



A simulation for designing low magnetic field NMR imaging system

Alper Dizibüyük*^{ID}, Ahmet Alkan^{ID}

Department of Electrical and Electronics Engineering, Faculty of Engineering and Architecture, Kahramanmaraş Sütçü İmam University, 46050, Kahramanmaraş, Türkiye

Highlights:

- 3D calculation and mapping of magnetic fields
- Scaling of magnetic fields working together
- Formation of instantaneous k-space and image.
- A framework for an NMRI system with weak, inhomogeneous, and nonlinear magnetic fields

Keywords:

- Nuclear magnetic resonance
- Nuclear magnetic resonance imaging
- Gradient coils
- Larmor frequency
- low magnetic field
- Inhomogeneous field
- Nonlinear field
- k-space

Article Info:

Research Article
Received: 23.05.2022
Accepted: 26.07.2024

DOI:

10.17341/gazimmfd.1120216

Correspondence:

Author: Alper Dizibüyük
e-mail: aalpera@ksu.edu.tr,
phone: +90 505 500 9542

Graphical/Tabular Abstract

The formation of instantaneous k-space and slice images with the gradient-echo MR sequence using the weak, inhomogeneous and non-linear B_0 static, z, y and x gradient magnetic fields is shown in Figure A.

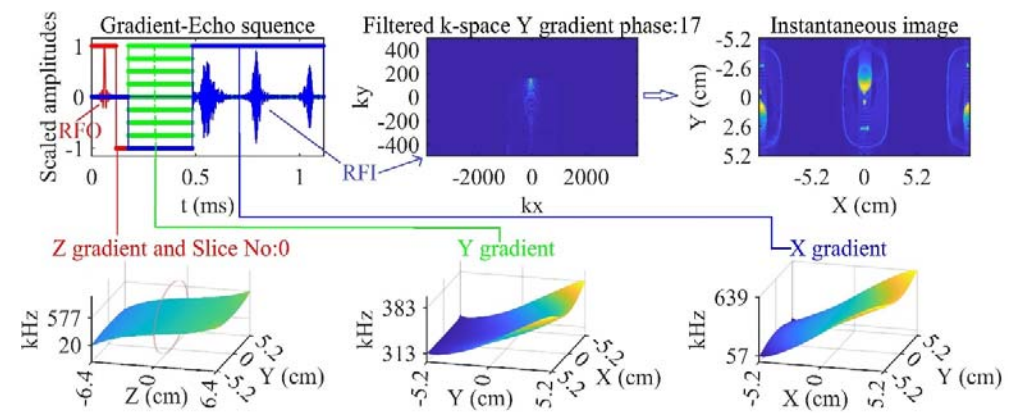


Figure A Formation of instantaneous k-space and images of the slices by gradient-echo MR sequence using weak, inhomogeneous and nonlinear B_0 , z, y and x gradient magnetic fields

Purpose: The aim of this study is to simulate an NMRI system with weak, inhomogeneous and nonlinear magnetic fields for design, to see the disadvantages of such a system and to realize an interface that works within this framework.

Theory and Methods: In this study, the static and gradient coils and magnetic fields required for basic NMRI are computerized according to the Biot-Savart principle in a limited Cartesian space. Static and gradient field magnitudes were rescaled and the spatial volume region where they were sufficiently homogeneous and linear was determined. Gradient-echo spin FID signals were generated and NMR images were obtained for virtual phantoms in the same spatial volume region.

Results: The results were evaluated according to the ideal areas produced. B_0 static field homogeneity is quite poor and the center frequency decreases nonlinearly towards the slice boundary. Z-gradient (76 mT/m) linearity is poor and frequency limits are decreasing. Z coding time (t_p) and required BRFO bandwidth are increasing. Y gradient linearity (36 mT/m) is poor, frequency limits are decreasing and the required phase encoding time (T_y) is increasing. X-gradient linearity (99 mT/m) is poor, frequency limits and required frequency encoding time (T_x) are increasing, and measured BRFI signal bandwidth is decreasing. With the increase of T_y and T_x , the k-space spacing also increases.

Conclusion: Scaling all coil currents together is important both for signal generation in the Nyquist criterion and for determining sufficient homogeneity and linearity limits. Homogeneity and linearity deteriorate as the coil boundaries are approached from the center. The linearity between spatial coordinates and signal frequencies produced depending on the fields is disrupted. Due to the folding, signals belonging to different coordinates may have the same frequency, and for this reason, regional losses in the image, deformations in the form of axial extension/shortening, incorrect pixel positioning occur and the image reality is distorted



Zayıf manyetik alan NMR görüntüleme sistemi tasarımına yönelik bir benzetim

Alper Dizibüyük*^{ID}, Ahmet Alkan^{ID}

Kahramanmaraş Sütçü İmam Üniversitesi Mühendislik-Mimarlık Fakültesi, Elektrik-Elektronik Mühendisliği Bölümü, 46050, Kahramanmaraş, Türkiye

ÖNEÇIKANLAR

- Zayıf, homojen olmayan ve doğrusal olmayan manyetik alanlara sahip NMRI sistemi için bir çerçeve
- Manyetik alanların 3D hesaplanması, haritalanması ve birlikte çalışan manyetik alanların ölçeklenmesi
- Anlık k-space ve görüntü oluşumu

Makale Bilgileri

Araştırma Makalesi

Geliş: 23.05.2022

Kabul: 26.07.2024

DOI:

10.17341/gazimmfd.1120216

Anahtar Kelimeler:

Nükleer manyetik rezonans, nükleer manyetik rezonans görüntüleme, gradyan sargılar, Larmor frekansı, zayıf manyetik alan, inhomojen alan, nonlinear alan, k-space

ÖZ

Mevcut NMRI (Nükleer Manyetik Rezonans Görüntüleme) sistemlerin fiziksel büyüklükleri, donanım ve işletme maliyetleri ve taşınmaz olmaları en büyük olumsuzluklarıdır. Bu durum, düşük manyetik alan ve hacimlerde çalışabilen, düşük maliyetli ve taşınabilir uygulamaları teşvik etmiştir. Bu çalışmalarla ihtiyaç duyulan nesne ve pratik tıbbi görüntüleme, madde analizi ve tayini, üretim kalite ve atık kontrolü gibi alanlardaki boşluklar doldurulmaya çalışılmaktadır. Ancak sahip oldukları çok zayıf, inhomojen ve nonlinear manyetik alanlar bu sistemlerde sonuçlara olumsuz etki eden en önemli unsurlardır. Bu çalışma, tasarıma yönelik çalışan bir benzetimin ilgili alanların ve sonuçlarının incelenmesi ve değerlendirilmesinde önemli bir boşluğu dolduracağı düşüncesiyle gerçekleştirilmiştir. Bu benzetim ile bilgisayar ortamında üretilen alanlar ve 3D fantom dokular için görüntüleme sonuçları elde edilebilmektedir. Bu çalışmada temel NMRI için gereken statik ana manyetik alan ve gradyan alan sargıları için sınırlı bir Kartezyen uzayda manyetik alan bileşenleri Biot-Savart ilkesine göre bilgisayar ortamında üretilmiştir. Statik ana manyetik alanın yeterli homojen olduğu, gradyan alanların yeterli lineer olduğu uzaysal hacim bölgesi belirlenmiştir. Beraber çalışan alan büyüklükleri yeniden ölçeklenmiş, aynı sınırlı uzayda bulunan sanal 3D fantom için gradyan-eko spin FID işaretleri üretilmiş, k-space ve NMR görüntüleri elde edilmiştir.

A simulation for designing low magnetic field NMR imaging system

HIGHLIGHTS

- A framework for an NMRI system with weak, inhomogeneous, and nonlinear magnetic fields
- 3D calculation and mapping of magnetic fields and scaling of magnetic fields working together
- Formation of instantaneous k-space and image

Article Info

Research Article

Received: 23.05.2022

Accepted: 26.07.2024

DOI:

10.17341/gazimmfd.1120216

Keywords:

Nuclear magnetic resonance, nuclear magnetic resonance imaging, gradient coils, Larmor frequency, low magnetic field, inhomogeneous field, nonlinear field, k-space

ABSTRACT

The biggest drawbacks of existing NMRI (Nuclear Magnetic Resonance Imaging) systems are their physical size, hardware and operating costs, and their lack of portability. This has encouraged low-cost and portable applications that can operate in low magnetic fields and volumes. These studies attempt to fill the gaps in areas such as object and practical medical imaging, substance analysis and determination, production quality and waste control. However, the very weak, inhomogeneous and nonlinear magnetic fields they have are the most important factors that negatively affect the results in these systems. This study was carried out with the idea that a working simulation for design would fill an important gap in examining and evaluating the relevant fields and their results. With this simulation, imaging results can be obtained for computer generated fields and 3D phantom tissues. In this study, magnetic field components in a limited Cartesian space for the static main magnetic field and gradient field coils required for basic NMRI were computerized according to the Biot-Savart principle. A spatial volume region has been determined where the static main magnetic field is sufficiently homogeneous and the gradient fields are sufficiently linear. By rescaling all field magnitudes working together, spin FID signals were generated for virtual 3D phantom in the same limited space, k-space and NMR images were obtained.

1. Giriş (Introduction)

Yaygın NMR (Nükleer Manyetik Rezonans Görüntüleme) sistemlerinde kullanılan ve çok daha iyi sonuçlar alınan yüksek manyetik alanların (>0,5T (Tesla) veya >1T) yerine zayıf manyetik alanların kullanımı ve bu alanların inhomojen (düşük homojenite) ve nonlinear (doğrusal olmayan) olmaları en önemli problem olarak görülebilir [1]. Zayıf manyetik alanda alan istikametine yönelen spinlerin sayısı daha az olacağından, net manyetizasyon ve dolayısıyla elde edilen işaretin gücü de düşük olmaktadır. Buna ilaveten alanın inhomojenitesi ve nonlinearlığı de işaret frekans spektrumunu genişletmesiyle çözünürlük kalitesini kötü yönde etkilemektedir. Sinyal gücünün ve kalitesinin kötü olması spektroskopi işleminde frekans spektrumundaki kimyasal kaymaların seçilememesine, görüntüleme işleminde ise görüntü gerçekliğinin bozulmasına, görüntü piksellerinin yanlış konumlanmalarına neden olmaktadır. Bahsedilen sorunlardan kaynaklanacak diğer bir ikincil problem ise uzaysal ölçme hacminin çok sınırlı olmasıdır.

NMR uygulamalarındaki yüksek manyetik alan gereksinimi ve fiziksel büyüklüklerinin karşılaştırılması amacıyla şu çalışmalara bakmak yeterli olacaktır: Miyamoto vd. [2], NdFeB kalıcı mıknatıslar ile NMR uygulamasında kullanılmak üzere 0,2T alan şiddetine, 500mm etkin aralık değerine sahip, 30 ppm homojeniteye sahip ancak ağırlığı 9 ton olan bir ana manyetik alan kaynağı yapmışlardır. Schmidt vd. [3], NMR uygulamasında kullanılmak üzere 4T/m alan gücünde ve 5 ton ağırlığında bir ana manyetik alan kaynağı yapmışlardır.

