştırmak yoluyla hesaplanmıştır.

1. Giriş:

Bedenin rektum, vajina, esofagus, uretra, kan damarları gibi çeşitli yerlerini görüntülemek için kullanılan dahili manyetik rezonans (MR) bobinleri mevcuttur. Her ne kadar bu tarz bobinlerin kullanımının bir sonucu olarak MR görüntülerinin sinyal/gürültü oranında bir artış gözlenirse de, bu bobinlerinin harici MR bobinleri ile doğrudan karşılaştırılması üzerine bir çalışma şu ana kadar yapılmamıştır. Ayrıca dahili MR bobinlerinin performanslarının değerlendirilmesi için de kesin bir yöntem mevcut değildir.

Daha önce harici MR bobinleri için En İyi İçsel Sinyal/Gürültü Oranı (EİİSGO) hesaplanmış ve herhangi bir harici bobin tasarımının Sinyal/Gürültü Oranının (SGO), EİİSGO'ya oranı, söz konusu tasarımın performans ölçüsü olarak tanımlanmıştır [1]. Bu çalışmada ise problem, dahili MR bobinleri için tekrar formüle edilerek, bir dahili bobinin performans değeri hesaplanmıştır.

2. Teori:

EİİSGO hesaplanırken, MR bobininin optimizasyonu yerine ilgili elektromanyetik alanın optimizasyonu gerçekleştirildi. İlgilenilen bir noktadaki EİİSGO, o noktanın beden içindeki konumuna ve beden geometrik ve elektriksel özelliklerine bağlıdır. Beden silindirik kabul edildiğinden, beden içindeki elektromanyetik (EM) alanın, içeri ve dışarı ilerleme yönlü silindirik dalgaların ağırlıklı toplamı olarak yazılabilir. EİİSGO'yu elde etmek için sistemdeki gürültü değeri hesaba katılmalıdır. İletkenlere bağlı kayıplar, EM ısınıma bağlı kayıplar, ve bedene bağlı kayıplar sistemdeki gürültü değerini belirleyen temel güç kayıplarıdır. İyi tasarım edilmiş bir sistem için EM ısınıma ve iletkenlere bağlı kayıplar enküçültülebilir. Bu durumda gürültü değerini beden iletkenliğine bağlı beden kayıpları

belirler. Görüntüleme parametrelerinden bağımsız olan İçsel Sinyal/Gürültü Oranın ifadesi (İSGO) [2] aşağıda görüldüğü gibidir,

$$\Psi = \frac{\sqrt{2}\omega\mu M_0}{\sqrt{4k_b TR}} H_+ . \quad (1)$$

Yukarıdaki ifadede görülen k_b Boltzmann sabiti, T görüntülenilen örneğin Kelvin olarak sıcaklığı, μ manyetik geçirgenlik sabiti, ω Larmour frekansı, M_0 ise 90 derecelik bir vurumdan hemen sonraki birim hacim elemanı başına düşen anlık manyetik moment değeridir. H_+ ise sağ el kuralı ile tanımlı dairesel kutuplanmış manyetik alan bileşenidir, ve asıl manyetik alan yönünün z eksenini olması durumunda $e^{j\omega t}$ kuralına göre aşağıda görüldüğü gibi tanımlanmıştır:

$$H_+ = (H_\rho - jH_\phi) / \sqrt{2} . \quad (2)$$

Yukarıdaki denklemde “ j ”, $\sqrt{-1}$ şeklinde tanımlı karmaşık sayıdır. Bedenin manyetik geçirgenliğinin bir örnek ve boşluğun manyetik geçirgenliği olan μ_0 ya eşit olduğu varsayılmıştır. R değeri bobinin giriş empedansının gerçek kısmıdır. Karşılıklılık ilkesine göre, R değeri, bobinin verici olarak kullanılmasıyla ve giriş terminalinden 1 amper akım ile beslenmesi sonucunda harcanan gücün hesaplanmasıyla bulunabilir.

Beden kayıplarına sebep olan direnç değeri R_{beden} , sistemdeki güç kaybı ve dolayısıyla gürültünün en önemli sebebidir. İyi tasarlanmış bir sistem için, R yaklaşık olarak R_{beden} değerine eşittir ve karşılıklılık ilkesinden dolayı

$R_{beden} = P_{kayıp}$ olur. $P_{kayıp}$, beden içindeki toplam güç kaybıdır. Bedenin dışında kayıpsız bir ortamın olduğu varsayıldığından dışarıdaki EM alanın toplam güç kaybına bir katkısı yoktur. Dışarıdaki alan üzerine koşul konulmadığından sınır koşullarının da hesaba katılmasına gerek yoktur.