NMR olayının dayandığı fiziksel temelden dolayı moleküler düzeydeki etkileşimlerin, bunları etkileyen sıcaklık, basınç, manyetik alan gibi parametrelerin hassasiyetle ölçülebilmesi mümkün olmuştur. Callaghan vd. [4], polarizasyon sargısı kullanarak yerin manyetik alanı (56 μ T) gibi küçük bir büyüklükte ¹H ve ¹⁹F atomlarından ses frekansı bölgesinde FID, spin echo, NMR işaretlerini elde etmişler, T₁ ve T₂ parametrelerini ölçmüşler ve bu ölçme sonuçlarına göre de bulunulan coğrafi bölgenin manyetik alanını hassasiyetle ölçebilmişlerdir. Yine Callaghan vd. [5], yine polarizasyon sargısı (0,03T) kullanarak yerin manyetik alanında (64 μ T) Antarktika buz denizinde ses frekansı bölgesinde FID, spin echo NMR işaretlerini elde etmişler, T₁ ve T₂ parametrelerini ölçerek bu sefer farklı derinliklerdeki tuzluluk, karışım ve sıcaklık ölçmeleri yapabilişlerdir.

Callaghan vd. [5], taşınabilir ve bilgisayarlı otomatik süreç kontrolüne sahip, zayıf manyetik alanda çalışan bir NMR sistemi gerçekleştirmişler ve PGSE (Pulsed gradient spin echo) ölçmeleri yapmışlardır. Sciandrone vd. [6], bilgisayar kontrollü 4 ayrı simetrik akım sargısına, 6cm yarıçaplı homojen bölgeye ve 0,1T alan gücüne sahip bir NMR ana magnet tasarımı ve optimizasyonu gerçekleştirmişlerdir. Bu çalışmada alanın homojenliği shim (düzeltilme) sargılar kullanılmadan, akımları bilgisayar ile kontrol edilen ana sargılar yardımıyla sağlanmıştır. Ana manyetik alan ölçümü yine bilgisayar ile kontrol edilen bir Gaussmetre ve Hall prob vasıtasıyla yapılmıştır.

Taşınabilir ve düşük maliyetli NMR cihazlarında ana manyetik alan kaynağı olarak Halbach dizisi magnet kullanımı da oldukça yaygındır. Bu teknik, tasarım kolaylığı ve küçük alanların etkileşimi ile büyük manyetik alanların elde edilebilmesi sebebiyle birçok uygulamada karşımıza çıkmaktadır. Raich vd. [7], NMR uygulamasında kullanılmak üzere; her biri 18x18x27 mm boyutlarında ve kalıcı mıknatıslık değeri B_r = 1,35T olan NdFeB Grade 45 (N-45) mıknatıslardan her biri 16 adet içeren 8 disk sandviç kullanarak 0,3T gücünde Halbach dizisi ana magnet tasarlamışlardır. Aferova vd. [8],

jeolojik ölçmelerde kullanılmak üzere ana manyetik alan olarak Halbach magnet dizisi (0,3T) olan taşınabilir bir NMR ölçme cihazı gerçekleştirmişler.

Zayıf manyetik alan ve düşük homojeniteye sahip NMR sistemlerinde en büyük sorun sinyal hassasiyetinin küçük olması ve işaretlerin geniş bantlı olmasıdır. Sinkovits vd. [9], bu sorunu Macovits ve Conolly tarafından önerilen ana manyetik alana paralel değişken bir modülasyon alanı kullanarak çözmeye çalışmışlardır. Böylece oluşan frekans modülasyonu yan bandlarından yüksek frekansa sahip olanı ölçme imkânı bulmuşlar ve yöntemin yüksek frekans için yüksek alan kullanılmadan daha iyi sonuç verdiğini bildirmişlerdir.

Zayıf manyetik alanlara sahip taşınabilir NMR cihazlarının gerekliliği, özellikle endüstriyel alanda (Madde tespiti ve tayini, kimyasal reaksiyon takibi ve kontrolü, süreç kontrol, üretim kalite kontrol, ...vs) birçok çalışmanın yapılmasına yol açmıştır. Brown vd. [10], değişken akım tarama sargısı ile 1 boyutlu yüzey derinlik profili kaydı yapabilen, elle sürülen, taşınabilir ve yüzey taraması yapabilen bir NMR-MOUSE (Mobile Universal Surface Explorer) geliştirmişlerdir. Faz kodlama sargıları kullanarak 7mm derinliğe kadar 2 boyutlu görüntüler elde edebilmişlerdir. Bu çalışmada zayıf alana sahip açık ağızlı kalıcı mıknatıs kullanmışlar, NMR işaretlerinin elde etmek için de yüzey sargıları kullanmışlardır. Hills vd. [11], 18x18x200mm boyutlu NdFeB N38H kalıcı mıknatıslar ile Halbach dizisi manyetik ana alana sahip, 5-18mm ölçme çapına sahip düşük maliyetli bir NMR sistemi gerçekleştirmişler ve ¹H atomuna dair spektroskopik ölçümler yapabilişlerdir.

Canlı bünyelerin yüksek manyetik alana maruz kalmadan ölçme ve değerlendirmelerin yapılması düşüncesi de son zamanlarda zayıf alanlı cihazlar üzerindeki araştırmaları büyük bir hızla artırmıştır. Mohoric vd. [12], yerin manyetik alanında çalışan taşınabilir bir NMR görüntüleme sistemi geliştirmişlerdir. Bu çalışmada yerin manyetik alanındaki dalgalanmalardan oluşan bozulmaları yine aynı alandan aldıkları referans NMR işaretiyle bertaraf etmişler ve 50mm³ hacimler için görüntüleme başarılı olmuşlardır. Tsai vd. [13], 6,5mT ana manyetik alana sahip (rezistif sargı) çok çok zayıf bir manyetik alanda, hiperpolarlanmış ³He tekniği ile insan akciğerine ait 2D (2 boyutlu) ve 3D (3 boyutlu) görüntülemeyi başarmışlardır.

Mevcut NMRI (Nükleer Manyetik Rezonans Görüntüleme) sistemlerin fiziksel büyüklükleri, donanım ve işletme maliyetleri ve neredeyse taşınmaz olmaları en büyük olumsuzluklarıdır. Yukarıda bahsedilen çalışmalarda da düşük manyetik alan ve hacimlerde çalışabilen, düşük maliyetli ve taşınabilir cihazların nesne ve pratik tıbbi görüntüleme, madde analizi ve tayini, üretim kalite ve atık kontrolü gibi alanlarda uygulanabilirliği görülmektedir. Bu da bizi taşınabilir bir NMRI cihazı tasarımının ilk adımına yani tasarıma yönelik bir benzetim amaçlı bu çalışmamıza yöneltmiştir. Taşınabilir NMRI sistemlerinin sahip oldukları çok zayıf, inhomojen ve nonlinear manyetik alanlar görüntüleme sonuçlarına olumsuz etki eden en önemli unsurlardır. Üretilen alanların sargı geometrisine bağlı nasıl değiştiği, bu alanların görüntüleme uzayındaki inhomojenite ve nonlinearlikleri ve bunlara bağlı olarak hem k-space uzayındaki hem de elde edilen görüntüdeki deformasyonun incelenmesi büyük önem arz etmektedir. Tasarıma yönelik bir benzetim amaçlı bu çalışma; ilgili manyetik alanların üretimi, bu alanlarla görüntüleme sekanslarının uygulanarak NMRI işaretlerinin ve görüntünün elde edilmesi ve sonuçların incelenmesi konusunda önemli bir boşluğu dolduracağı düşüncesiyle gerçekleştirilmiştir. Çalışmada manyetik alan ve bileşenlerinin hesabı ve 3D haritalanması, NMRI görüntüleme sekansında beraber çalışan alanların ölçeklenmesi, anlık k-space ve görüntünün oluşturulması işlemlerine odaklanılmıştır. Böylece bilgisayar ortamında üretilen zayıf, inhomojen ve nonlinear manyetik

alanlar ve çeşitli 3D fantom dokular için görüntüleme yapılabilen bir NMRi benzetim çalışma ortamı (Framework) elde edilmiştir. Bu çalışmada önce hem statik alan (sabit ana manyetik alan) hem de x, y, ve z gradyan alanları için seçilen rezistiv sargıların benzetimi yapılarak belirli bir hacim için bu manyetik alanlar üretilmiştir. Statik alan için alanın yeterli sabit ve homojen olduğu, gradyan alanlar için de alanların yeterli lineer olduğu uzaysal hacim bölgesi belirlenmiş ve alan büyüklükleri yeniden ölçeklenerek bu hacim içindeki kesitlerden NMR görüntüleme benzetimi gerçekleştirilmiştir.

2. Yöntem (Method)

2.1. Temel NMR Fiziği ve NMR İşaretlerinin Oluşumu (Basic NMR Physics and Generation of NMR Signals)

Manyetik alanla etkileşebilen tüm maddeler tıpkı birer mıknatıs veya akım halkası gibi manyetik dipol (iki kutuplu) özelliği gösterirler ve manyetik momente sahiptirler. Atom çekirdeğini meydana getiren nükleonlar için bu etkileşimin kaynağı olan toplam spin (dönü, dönme) kuantum sayısı I [14] sıfırdan farklı ise $\vec{\mu}$ manyetik moment Eş. 1 ile ifade edilir [1, 15].

$$\vec{\mu} = \gamma \vec{p} \quad (1)$$

Burada γ jiromanyetik sabittir (gyromagnetic ratio), hidrojen atomu için değeri $\frac{\gamma}{2\pi} = 42,58 \text{MHz/T}$ ve manyetik momente sahip her atom çekirdeği için farklıdır. Örneğin 1T büyüklüğündeki bir manyetik alanda hidrojen atomu çekirdeği yani tek proton bu frekansta ileride bahsedilecek presesyon (precession, devinim, salınım) hareketi yapacaktır. Toplam spin kuantum sayısı I ile belirlenen \vec{p} ise spin açısıl momentumdur [1, 15]. Klasik fizikte cismin kendi etrafında dönme hareketi olan spin, nükleon ve benzeri parçacıklar için iç dönme (intrinsic spin) şeklinde klasik fizikteki spin kavramına bir benzetimdir [1]. Toplam spin kuantum sayısı I= 1/2 olan çekirdeklerde dipol yük dağılımı merkeze göre simetriktrir [16]. ^1H atomunun toplam spin kuantum sayısı I=1/2'dir, doğada bulunabilirliği ve NMR duyarlılığı en yüksek olan elementtir. Bu sebeple NMR ölçümleri daha çok toplam spin kuantum sayısı 1/2 olan atom çekirdekleri, özellikle de ^1H üzerine kurulmuştur. Bu spinlerin sahip olabileceği enerji durumları ise iki tanedir; spin sayısı m=+1/2 olan, manyetik alana paralel yönelmiş düşük enerjili spinler ve spin sayısı m=-1/2 olan, manyetik alana anti-paralel (ters) yönelmiş yüksek enerjili spinler. Nükleonların (Örneğin proton, ^1H atomu) manyetik potansiyel enerjileri ise $\vec{\mu}$ manyetik moment ile içinde buldukları \vec{B}_0 statik manyetik alan arasındaki etkileşime bağlıdır ve Eş. 2 ile verilir. Denklemdeki negatif işareti ile $\vec{\mu}$ manyetik momentinin \vec{B}_0 statik alana paralel olduğu durumdaki spin için düşük enerji durumunda olduğu gösterilmiş olur yani düşük enerjili spin, uygulanan \vec{B}_0 statik alan yönüne belirli bir açıyla yönelmiştir. Manyetik momenti olan parçacıklar bir manyetik alana girdiklerinde manyetik enerjilerini en düşük düzeyde tutmak isterler ve buna göre de manyetik alan yönüne yönelirler. Bundan dolayı da ısıl denge durumunda (Thermal equilibrium) düşük enerjili parçacık sayısı (1-6 ppm) daha fazla olacak şekilde rastgele yönelimler oluşur (Boltzmann dağılımı) [1, 17, 18]. Manyetik alan içerisinde bulunan bir manyetik dipole manyetik kuvvet de etki edecektir. Bu kuvvetlerden dolayı dipole etki eden ve Eş. 3 ile verilen net bir tork oluşacaktır [1, 15]. Manyetik alan içerisinde toplam spin kuantum sayısı sıfırdan farklı, spin açısıl momentini dolayısıyla manyetik momenti olan bir spine etki eden tork ile \vec{p} spin açısıl momentini arasındaki ilişki ise Eş. 4 ile verilir.

$$H = -\vec{\mu} \cdot \vec{B}_0 \quad (2)$$

$$\vec{\tau} = \vec{\mu} \times \vec{B}_0 \quad (3)$$

$$\frac{d\vec{p}}{dt} = \vec{\tau} \quad (4)$$

\vec{B}_0 statik alanı içerisindeki $\vec{\mu}$ manyetik momentine etki eden $\vec{\tau}$ torkun kaynağı \vec{p} spin açısıl momentin zamanla değişimidir ve moment vektörünün statik alan eksenine (NMR çalışmalarında genellikle +z yönü) etrafında presesyon (salınım) hareketi yapmasına neden olur. Spinler, büyüklüğü manyetik alanla doğru orantılı bir frekansa sahip olmak üzere alan eksenine etrafında presesyon hareketi yaparlar [1, 14, 15]. Bu salınım hareketinin frekansı ise Eş. 5'deki Larmor ifadesi ile verilir ve Larmor frekansı adını alır [1, 15, 17, 18].

$$\vec{\omega}_0 = -\gamma \vec{B}_0 \quad (5)$$

\vec{B}_0 statik alan yokluğunda rastgele yönelmiş olarak presesyon hareketi yapan spinler dışarıdan uygulanan \vec{B}_0 manyetik alan ile bu alan etrafında enerjilerine göre paralel (düşük enerjili m=+1/2 spinler) ve anti-paralel (yüksek enerjili m=-1/2 spinler) yönelerek presesyon hareketi yapmaya devam ederler. Manyetik alan düzlemine dik doğrultudaki bir eksenden veya açıdan uygulanacak bir RF EMD (radyo frekans elektromanyetik dalga) işaretinin frekansı da Larmor frekansına eşit olursa spinlerle etkileşim meydana getirilmiş olur. Böylece dışarıdan aktarılan enerji ile spin enerjileri ve durumları arasında geçişler meydana gelir. Başka bir ifadeyle presesyon yapan spinlerden düşük enerjili, spin paralel, m=+1/2 olanlar enerjilerini arttırarak m = -1/2, spin anti-paralel, yüksek enerjili duruma geçerler ki bu olaya Nükleer Manyetik Rezonans olayı adı verilir [1, 15, 19]. Spinler, bu RF EMD enerjisi kesildiğinde enerjilerini kaybedecekler ve tekrar ısıl denge durumuna geleceklerdir. Dışarıdan veri ölçülme imkânı ise işte bu rezonans olayı esnasında enerjinin soğurulup tekrar yayılması sırasında olur. Bu esnada bu spinlerin birer mikro mıknatıs gibi davranacakları ilkesiyle çevrelerinde akım indükleyebilecekleri ve bunun da ölçülebileceği teorik olarak düşünülebilir. Ancak her bir spin için manyetik moment ölçümü pratikte mümkün değildir. Bunun yerine belirli bir V hacimdeki toplam vektörel büyüklükleri ele alınabilir ki buna da \vec{M} net manyetizasyon vektörü adı verilir ve NMR ölçümlerine esas olan büyüklük de budur. Eş. 6'da verilen net manyetizasyon birim hacimdeki toplam manyetik dipol moment olarak tanımlanır ve ölçümlere esas olan net mıknatıslanmayı ifade eder [20]. Manyetik alanın büyüklüğü arttıkça \vec{M} vektörünün büyüklüğü de Eş. 2'ye göre artan potansiyel enerjileri dolayısıyla Boltzmann dağılımı gereği artacaktır. Bir spin sisteminde enerji soğurulmasının (absorbation) veya yayımının (emission) olması için iki enerji seviyesindeki spin miktarı sayıları arasında farklar olması gerekmektedir. Isıl dengedeki (Thermal equilibrium) bir spin sistemde; ΔE spin enerji durumları arasındaki fark, k Boltzmann sabiti, T sıcaklık, \vec{B}_0 uygulanan dış manyetik alan olmak üzere n+ alana paralel spin sayısının, n- alana anti-paralel spin sayısına oranı aşağıdaki Eş. 7 ile verilir [1, 17]. Bu ifade, NMR aktif bileşenlere sahip bir materyaldeki çok sayıda ve rasgele yönelmiş olan manyetik momentlerin sabit bir dış manyetik alanla etkileşmesi sonucu manyetik alana yönelen spin sayısının çok az da olsa fazla olmasından dolayı \vec{M} vektörünün dolayısıyla da net manyetik momentin meydana gelmesini açıklar.

$$\vec{M} = \sum \vec{\mu}/V \quad (6)$$

$$\frac{n_+}{n_-} = e^{\frac{\Delta E}{kT}} = e^{\frac{\hbar \gamma B_0}{kT}} \quad (7)$$

Her bir spin manyetik momenti yerine toplamsal manyetik moment veya net manyetizasyon büyüklüğünü temsilen \vec{M} vektörü ile hareket edilebilir. \vec{M} vektörünün manyetik alan etrafındaki salınım frekansı da her element için farklı ve karakteristik olacaktır. Yani ölçülen işaret

frekansı madde hakkında bilgi içerecektir. \vec{M} vektörü ile uygulanan manyetik alan vektörü \vec{B} arasındaki ilişkiyi veren vektörel diferansiyel denkleme Bloch denklemi adı verilir ve aşağıdaki Eş. 8 ile ifade edilir [17, 21, 22].

$$\frac{d\vec{M}}{dt} = \gamma \vec{M} \times \vec{B} \quad (8)$$

NMR uygulamalarında amaç; aynı frekansta salınım yapan bu spinlerden kaynaklı net manyetik momentlerden yine aynı frekansta çalışan bir alıcı dış antende akım indüklemektir. Ancak spin manyetik momentler alan eksenine etrafında presesyon hareketi yaparlarken rastgele fazlara sahip olduklarından aynı frekansa sahip olsalar da ölçmeye esas olan toplam enine (x-y eksenine bileşenleri) net manyetizasyon sıfır olmakta, sadece durağan boyuna net manyetizasyon (+z eksenine bileşeni) oluşmakta ve indüklemeye algılanamamaktadır (ısıl denge durumu). Spinler aynı salınım frekansına sahip bir harici RF EMD kaynaktan (verici anten) belirli bir sürede aldıkları enerji ile etkileşerek eş fazlı hale getirilir. Bu esnada \vec{M} vektörü x-y düzlemine döndürülmüş, enine net manyetizasyon sıfırdan farklı hale getirilmiş ve yine alan eksenine (z) etrafında salınım hareketi yapar hale getirilmiş olur. Daha sonra RF EMD kaynak kesilerek spinlerin tekrar malzemeye veya dokuya bağlı olarak ısıl denge durumlarına dönmeleri esnasında alıcı antende yeterli akım indüklenebilir. Teorik olarak yüklü bir parçacık olan protonun bu hareketi uzayda manyetik akı değişimi meydana getirecek bu akı değişimi ise uygun bir antende akım indükleyebilecektir. İşte tüm NMR uygulamaları bu temel prensipten yola çıkılarak geliştirilmiştir.

Temel olarak NMR uygulamaları; statik manyetik alan ile spinlerin polarizasyonu (\vec{M} net manyetizasyon vektörünün oluşturulması), uygulanan RF EMD ile spinlerin eş fazlı hale getirilerek \vec{M} vektörünün x-y düzlemine döndürülmesi ve sonrasında da basit FID (Free Induction Decay), spin echo veya diğer puls sekans işaretlerinin elde edilmesine dayanır. Bu işaretler en son spektroskopi (NMRS) veya görüntüleme (NMRI) sonuçlarına dönüştürülür. Elde edilen işaretlerin frekansı tamamen malzeme ve dokuda bulunan atom veya moleküllerin dinamik ve yapısalını yansıtır [1, 15]. NMRS için spin etkileşimlerinden ortaya çıkan kimyasal kayma (Chemical Shift) frekansları değerlendirilir. NMRI için ise enine gevşeme (T_2 spin-

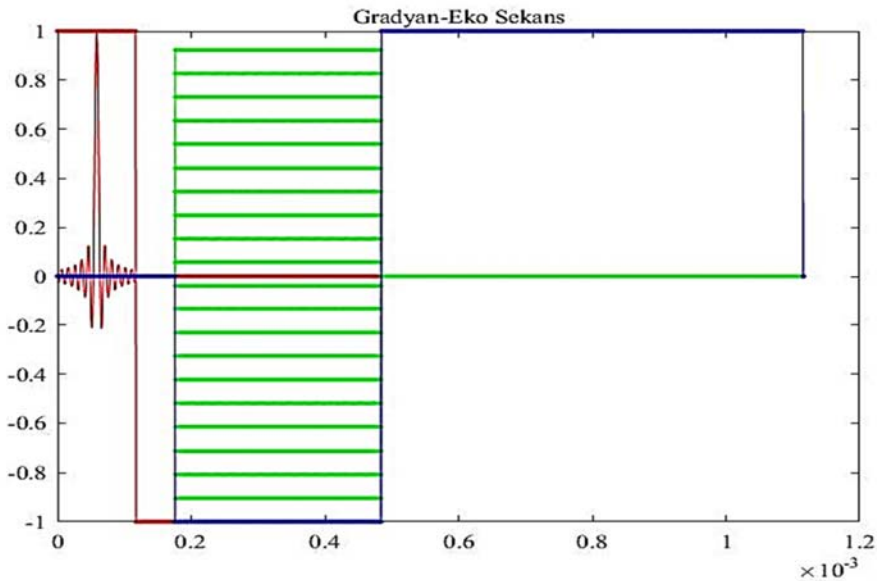
spin: alan inhomojenitesi olmadan sadece spinler arası enerji alışverişi etkileşimi kaynaklı Transvers Relaxation) ve boyuna gevşeme (T_1 spin-lattice: spinlerle buldukları çevre etkileşimi kaynaklı Longitudinal Relaxation) süreleri değerlendirilir. Tüm NMR çalışmalarında en önemli etken ölçmelere esas olan \vec{M} vektörünün büyüklüğü için \vec{B}_0 statik manyetik alan büyüklüğü ve manyetizasyon vektörünün ısıl denge durumunda sadece z ekseninde bileşeni olmasını sağlayan bu statik manyetik alanın homojenliğidir. Bu sebeple \vec{B}_0 statik alanın sadece z bileşeni olması istenir ancak bu ideal durumdur pratikte bu mümkün değildir. Malzemeye veya dokuya mahsus gevşeme sabitlerini de içeren ve net manyetizasyon vektörünün manyetik alan içindeki davranışını tanımlayan Bloch denklemleri ve homojen statik alan için çözümleri için [23-25] numaralı kaynaklar değerlendirilebilir.