En yüksek SGO elde etmek için, H_+ ’nın ilgilenilen bir (r_0, ϕ, z) noktasında sabit olması koşuluyla R_{beden} değeri minimize edilmiştir. H_+ , herhangi bir sabite eşit alınabileceğinden ilgilenilen noktada rastgele olarak 1’e eşit alınmıştır ($H_+(r_0) = 1$).

3. Yöntemler ve Sonuçlar:

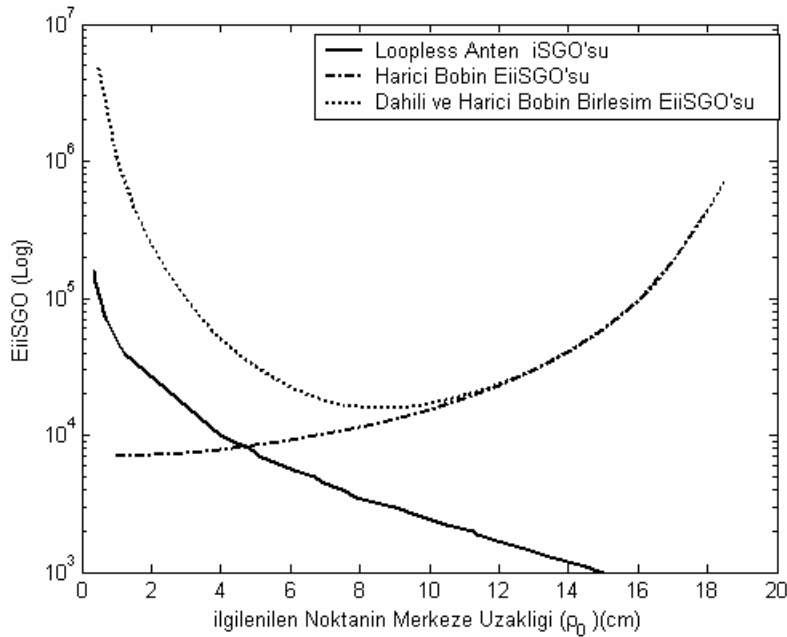
EİİSGO değerini hesaplariken bir MATLAB (sürüm 6.0, Mathwork Inc., Natick, MA) yazılımı geliştirildi. Bütün hesaplarda bir örnek iletkenlik değeri ($\sigma=0.372$), eletrişel gecirgenlik katsayısı ($\epsilon_r=77.7$) ve görelî manyetik geçirgenlik katsayısı ($\mu_r=1$) kullanıldı. Önce ortasında 0.3 mm yarıçaplı bir boşluk bulunan, 20 cm çaplı bir beden modelinde dahili ve harici alıcıların kombinasyonunun EİİSGO değeri ilgilenilen noktanın konumunun bir fonksiyonu olarak çizildi (Şekil 1). Aynı çizimde yalnız harici alıcıların kullanılmasıyla elde edilebilecek EİİSGO değeri ve “loopless anten”in [3] İçsel Sinyal/Gürültü Oranı (İSGO) da çizildi. Şekilde loopless anten’in performansının artırılmasının mümkün olduğu görülmektedir. Bunun dışında tasarımın performansının hangi bölgelerde daha yüksek olduğu da açıkça görülmektedir. Örneğin silindirik boşluğun 1 mm uzağındaki yerlerde loopless anten’in performansı %4 civarında hesaplanmıştır. Bu, aynı büyüklükte bir silindirik boşluğun içine sığabilecek ve loopless anten’den 25 kat daha iyi çalışabilecek bir bobin olabileceği anlamına gelmektedir.