2.2. NMR Görüntü Oluşumu (NMR Image Formation)

NMR işaretleri spinlerin mevcut manyetik alanla etkileşmeleri sonucu elde edilen, malzeme/doku ve uygulanan manyetik alana bağlı belirli frekans spektrumuna sahip işaretlerdir. Manyetik alanın değiştirilmesi ile yukarıda verilen Eş. 5'e göre elde edilen işaretin frekansı veya fazı da değişecektir ki bu da NMRI için temel teşkil eder. Statik manyetik alan içerisine yerleştirilen gradyan alan sargıları ile bu statik manyetik alana x, y ve z eksenleri doğrultularında lineer olarak eklenen manyetik alanlar sayesinde de uzaysal seçicilik sağlanmış olur [26]. Statik alanın birimi T (Tesla) ve gradyan alan birimi ise T/m'dir. Görüntülenmek istenen hacim değişik görüntüleme tekniklerine göre (simple FID, spin echo, gradyan echo,...vs) farklı olmak kaydıyla hem \vec{B}_0 statik alan hem de ilgili gradyan alan tek başına veya çeşitli kombinasyonlar ve sürelerle sıralı olarak uygulanarak görüntüleme işlemi gerçekleştirilir. Bu işlem sonucu ilgili kesit görüntüsünün k-space olarak adlandırılan 2D Fourier spektrumu oluşur. \vec{B}_0 statik alan genel olarak her durumda varlığını sürdürür.

Şekil 1'de gradyan-eko görüntüleme sekansına ait temsili işaret zamanlama diyagramı görülmektedir.

Kırmızı ile t_p süreli z-gradyan ve RF EMD işareti, yeşil ile her bir k-space faz satırına ait T_y süreli değişken genlikle y-gradyan ve mavi ile T_x süreli MR işaret ölçme (readout) aşamasında uygulanan x-



Şekil 1. Gradyan-eko sekansı (Gradient-echo sequence)

gradyan temsil edilmektedir. Negatif genlikli $tp/2$ süreli z-gradyan, enerji kaybederek eşfazlılığı kaybolan kesit içindeki spinleri tekrar eş fazlı hale getirmek için (RePhasing), y-gradyanla beraber uygulanan negatif genlikli T_y süreli x-gradyan ise yine spinleri tekrar eş fazlı hale getirmek için uygulanmaktadır. Ayrıca x-gradyanın bu şekilde uygulanması ile hem fazlanma (faz kodlama) hem de işaret ölçme (frekans kodlama) aşamasında spinlerin aynı frekansa sahip olmalarını sağlar ki k-space uzayındaki karşılığı negatif uzaysal frekanslı bileşenlerin işleme dâhil olmasını sağlamaktadır. Başka bir ifadeyle hem faz kodlama aşamasında belirlenen k_y satır işaretlerinin frekansları (fazları) hem sonraki frekans kodlama aşamasında ölçülecek işaretlerin frekansları aynı yapılmış olur hem de k-space uzayında negatif k_x uzaysal frekansları belirlenmiş olur. x-gradyanın bu şekilde uygulanmasının aynı frekans değerleriyle fazları belirlenmiş işaretlerin yine aynı frekanslarla oluşturulması açısından pratikte önemi büyüktür. NMRI için elde edilen bu ham veri z kesit görüntüsünün 2D Fourier dönüşümü olacak olan k-space bilgisini içerecektir [26]. İdeal durumda bu işaret matrisi yapılan ölçümün doğası gereği görüntüsü elde edilmek istenen kesitin iki boyutlu Fourier dönüşümüdür [26]. Dolayısıyla manyetik alanla etkileşen spinlere ait bu bilgiler frekans veya faz uzayında olduğundan 2D ters Fourier dönüşümüyle görüntü elde edilmiş olur [26]. Şekil 1'de verilen gradyan-eko sekansına ait NMR görüntüsünün oluşumu genel ve ilkesel olarak aşağıdaki aşamalarla özetlenebilir:

1) z Kesit Belirleme: Kesit belirleme için $\vec{B}_0 + \vec{g}_z$ (statik alan ve z-gradyan) alanları uygulanırken, ilgili kesitin maruz kaldığı bu toplamsal manyetik alanın belirlediği uygun frekans spektrumuna sahip bir RF EMD işareti, x veya y ekseninde konumlanmış bir antenle belirli bir süre uygulanarak sadece bu kesit içindeki spinler uyandırılır. \vec{M} net manyetizasyon vektörünün z eksenine yönünden x-y düzlemine $\alpha = \pi/2$ açıyla döndürülmesi için gereken t_p süresi Eş. 9 ile verilir. Burada g_z z-gradyan büyüklüğü, z kesitin z koordinat pozisyonu, k_{zmax} 3D k-space'de en büyük k_z değeridir. Uygulanan z-gradyan ile oluşan frekans $f_{B_0+g_z}$ 'dir. Esasında bu işlemler belirli bir 3D hacim içinde görüntülenmek istenilen kesite ait k-space k_z koordinatı belirlenmiş olur. Böylece kesite dâhil olan hacimdeki \vec{M} vektörü x-y düzlemine döndürülmüş olur. NMR işaretinin ölçülebilmesi için bu işlemin önemi çok büyüktür. Belirli frekanslarda z eksenine yönelmiş ve z eksenine etrafında presesyon hareketi yapan \vec{M} vektörünün önce x-y düzlemine döndürülerek ve yine z eksenine etrafında aynı frekansla dönmesi sağlanarak bir anten ile NMR işaretinin ancak bu şekilde ölçülebilmesi mümkündür.

$$t_p = \frac{\alpha}{\gamma z g_z} = \frac{2\pi k_{zmax}}{\gamma g_z} \quad (9)$$

2) y Faz Kodlama: Seçilen kesit görüntüsüne ait k-space k_y satırını belirlemek için $\vec{B}_0 + \vec{g}_{y_n} - \vec{g}_x$ (statik alan, y-gradyan ve -x-gradyan) alanları belirli bir T_y süresi kadar uygulanır. Bu işlemler kesitin aynı uzaysal y koordinatlarındaki tüm işaretler aynı faz açısına sahip olurken, k-space uzayında da ilgili k_y satır koordinatı da belirlenmiş olur. Her k-space k_y satır koordinatı için tekrar önce z kesit belirleme sonra da bu k_y koordinatına uygun genlikli y-gradyanı uygulanır. Bu işleme faz kodlama adı verilir. k-space uzayındaki negatif k_y uzaysal frekansları için negatif genlikli, pozitif k_y uzaysal frekansları için de pozitif genlikli farklı y-gradyan uygulanır. Bu yüzden y-gradyanın genliği negatiften pozitifte lineer olarak değiştirilerek uygulanır. Faz kodlama işlemi sabit T_y süreli ve değişken genlikli y-gradyan alanlarla yapılabildiği gibi değişken T_y süreli ve sabit genlikli gradyan alanlarla da yapılabilir. Buradaki T_y süresi Eş. 10 ile belirlenebilir. ϕ_{y_n} n. k-space k_y satırını kodlamak için gereken faz açısı, g_{y_n} uygulanan n. y-gradyan büyüklüğü, T_y y-gradyan ve -x-gradyan uygulama süresi, y

kesitin uzaysal y koordinat pozisyonu ve k_{ymax} ise k-space'de oluşan en büyük k_y değeridir.

$$T_y = \frac{\phi_{y_n}}{\gamma y g_{y_n}} = \frac{2\pi k_{ymax}}{\gamma g_{y_n}} \quad (10)$$

3) x Frekans Kodlama: Son olarak k-space k_y satırına ait NMRI işaretinin ölçümü amacıyla k_x frekans sütunlarını da belirlemek için $\vec{B}_0 + \vec{g}_x$ (statik alan ve x-gradyan) alanları belirli bir T_x süresi kadar uygulanır. Bu esnada uygun bir alıcı anten ile ilgili z kesitin y k-space faz satırına ait lineer frekanslarla kodlanmış tüm satır işareti ölçülür ve k-space x koordinatları belirlenmiş olur. Bu işleme frekans kodlama (readout) adı verilir. Yine belirtmekte fayda var ki seçilen z kesit görüntüsü için bu işlemin her faz satırı için farklı genlikte y-gradyan alanı uygulanarak tekrar edilmesi gerekir. Frekans kodlama aşamasında alıcı anten vasıtasıyla elde edilen bu işaret toplamsal bir işarettir. Görüntülenen z kesitin y faz kodlaması aşamasında doku veya malzemede etkileşerek üretilen tüm işaretlerin T_x süreli integralidir. T_x süresi Eş. 11 ile belirlenebilir. Burada g_x uygulanan x-gradyan büyüklüğü, T_x x-gradyan uygulama süresi ve k_{xmax} ise k-space'de en büyük k_x değeridir.

$$T_x = \frac{2\pi k_{xmax}}{\gamma g_x} \quad (11)$$

Aşağıda Eş. 12'de seçilen bir kesite ait her bir görüntü k-space k_y satırına ait x-y düzlem koordinatlarına göre basit FID işareti için bu koordinatlara bağlı T_2^* gevşeme terimini de içeren zaman işareti verilmektedir [25-27]. Zaman parametresi t'nin T_y anları boyunca y gradyan ve T_x anları boyunca da x gradyan uygulanır. Aynı ifadede \vec{B}_0 statik manyetik alandan gelen ve aslında kesite ait bilgi içermeyen modülasyon terimi $e^{-i\omega_0 t}$ ($\omega_0 = -\gamma B_0$) görülmektedir. Bu terim sonraki bölümde de belirtildiği gibi kesite ait bilgi içermese de aslında çok önemli bir göreve sahiptir. Bu modülasyon terimi işaretin $e^{+i\omega_0 t}$ ile çarpılmasıyla demodüle edilir. Gevşeme terimi için de $M(x, y) = M_{xy}(x, y) e^{-t/T_2^*(x, y)}$ (M_{xy} manyetizasyon vektörünün enine bileşen büyüklüğü) olarak tekrar düzenlenirse, Eş. 13 ve 14 ile verilen k_x ve k_y k-space ifadeleri olmak üzere Eş. 15 ile verilen ve görüntünün 2D Fourier dönüşümü olan ifade elde edilir. $M(x, y)$ 'nin görüntünün ilgili koordinatlarında sahip olunan doku veya malzemeye göre oluşan net manyetizasyon olduğunu tekrar belirtelim. Buradaki k-space (k_x ve k_y) parametreleri uzaysal frekanslar veya dalga sayısı ($k = 1/\lambda$) olarak adlandırılır ve genellikle m^{-1} boyutunda kullanılır. Görüldüğü gibi $S(k_x, k_y)$ ifadesi görüntülenmek istenilen $M(x, y)$ manyetizasyon dağılımının 2D Fourier dönüşümüdür [25, 27]. Bu durumda görüntü yani $I(x, y)$ Eş. 16 ile verilen 2D ters Fourier dönüşümü ile elde edilebilir.

$$s(t) = \iint_{x, y}^{Kesit} M_{xy}(x, y) e^{-i(\gamma B_0 t + \gamma g_x x T_x + \gamma g_y y T_y)} e^{-t/T_2^*(x, y)} dx dy \quad (12)$$

$$k_x = \gamma g_x T_x \quad (13)$$

$$k_y = \gamma g_y T_y \quad (14)$$

$$S(k_x, k_y) = \iint_{x, y}^{Kesit} M(x, y) e^{-i(k_x x + k_y y)} dx dy \quad (15)$$

$$I(x, y) = \iint_{k_x, k_y}^{Kesit} S(k_x, k_y) e^{+i(k_x x + k_y y)} dk_x dk_y \quad (16)$$

Sonuç olarak ilgili kesit için k_y faz satırları ve k_x frekans sütunları ile oluşturulmuş k-space matrisi elde edilmiş olur [26]. Bu veri matrisi yapılan ölçüm yönteminin doğası gereği görüntüsü elde edilmek istenen kesitin 2D Fourier dönüşümüdür [26]. Dolayısıyla manyetik

alanla etkileşen spinlere ait bu bilgiler frekans veya faz uzayında olduğundan ters Fourier dönüşümüyle görüntü elde edilmiş olur [26]. Ölçülebilen işaret x-y düzleminde z eksenini etrafında Larmor frekansıyla dönen \vec{M} vektörüne ait olduğu için gerçek ve sanal iki bileşene sahip olacaktır (Quadrature signal, complex exponential signal). Bu durumda ya hem x ekseninde (işaretin gerçek kısmı) hem de y ekseninde (işaretin sanal kısmı) ölçmeler yapılarak ya da sadece x ekseninden işaretin gerçek kısmı ölçülüp bundan işaretin sanal kısmının da belirlenmesiyle karmaşık değerli k-space 2D Fourier verisi elde edilmesi mümkündür. Genelde ölçülebilen görüntüleme işaretleri karmaşık değerli 2D Fourier dönüşümü olan k-space verisinin her faz satırına ait gerçek kısımlardır. Sanal kısım ise ölçülen her gerçek işaret bileşeninin fazının Fourier temelli olarak $\pi/2$ kaydırılması ile veya bir quadrator modülatör ile de elde edilebilir. Böylece karmaşık k-space verisi tamamlanır. k-space doğası gereği gerçek değerli bir görüntü için orijine göre eşlenik simetriye (Hermetian simetri) sahip olması gerektiğinden de orijine göre eşlenik simetrisi de sağlanarak 2D ters Fourier dönüşümü ile görüntü elde edilir [26].

2.2.1. k-space ve k-space oluşumu (k-space and k-space formation)

Görüntüyü meydana getiren pikseller yatay ve dikey eksen uzaysal koordinatlarına göre değerler alarak 2D bir işaret oluştururlar. 2D bir işaretin frekans bileşenleri de 2 boyutlu ve uzaysal frekanslar olmak durumundadır. Bu yüzden görüntünün spektrumu da 2 boyutludur ve geleneksel olarak k-space adını alır. Ayrıca bir görüntü genel olarak uzaysal koordinatlarla ifade edilebileceği için uzaysal frekans eksenleri de [1/birim uzunluk] olarak örneğin [m^{-1}] boyutunda olacaklardır. Bu açıdan bakıldığında her k-space katsayısı k_y ve k_x birim uzunluk başına görüntüyü oluşturan dalga sayısını ifade ederler. Yatay eksen k_x frekans değerleri ile dikey eksen k_y ise faz (frekans) değerleri ile kodlanarak uzaysal spektrum k-space ifade edilebilir. Yukarıda Eş. 13 ve 14 ile verilen ve gradyan alanların uygulanmasıyla oluşan k_x ve k_y k-space sabitleri ile görüntü boyutları ve görüntü uzaysal frekans spektrumu arasında bir ilişki kurulmuş olmaktadır. NMRI'da uygulanan sekansa bağlı olarak oluşturulmak istenen görüntünün 2D Fourier dönüşümüne ait uzaysal frekans değerleri

gradyan alanın uygulandığı süre ile doğrudan ilişkilidir. Aşağıda Eş. 17 ile uygulanan sabit g_y y-gradyanın T_y süresi boyunca k-space y eksenini koordinatının alacağı değer geçen zamanla belirlenmiş olur. Anlaşılacağı üzere 0'dan T_y süresine kadar geçen her an için $k_y(t)$ değeri zamana göre lineer artarak Eş. 20 ile verilen k_{ymax} değerine ulaşır. Görüntünün y uzaysal boyutu FOV_y ve görüntüleme uygulanan k_y faz satırı sayısı N_{PE} ise uzaysal seçicilik Δy Eş. 18 ile ve k-space uzaysal frekans uzayı seçiciliği Δk_y de Eş. 19 ile verilir. Görüntü uzaysal boyutu ile k-space seçiciliği arasındaki ilişki de Eş. 21'de görülebilir.

$$k_y(T_y) = \frac{y}{2\pi} \int_0^{T_y} g_y dt = \frac{y}{2\pi} g_y T_y \quad (17)$$

$$\Delta y = \frac{FOV_y}{N_{PE}} \quad (18)$$

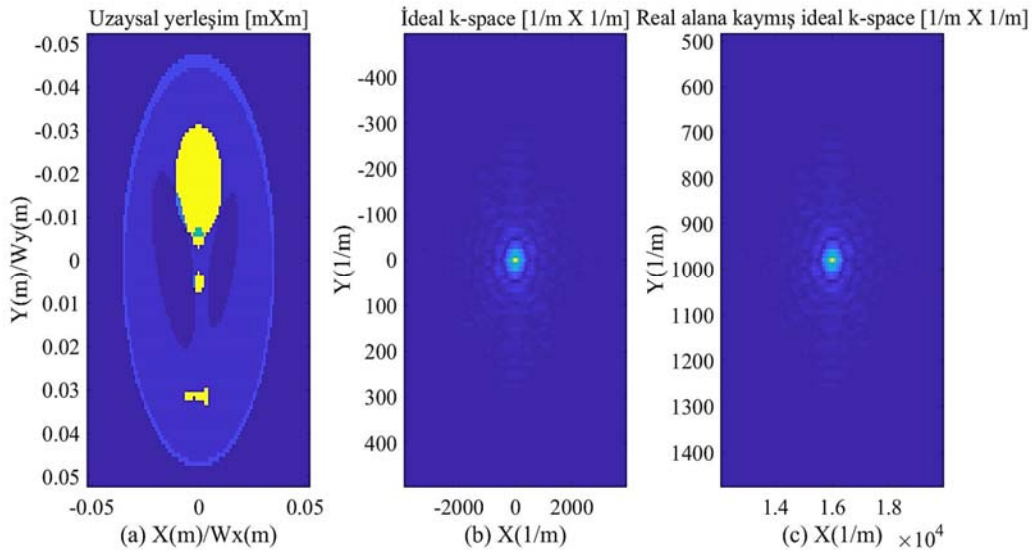
$$\Delta k_y = \frac{1}{N_{PE} \Delta y} \quad (19)$$

$$k_{ymax} = \frac{(N_{PE}-1)}{2} \Delta k_y = \frac{y}{2\pi} g_y T_y \quad (20)$$

$$FOV_y = \frac{1}{\Delta k_y} \quad (21)$$

Aynı parametreler k-space x eksenini için de benzer şekilde belirlenebilir.

Şekil 2a'da bir hacim içinde görüntüsü oluşturulmak istenen fantom doku kesitinin 10cmX10cm uzaysal sınırlardaki yerleşimi görülmektedir. Görüntüleme için ölçülen NMR işaretleri gerçek değerli işaretler olup doku içeriğine göre oluşan 2D Fourier matrisini yani görüntünün k-space matrisini oluştururlar (Şekil 2b). Bu 2D spektrumda merkeze doğru frekansları azalan kontrast bilgileri içeren bileşenler yer alırken, merkezden uzaklaştıkça da frekansları artan detay veya keskinlik bilgileri içeren bileşenler yer alır. Ancak Şekil 2b'den de görüleceği üzere bu matris için bazı alanlar (II. ve III. bölge) gerçek dünyada ölçülemeyecek negatif frekanslı ve negatif frekanslı fazlara sahiptir. İşte polarizasyon alanı olarak kullanılan



Şekil 2. (a) Fantom görüntü uzaysal yerleşimi, (b) Fantom görüntüye ait ideal spektrum, II. ve III. çeyrek bölgeleri ölçülemez k-space, (c) B_0 alanı varlığı ile oluşan Fantom görüntü spektrumu, ölçülebilir gerçek k-space
(a)Phantom image spatial overlay, (b)The ideal spectrum of the phantom image, II. and III. quadrants are unmeasurable k-space, (c)Phantom image spectrum formed by the presence of B_0 field, measurable real k-space)

statik B_0 manyetik alanının etkisi de söz konusu olan bu ölçülemeyen k-space bölgesini gerçek ölçülebilir alana taşımakla ortaya çıkar. Bu vesileyle NMR görüntüleme için gereken karmaşık değerli k-space verileri tüm pozitif frekans ve fazlar için gerçek kısım olarak ölçülebilir hale gelir (Şekil 2c).

B_0 statik alanı gerek kesit seçme (B_0+g_z), gerek faz kodlama (B_0+g_y), gerekse de frekans kodlama (B_0+g_x) aşamalarında toplamsal alanda hep vardır. Eş. 12'deki $e^{-i\omega_0 t}$ modülasyon terimini oluşturan $\gamma B_0 t$ ifadesi x, y ve z bileşenleri olan ve bu yönlerde gradyanı olan bir B_0 statik alanı için, gradyan uygulanan alanlarda k_x ve k_y oluşturan terimlerle beraber değerlendirilebilir. Bu durumda örneğin k_y için elde edilecek Eş. 22'den de açık bir şekilde görüleceği gibi B_0 statik alanı, faz kodlama esnasında k-space matrisini meydana getiren her bir k_y satırı işaret fazına $\nabla B_0 T_y$ eklenerek k_y 'yi $\frac{\gamma}{2\pi}(\nabla B_0 + g_y)T_y$ kadar yukarı ölçülebilir pozitif bölgeye öter. Aynı şekilde frekans kodlama esnasında her bir x frekans sütununa da $\nabla B_0 T_x$ eklenerek k_x 'i $\frac{\gamma}{2\pi}(\nabla B_0 + g_x)T_x$ kadar sağa ölçülebilir pozitif bölgeye öter. Böylece ideal k-space'de gerçekte ölçülemeyecek negatif frekanslı yarı alandaki ilgili faz satırına ve frekans sütununa ait 2D spektrum bilgisi ölçülebilir pozitif alana taşınmış olur. Statik B_0 alanının varlığı bir açıdan temel band 2D spektrumu f_0 kadar kaydırmasından dolayı Fourier modülasyon veya frekans kaydırma etkisine eşdeğerdir. Şekil 2c'de statik B_0 alanının ideal k-space kaydırma sonucu görülmektedir.

$$k_y = \frac{\gamma}{2\pi}(\nabla B_0 + g_y)T_y \quad (22)$$

2.3. Benzetim (Simülasyon) (Simulation)

Olası sonuçları, etkileri ve özellikle de karşılaşılabilecek sorunları kestirebilmek amacıyla uygulama safhasına geçmeden önce bir işleyişin herhangi bir yazılım ortamında benzetiminin yapılması araştırmacılara büyük avantajlar sunmaktadır. Bu benzetimlerde yazılım ortamının sunduğu özel uygulama araç bileşenleri (toolbox) kullanılabildiği gibi gereken durumlarda temel fonksiyonlar ile de sonuçlar alınabilmektedir [28, 29]. Bu çalışmada sunulan tüm benzetimler ve uygulamalar Matlab yazılımı temel fonksiyonları kullanılarak özgün olarak yazılmıştır.