Loopless anten'in hangi bölgelerin görüntülenmesinde yararlı olabileceğine karar vermek klinik olarak önemlidir. Şekil 1'de yalnız harici bobinlerin kullanılmasıyla elde edilebilecek EİİSGO eğrisinin loopless anten'in İSGO eğrisi ile bir noktada kesiştiği görülmektedir. Bu nokta loopless anten'in "yararlı bölgesinin" yarıçapını belirler. Bedenin dış yüzeyine bu noktadan daha yakın olan noktalar için daha iyi çalışabilecek harici bobinler yapılabilir. Yararlı bölgenin büyüklüğü bedenin büyüklüğüne de bağlıdır. Daha büyük bir beden modeli için bobinin yararlı bölgesi de daha büyük olur. Şekil 2'de loopless anten yararlı bölge yarıçapının beden yarı çapına göre değişimi çizilmiştir. Bu eğriyi çizmek için harici alıcıların EİİSGO değeri farklı beden yarıçapları için hesaplanmıştır. Sonra loopless anten'in İSGO değeri bu EİİSGO değerleri ile karşılaştırılmıştır. Sabit bir beden yarıçapı için loopless anten'in İSGO'sunun EİİSGO değerini aştığı yer bulunmuştur. Aynı işlem 5 cm ile 25 cm arasında değişen beden modelleri için yapılarak Şekil 2'deki eğri oluşturulmuştur. Şekil 2'deki taralı alanda kalan her nokta için loopless anten'in İSGO değeri harici alıcıların EİİSGO değerinden fazladır ve bu taralı alan loopless anten'in yararlı alanıdır.

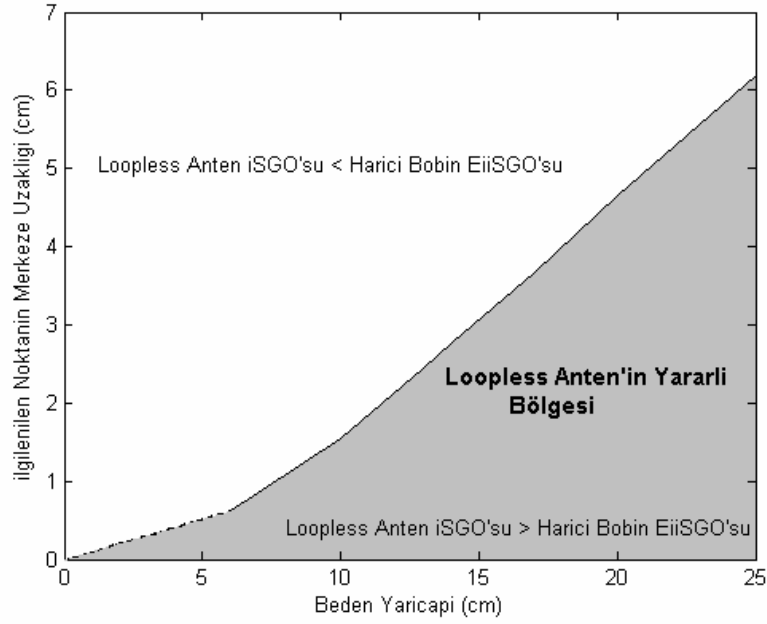
Loopless anten'in İSGO değerinin, harici ve dahili bobinlerin beraber kullanılmasıyla elde edilebilecek EİİSGO değeri ile karşılaştırılması sonucunda, loopless anten'in performansının ne kadar iyileştirilebileceği ve antenin performansının en iyi nerede olduğu da anlaşılabilir. Loopless anten'in İSGO sunun dahili ve harici bobin birleşiminin EİİSGO'suna oranının beden içinde ilgilenilen noktanın konumuna göre değişimi Şekil 3'de gösterilmiştir. Buna göre loopless anten bedenin merkezinin 6.5 cm uzağında en fazla %20 performansla çalışmıştır.