2.3.1. Manyetik alanların hesabı (Calculation of magnetic fields)

Manyetizmanın en temel fizik ilkelerinden Biot-Savart yasası (Eş. (23) [30, 31]); I akımı taşıyan temel akım elemanı olan \vec{dl} vektörünün uzayda r uzaklıkta oluşturduğu \vec{dB} temel manyetik alan vektörü kullanılarak akımın geçtiği tüm yol boyunca tüm uzayda meydana getirdiği manyetik alanın toplamsallık ilkesiyle belirlenmesine dayanmaktadır. \vec{dl} I akımı yönündeki vektör, \vec{r} ise \vec{dl} temel akım elemanından manyetik alanın hesap edileceği r uzaklığındaki noktaya olan vektördür. Böylelikle herhangi bir eğri boyunca akan I akımı, temel \vec{dl} akım elemanlarına bölünerek her birinin oluşturacağı manyetik alanlar tüm uzayda üst üste toplanarak toplam alan dağılımı elde edilebilir. Burada $\mu_0 = 4\pi \cdot 10^{-7} \text{Wb/A.m}$ olup boşluğun manyetik geçirgenlik katsayısıdır.

$$\vec{dB} = \frac{\mu_0}{4\pi} I \oint \frac{\vec{dl} \times \vec{r}}{r^3} \quad (23)$$

Belirli uzaysal sınırlar içindeki statik manyetik alan ve gradyan manyetik alanların hesabı Biot-Savart yasası temelinde ve Eş. 24 ile modellenerek yapılmıştır. Akım eğrileri tur başına N_l parçaya, koordinat eksenleri de sırasıyla N_x , N_y , N_z parçaya bölünmüştür. Kartezyen ve parametrik koordinat çözünürlükleri eşit olacak şekilde

$\left(\frac{2R}{N} = \frac{\pi R}{N_l}\right)$ ile aynı uzunluğu belirleyen koordinat çözünürlükleri eşitlenerek $N_l = N\pi/2$ olarak belirlenmiştir. Akım sargılarını tanımlayan parametrik eğriler bu sınırlı uzayda Kartezyen koordinatlardan bağımsız olarak tanımlanmış ve koordinatları $x(l), y(l), z(l)$ olan her \vec{DL} akım parçası için tüm $R(x, y, z)$ koordinatları için manyetik alan bileşenlerinin hesabı nümerik olarak yapılmıştır.

$$\vec{B}(x, y, z) = \frac{\mu_0}{4\pi} I(x(l), y(l), z(l)) \sum_l^{N_l} \sum_x^{N_x} \sum_y^{N_y} \sum_z^{N_z} \frac{\vec{DL} \times \vec{r}}{|\vec{r}|^3} \quad (24)$$

Alan hesaplamaları $N_x = N_y = N_z = 301$ aralık ile bölünerek -15cm+15cm aralığındaki hacmi tanımlayan Kartezyen koordinatlar için yapılmış, böylece 1mm uzaysal çözünürlük elde edilmiştir. Akım eğrileri bu hacim içinde kalacak şekilde Kartezyen koordinatlardan bağımsız parametrik olarak tanımlanmıştır. Tüm sargı akımları gerektiğinde üretilen alan büyüklüklerini ölçekleyebilmek için I=1A birim akım olarak alınmıştır. Tüm alan sargıları yarıçapı R= 7,5cm olan bir silindirik yüzeyine sarmalandığı düşünülmüştür. Alanlar için x ve y sınırları $\pm R/\sqrt{2}$ (sargı daire kesiti içindeki en büyük kare kenar boyutu $\pm 5,30\text{cm}$), z sınırları da $\pm \sqrt{3} R/2$ ($\pm 6,50\text{cm}$) olan iç hacim görüntüleme bölgesi esas alınmıştır. Bu sınırlar içerisinde kalan hacimde görüntüleme gerçekleştirilmiştir. Belirli fantom görüntüleri için hem ideal alanlar hem de sargı alanlarına ait NMRI işaretleri, k-space matrisi ve görüntüler elde edilmiştir. İlerleyen bölümlerde sargı sarım sayıları görsellik açısından çok düşük tutulmuştur.

2.3.2. Manyetik alanların ölçeklenmesi (Scaling of magnetic fields)

Görüntüleme işlemi esnasında değişik safhalarda beraber çalışan manyetik alanların üreteceği frekansların işaret işleme açısından sağlıklı ölçülebilir değer aralığında olması gerekmektedir. Bu açıdan temel belirleyici unsur sistemin örnekleme frekansıdır. Ayrıca ölçülen işaret modülasyonlu, temel bandı kaymış bir işaretse sağlıklı demodülasyon için gereken sınırlar içinde olması da gerekir ki esasında ölçülen NMRI işaretleri $\vec{\omega}_0 = -\gamma \vec{B}_0$ frekansı ile modüle edilmiş bir işaretler. Örneğin f_s örnekleme frekansı ise değişik safhalarda beraber çalışan toplamsal alanların üreteceği frekanslar $f_{\min}=0$, $f_{\max}=f_s/2$ olacak şekilde ölçeklenebilirler. Başlangıçta tüm alanlar I=1 birim akım ile üretilmişlerse ölçekleme sonucu elde edilen katsayılar da doğrudan alanı meydana getiren sargı akımları olacaktır. Bunun için beraber çalışan alan profillerinin incelenmesiyle oluşan eşitsizliklerden yola çıkarak, Eş. 25 ile verilen eşitlikler elde edilebilir. Burada f_{\min} ve f_{\max} z-gradyan alan için, $f_{x\min}$ ve $f_{x\max}$ x-gradyan alan için, $f_{y\min}$ ve $f_{y\max}$ da y-gradyan alan için üretilen alan frekanslarının ölçekleme işleminden önceki minimum ve maksimum değerleri, n_y değişken genlikli sabit T_y süreli y-gradyan alan için maksimum satır sayısı, FOV_y görüntüleme uzaysal y boyutu, f_{\min} ve f_{\max} değerleri de ölçülecek minimum ve maksimum frekans yani alan ölçeklemeye esas frekans sınır değerleridir. Eşitlik halinde oluşan lineer sistemin çözümüyle ölçeklenmiş alanlar için tüm katsayılar elde edilebilir. a_0 , a_z , a_x ve a_y de sırasıyla B_0 statik alan sargı akımı, z-gradyan alan sargı akımı, x-gradyan alan sargı akımı ve y-gradyan alan sargı akımının ölçeklenmiş yeni değerleridir.

$$\begin{bmatrix} f_{\min} & f_{z\min} & 0 & 0 \\ f_{\min} & f_{z\max} & 0 & 0 \\ f_{\max} & 0 & f_{x\min} & 0 \\ f_{\max} & 0 & f_{x\max} & 0 \\ f_{\max} & 0 & 0 & -n_y \cdot (-FOV_y/2) \cdot f_{y\min} \\ f_{\max} & 0 & 0 & n_y \cdot (FOV_y/2) \cdot f_{y\max} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} a_0 \\ a_z \\ a_x \\ a_y \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} f_{\min} \\ f_{\max} \\ f_{\min} \\ f_{\max} \\ f_{\min} \\ f_{\max} \end{bmatrix} \quad (25)$$

3. Benzetim (Simülasyon) Sonuçları (Simulation Results)

3.1. Bo Statik Manyetik Alan (Bo Static Magnetik Field)

Şekil 3'te z ekseninde $\pm 6,50\text{cm}$ aralığında $N=10$ sarımsı $7,5\text{cm}$ yarıçaplı Bo statik manyetik alan sargısı ve merkezi kesit için üretilen alan profilleri görülmektedir. Akım girişi silindirik helisel eğrinin alt ucudur. Üretilen en büyük alan merkezde $1,3\text{mT}$ ve merkezden uzaklaştıkça simetrik olarak sınırlarına doğru sargı eksenine z boyunca nonlineer olarak düştüğü görülmektedir. Bu durum, benzetim sonuçlarından da görüleceği üzere nonlineer z gradyan alanın eklenmesiyle üretilen toplam manyetik alanın inhomojen-nonlineer olması ile seçilen kesit geometrisini bozmaktadır.

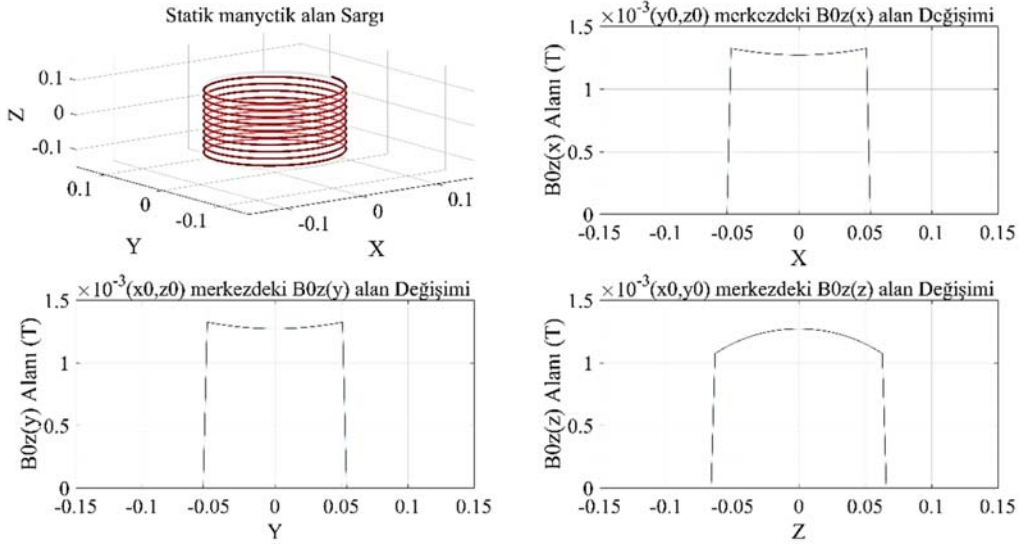
3.2. Z, Y ve X Gradyan Alanlar (Z, Y, and X Gradient Fields)

z-gradyan alanı olarak farklı yönlerde akım geçen Maxwell sargısı çifti esas alınarak tek sarımsı veya çok sarımsı olarak sabit adım ve değişken adım sargı geometrileri incelenmiştir. Şekil 4'te z ekseninde $\pm 6,50\text{cm}$ aralığında, $N=5$ sarımsı değişken adım iki eğri ile elde edilen

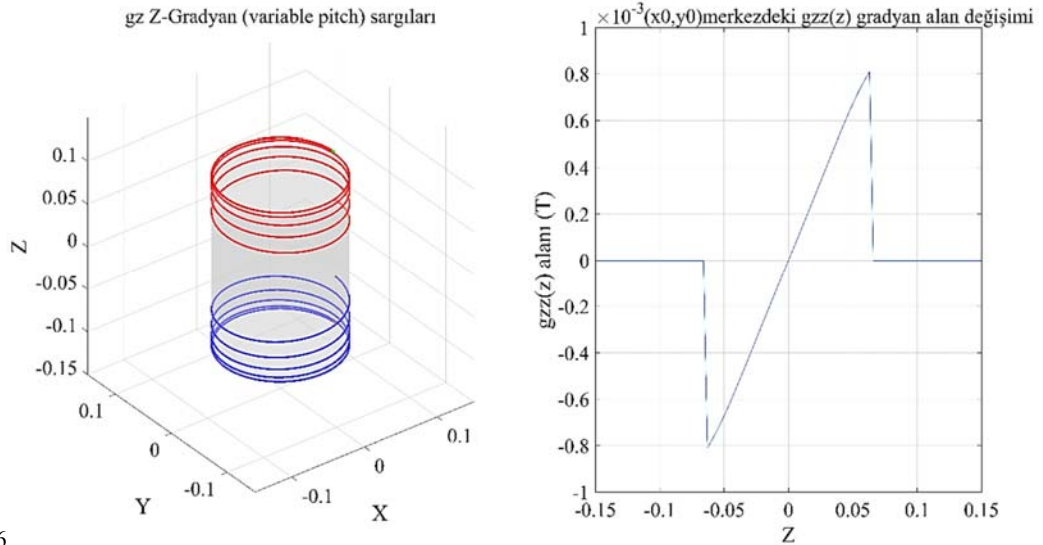
z-gradyan sargıları ve merkezi kesit alan profili görülmektedir. Akım yönleri ters olup yukarıdaki eğrinin (kırmızı) alt ucundan çıkarken, aşağıdaki eğrinin (mavi) alt ucundan girmektedir. Merkezde x ve y yönlerindeki alanın z bileşenleri 0 olup +z yönünde 12mT/m gradyan elde edilmektedir. Merkez civarında lineerlik korunurken, sargı sınırlarına yaklaştıkça bozulduğu görülmektedir. Merkezden uzaklaştıkça diğer kesit profillerinde homojenliğin ve lineerliğin daha da bozulduğu görülmüştür.

y ve x-gradyan (y-gradyan sargılarının z ekseninde saat yönü tersine 90° döndürülmesiyle elde edilir) alanlar silindirik çeyrek yüzeylerine sarmalanmış 4 adet bağımsız sargıdan oluşturulmuştur. Şekil 5'te y ekseninde $\pm 5,30\text{cm}$ aralığında $R=7,5\text{cm}$ yarıçaplı silindirik yüzeyine sarmalanmış, $N=5$ sarımsı 4 adet spiral eğri ile oluşturulmuş y-gradyan sargıları ve merkezi kesit alan profili görülmektedir.

Karşılıklı spiral sargıların akım yönleri birbirine terstir. Merkezde x ve y yönlerindeki alanın z bileşenleri 0 olup +y yönünde 20mT/m gradyan elde edilmiştir. Merkez civarında lineerlik korunurken, sargı sınırlarına yaklaştıkça bozulduğu görülmektedir. Merkezden

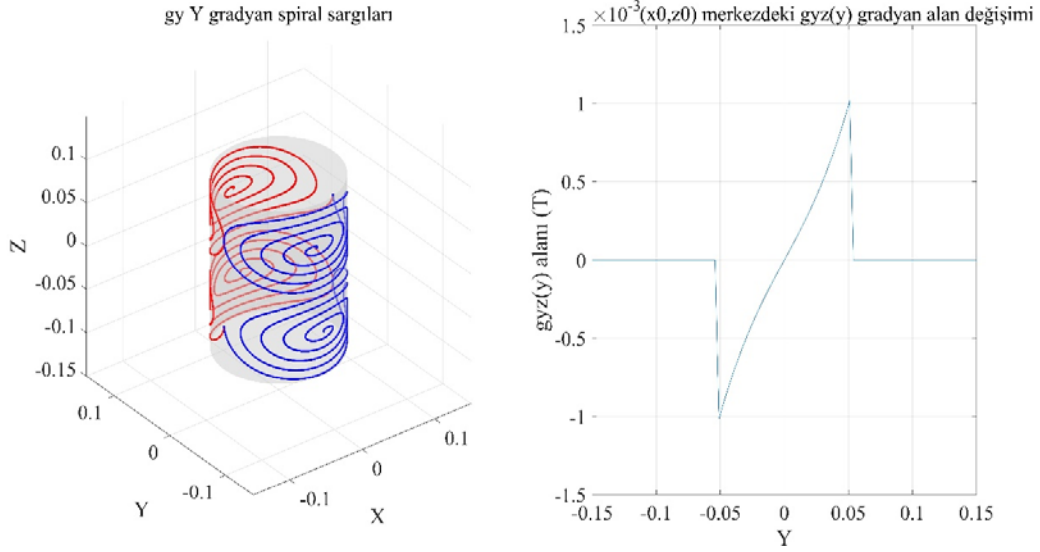


Şekil 3. Bo statik alan sargısı ve merkez profilleri (Bo static field coil and center profiles)

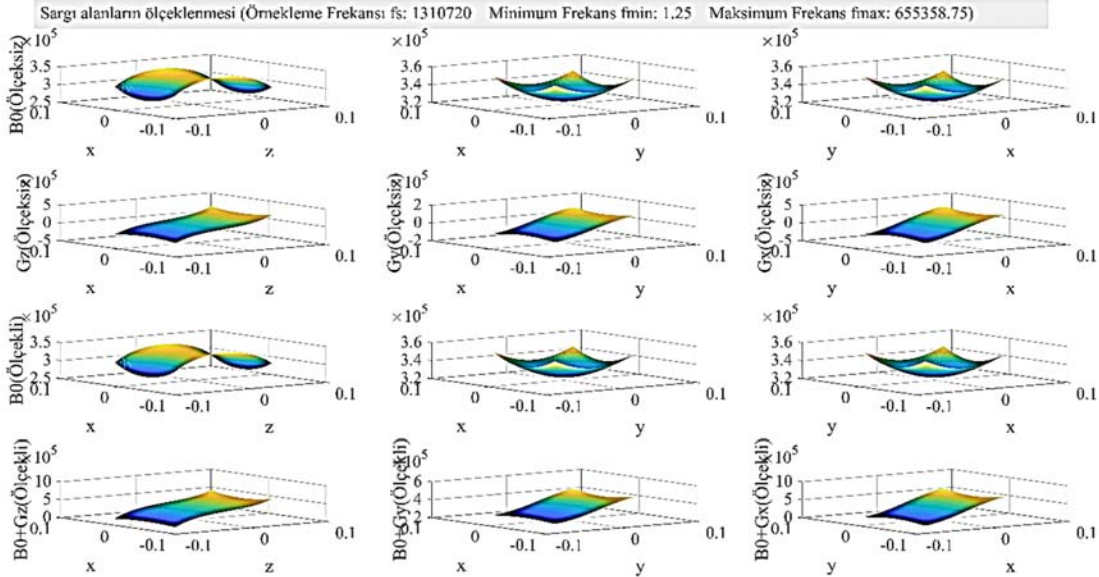


15-923-936

Şekil 4. Değişken adım z gradyan alan sargısı ve merkez profili (Variable pitch z gradient field coil and center profile)



Şekil 5. Spiral sargılı y gradyan alan sargı ve merkez profili (Spiral winding y gradient field coils and center profile)



Şekil 6. İlk iki satır alanlara ait ölçeklenmemiş frekanslar, son iki satır ölçeklenmiş toplamsal alan frekansları (The first two rows are the unscaled frequencies of the fields, the last two rows are the scaled additive field frequencies.)

uzaklaşıldıkça diğer kesit profillerinde homojenliğin ve lineerliğin daha da bozulduğu görülmüştür.

3.3. Üretilen Manyetik Alanların Ölçeklenmesi (Scaling of Generated Magnetic Fields)

Benzetime esas üretilen tüm manyetik alanlar için N_x , N_y ve N_z Kartezyen koordinat sayısı 301, parametrik akım eğrileri için N_t tur başına koordinat sayısı 473'dür. B_0 statik alan sargı sarım sayısı 301, sabit adımlı z gradyan alan için her bir sargı sarım sayısı 55, y ve x gradyanlar için de her bir sargı sarım sayısı 55'dir. Sistem işaret örnekleme frekansı f_s 1310720 Hz, $f_{min} = f_s/32$ ve $f_{max} = f_s/2 - f_{min}$ olarak belirlenmiştir. Şekil 6'da ilk iki satırda tek başlarına alanlara ait ölçeklenmemiş alan frekanslarının, son iki satırda ise Eş. 25'e göre ölçekleme işleminden sonra ($a_o = 0,0668$, $a_z = 0,1786$, $a_y = 0,0483$, $a_x = 0,1258$) oluşan toplamsal alan frekanslarının 3D gösterimleri yer almaktadır.

Önceki bölümlerde de bahsedildiği gibi görüntüye ait ölçülen spektrum $e^{-iw_0T_x}$ modülasyon terimi çarpımı ile oluşan faz satırı işaretlerinden meydana gelmektedir. Modülasyon teriminin görüntüye ait bir bilgi içermemekte birlikte hem faz satırlarını hem de frekans sütunlarını ölçülebilir pozitif frekans/faz bölgesine taşımak gibi çok önemli bir işleve sahiptir. Bu durum Şekil 6 ilk iki satırdaki negatif değerler alan (pratikte ölçülemeyen) gradyan alan frekanslarının B_0 statik alanın eklenmesiyle son iki satırda pozitif değerler almaları şeklinde açıkça görülebilir. Alanların, dolayısıyla da üretecekleri frekansların f_s örnekleme frekansına göre ölçeklenmesi ile de tüm görüntüleme işlemi safhalarında oluşan işaret frekanslarının sağlıklı ölçülebilir bir frekans aralığına alınması sağlanmaktadır. Ayrıca $e^{-iw_0T_x}$ modülasyon terimi içeren ölçülen görüntü spektrumunun merkez frekansları da x frekans eksenini için $\vec{\omega}_0 = \gamma \vec{B}_0$ ve y faz eksenini için $\vec{\omega}_0 T_y = \gamma \vec{B}_0 T_y$ olacaktır. Demodülasyon ile temel banda getirilecek görüntü spektrumu için aliasing (yanılsama) oluşmaması da önemlidir. Bu sebeplerle statik alan merkez frekansı

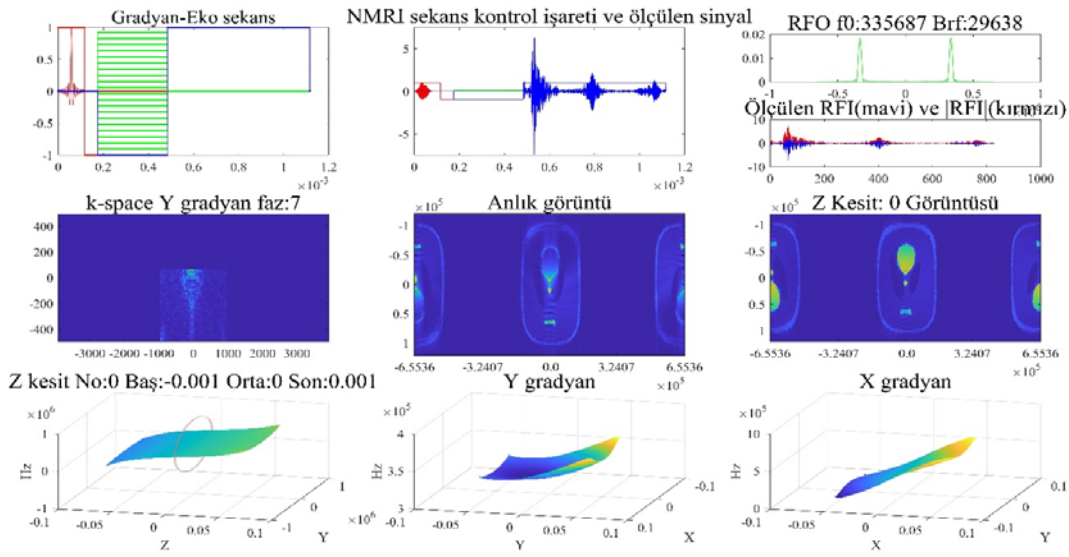
ile ölçülebilir merkez frekansı aynı olacak şekilde yaklaşık $2\pi \frac{f_s}{4} = w_o$, $f_{min} = f_s/32$ ve $f_{max} = f_s/2 - f_{min}$ değerleri seçilerek alan ölçkleme işlemi yapılmıştır.