4. Yorum:

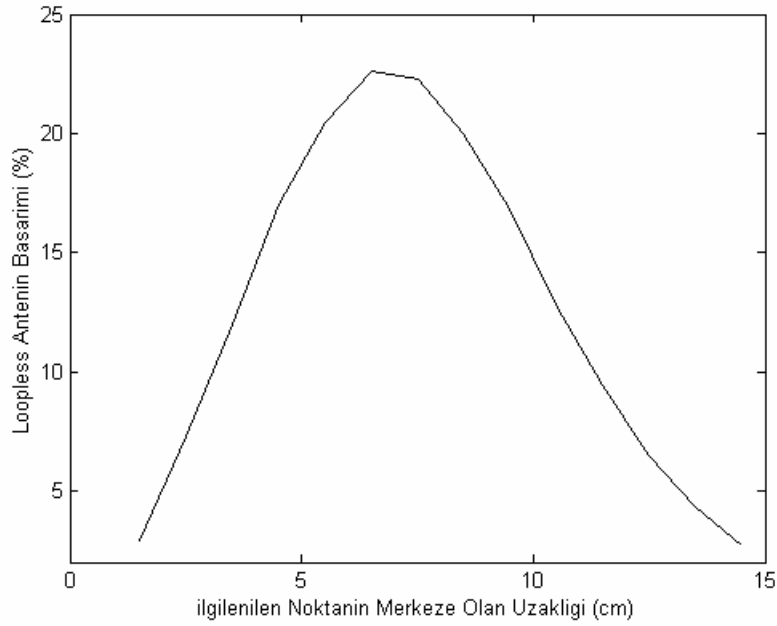
Dahili ve harici bobinlerin beraber kullanılmasıyla elde edilebilecek en yüksek içsel sinyal/gürültü oranını değerini hesaplamak için bir yöntem geliştirilmiştir. Bu değer dahili bobinlerin performanslarını değerlendirmek için bir referans çözümü olarak kullanılabilir. Örnek olarak loopless anten'in performansını değerlendirip daha ne kadar SGO artışının mümkün olabileceğini gösterilmiştir.



Şekil 1. Üç İSGO verisinin karşılaştırılması. Dahili bobin merkeze yakın bölgelerde etkinken harici bobin bedenin dış sınırına yakın bölgelerde etkin olur. Bu şekilde, harici bobin 20 cm yarıçapında, dahili ve harici bobin birleşimi 20 cm dış, 0.375 cm iç yarıçapa sahiptirler. Loopless anten ise 0.375 yarıçapındadır.



Şekil 2. Loopless anten'in yararlı bölgesi. Farklı beden yarıçaplarına göre, loopless anten ile dahili ve harici bobin birleşimi karşılaştırıldı. Belli bir beden yarıçapına göre, şekildeki koyu bölgede, loopless anten harici bobinden daha iyi sonuçlar verir.



Şekil 3. Loopless anten'in, ilgililenilen noktanın merkeze olan uzaklığının değişmesine göre performans grafiği. Şekil, loopless anten SGO'sunun, dahili ve harici bobin birleşimi EİİSGO'suna bölünmesiyle elde edilmiştir.

Kaynaklar:

1. Ocali O, Atalar E. Ultimate intrinsic signal-to-noise ratio in MRI. *Magnetic Resonance in Medicine* 1998;39(3):462-473.
2. Edelstein WA, Glover GH, Hardy CJ, Redington RW. The intrinsic signal-to-noise ratio in NMR imaging. *Magnetic Resonance in Medicine* 1986;3(4):604-618.
3. Ocali O, Atalar E. Intravascular magnetic resonance imaging using a loopless catheter antenna. *Magnetic Resonance in Medicine* 1997;37(1):112-118.

Ergin Atalar completed his B.S., M.S, and Ph.D. degrees at Bogazici University in 1985, at Middle East Technical University in 1987 and Bilkent University in 1991, respectively. Immediately after graduation, he joined to the Johns Hopkins University as a postdoctoral fellow where he is currently the director of Center for Image Guided Interventions and Professor of Radiology with joint appointments in the Departments of Electrical and Computer Engineering and Biomedical Engineering. He is also a visiting Professor of Electrical and Electronics Engineering of the Bilkent University. His main research areas are Magnetic Resonance Imaging (MRI)-guided vascular interventions and MRI-guided prostate interventions.

Ergin Atalar Lisans derecesini 1985 yılında Boğaziçi Üniversitesinden, Yüksek Lisans derecesini 1987 yılında ODTÜ'den ve Doktora derecesini de 1991 yılında Bilkent Üniversitesinden almıştır. Mezuniyetinden hemen sonra John Hopkins Üniversitesine doktora sonrası çalışmaları yapmak üzere katılmıştır. Halen bu üniversitede Radyoloji Profesörü ünvanıyla Elektronik, Bilgisayar ve Biyomedikal Mühendislik alanlarında ders vermekte Center for Image Guided Interventions kurumunun direktörlüğünü üstlenmektedir. Ayrıca Bilkent Üniversitesine ziyaretçi profesör olarak çalışmaktadır. Ana araştırma alanları arasında Magnetik Rezonans Görüntüleme (MR-I) yardımlı damar ve prostat müdahaleleri yer almaktadır.