3.4. Elde Edilen Görüntüleme Sonuçları (Obtained Imaging Results)

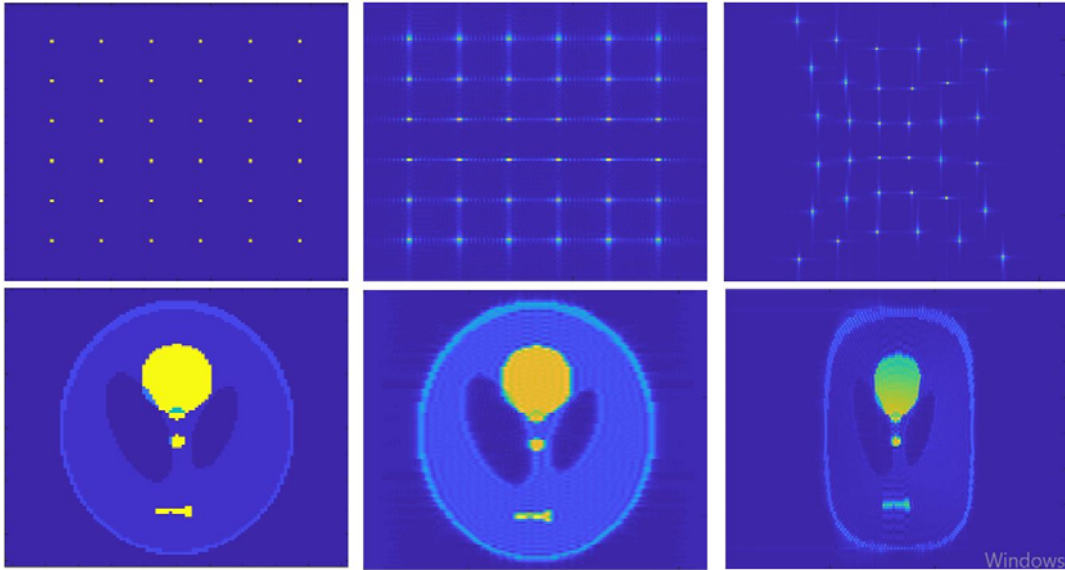
Üretilen ideal ve sargı alanları kullanarak, seçilen görüntüleme sekansını işleten ve görüntüleme hacmi içinde yer alan belirli bir fantomun tüm kesitlerine ait görüntüleri oluşturan bir benzetim programı geliştirilmiştir. Program arayüzünde; anlık olarak görüntülen kesit, z-gradyan alanı, kesit seçimi için gereken RF EMD işareti ve spektrumu, k-space için her k_y faz satırı için anlık faz kodlama aşamasına ait değişken genlikli y-gradyan, bu faz kodlama safhasında ölçülen gerçek NMRI işareti, k-space için k_x frekans sütunlarını oluşturan x-gradyan, oluşan anlık k-space matrisi, bu anlık

k-space matrisi ile oluşturulan anlık görüntü ve en son işlenen kesite ait elde edilen görüntü toplu olarak izlenebilmektedir.

Şekil 7'de üretilen ideal olmayan sargı alanları kullanılarak, modifiye edilmiş (oluşan alan frekanslarında gereken seçicilik için $T_2=1,8ms$) Shepp-Logan fantoma ait gradyan-eko görüntüleme işlemini gerçekleştiren benzetim ekranı görülmektedir. Kesit seçimi için RF EMD süresi 78,26 μs , gereken RF işareti band genişliği 29,6kHz, faz kodlama süresi $T_y=0,307ms$ ve frekans kodlama süresi $T_x=4,7ms$ 'dir. Sargı alanlarının homojenliği ve lineerliğindeki bozulmadan dolayı görüntü alanını sağlıklı kodlayabilecek gradyan süreleri buna göre ayarlanmış, daha büyük seçilmiştir. Ayrıca alanların inhomojen ve nonlineerliğinden dolayı oluşan band dışı ve harmonik bileşenler k-space matrisinde filtrelenmiştir. Şekil 8'de ise karşılaştırma amacıyla grid fantom ve Shepp-Logan fantom için hem ideal alanlarla hem de ideal olmayan sargı alanlarıyla elde edilen görüntüler yer almaktadır.



Şekil 7. Sargı alan benzetimi arayüz ekranı (Coils fields simulation interface screen)



Şekil 8. İlk satır grid fantom, ideal alanlarla elde edilen görüntü ve sargı alanlarıyla elde edilen görüntü. İkinci satır Shepp-Logan fantom, ideal alanlarla elde edilen görüntü ve sargı alanlarıyla elde edilen görüntü
(The first line is the grid phantom, the image obtained with the ideal fields and obtained with the coils fields. The second line is the Shepp-Logan phantom, image obtained with ideal fields and obtained with coils fields)

Tablo. 1 Aynı uzaysal ve frekans sınırlarına göre ölçeklenmiş olan ideal ve sargı manyetik alanlar için görüntüleme işlemine dair bazı parametreler

(Some parameters of the imaging process for ideal and coils magnetic fields scaled according to the same spatial and frequency limits)

	İdeal				Sargı			
	B_0	g_z 120mT/m	g_y 54mT/m	g_x 147mT/m	B_0	g_z 76mT/m	g_y 36mT/m	g_x 99mT/m
f_{min} (kHz)	327,7	-327,7	-120	-327,7	271,85	-208,13	-80,6	-220,15
f_{max} (kHz)	327,7	327,7	120	327,7	324,07	208,13	80,6	220,15
Homojenite	0	-	-	-	0,1612	-	-	-
Lineerlik	-	0	0	0	-	0,003	0,47	0,47
B_{RFO} (kHz)	-	10,24	-	-	-	29,64	-	-
B_{RFI} (kHz)	-	-	-	655,36	-	-	-	440,3
t_p	-	48,83 μ s	-	-	-	78,26 μ s	-	-
T_y	-	-	0,217ms	-	-	-	0,307ms	-
T_x	-	-	-	0,18ms	-	-	-	4,7ms
$k_{z,y,xmax}$ (m^{-1})	-	497,36	494,93	742,4	-	497,36	494,93	3788

4. Sonuçlar ve Tartışmalar (Results and Discussions)

Tablo 1’de aynı uzaysal ve frekans sınırlarına göre ölçeklenmiş ideal ve sargı manyetik alanlara ve görüntüleme işlemine dair oluşan bazı parametreler yer almaktadır. Gradyan alan değerleri ilgili kesit merkez profili sınır değerlerine göre hesaplanmıştır. İdeal alan parametreleri karşılaştırma amacıyla verilmiştir.

Genel olarak statik alanın her noktada sabit olmamasından ve gradyan alanların bozuk lineerliklerinden dolayı tüm görüntüleme aşamalarında uzaysal koordinatlarla ölçülen işaret frekansları arasındaki doğrusallık bozulmaktadır. Bunun sonucu olarak ilgili kesit görüntüsünün geometrisi de hatalı pixel konumlanmalarından dolayı bozulmaktadır. B_0 statik alanın ürettiği frekans merkezden (324kHz) kesit sınırlarına doğru (271kHz) nonlineer azalmakta olup homojenitesi 0,1612’dir. Lineerliği (0,003) olan z-gradyan değeri (76mT/m) ve frekans sınırlarının (± 208 kHz) düştüğü, k-space z eksenini kesit koordinatını kodlamak için gereken t_p süresinin (78,26 μ s) ve gereken B_{RFO} band genişliğinin (29,64kHz) de arttığı görülmektedir. Statik alanla birlikte görüntülenecek kesiti belirleyen z-gradyanın bu durumu merkezden kesit sınırlarına yaklaştıkça z koordinatı pixel konumlamalarını bozmaktadır. Lineerliği (0,47) oldukça bozuk olan y-gradyan değeri (36mT/m) ve frekans sınırlarının (± 80 kHz) düştüğü, kesitin k-space y eksenini koordinatını kodlamak için gereken T_y süresinin (0,307ms) arttığı görülmektedir. Statik alanla birlikte seçilen kesitin k-space y eksenini koordinatlarını belirleyen y-gradyanın bu durumu k-space merkez noktasının +y yönünde yukarı kaymasına ve merkezden kesit sınırlarına yaklaştıkça y koordinatı pixel konumlamalarını bozmaktadır. Yine lineerliği (0,47) oldukça bozuk olan x-gradyan değeri (99mT/m) ve frekans sınırlarının (± 220 kHz) düştüğü bunun sonucu ölçülen işaret B_{RFI} band genişliğinin (440kHz) de düştüğü görülmektedir. Ölçülen k-space satır spektrumlarında x ve y gradyan alanların nonlineerliğinden kaynaklı ve kesit sınırlarına yaklaştıkça alçak ve yüksek frekanslardaki farklı koordinatlara ait ancak aynı frekanslı bileşenlerden oluşan katlamalar (folding) görülmektedir. Bu sebeple görüntüye ait olan k-space x eksenini koordinatlarını yeterli derecede kodlamak için gereken T_x süresi (4,7ms) artırılmıştır. T_x süresinin artması ile n_x örnekleme sayısı (797) ile birlikte $k_{x,max}$ değeri artmakta dolayısıyla da ölçülen işaret içerisindeki görüntü harmonikleri de oluşmaktadır. Söz konusu harmonik bileşenler filtrelenerek görüntüleme işlemi yapılmıştır. Statik alanla birlikte seçilen kesitin k-

space x eksenini koordinatlarını belirleyen x-gradyanın bu durumu, k-space merkez noktasının +x yönünde sağa kaymasına ve merkezden kesit sınırlarına yaklaştıkça x koordinatı pixel konumlamalarının bozulmasına neden olmaktadır.

Zayıf alan NMRI uygulamaları için gerek statik manyetik alan kaynağı gerekse de gradyan alan kaynağı olarak kullanılmak üzere yalın veya karmaşık çeşitli sargı geometrileri belirlemek mümkündür. Statik alan için yeterli homojenlik ve homojenliğin sağlandığı sınırlar, gradyan alanlar için ise yeterli lineerlik ve lineerliğin sağlandığı sınırlar içerisinde çalışılması NMRI için önemli bir yer etmektedir. Bu da tüm alanlar için homojenlik ve lineerliğin sağlandığı görüntüleme hacminin birlikte belirlenmesi gerektiğini vurgulamaktadır. Bu alanların hacim içerisindeki malzeme veya dokuda ürettiği işaret frekansları ile bu frekanslarla kodlanan uzaysal koordinatlar arasında doğrudan bir ilişki vardır. Bu yüzden homojenliğin ve lineerliğin merkezden sargı sınırlarına yaklaştıkça doğal olarak bozulması sonucu uzaysal koordinatlar ile bu alanlara bağlı olarak üretilen işaret frekansları arasındaki doğrusal ilişki de bozulmaya başlamaktadır. Uzaysal koordinatları eşleştirmek için uygulanan kesit belirleme, faz kodlama ve frekans kodlama gradyan alanlarına ait işaret frekanslarındaki aksel değişim görüntüde yanlış konumlanmalar oluşturmakta ve görüntü gerçekliği kaybolmaktadır. Alanlardaki bu bozulmalar sonucu, üretilen alan geometrisi ile uygun olarak görüntüde aksel uzama veya kısalma şeklinde deformasyonlar oluşmaktadır. Alanların homojenliğinin ve lineerliğinin bozulması sonucu farklı görüntü koordinatlarına ait işaretlerin aynı frekansa sahip olmalarından dolayı üst üste binmelerden kaynaklı bölgesel görüntü kayıpları da oluşmaktadır (katlama, folding). Alanların homojenliğinin ve lineerliğinin bozulmasının bir diğer etkisi de ürettikleri frekansların dağılımının kesitin her noktasında sabit aynı değerlere sahip olmamalarıdır ki bu da gradyan uygulama sürelerine k-space sonuçlarına etki etmektedir. Uygulanan NMRI sekansına bağlı olarak sıralı ve beraber çalışan statik alan ve gradyan alan büyüklüklerinin birbirlerine göre değerlendirilmesi önemli bir husus olarak ortaya çıkmaktadır. Beraber çalışan alanların birbirlerini baskılayacak ve ölçme frekans sınırlarını aşmayacak büyüklükte olmaları hususu da tüm sargı akımlarının bir arada ölçeklenmesi gerektiğini önemli bir bulgu olarak karşımıza çıkarmaktadır.

Bu çalışma ile tasarım/üretim aşamasından önceki bir adım olarak tasarıma yönelik tıpkı çalışan bir NMRI çerçeve benzetim ortamı

(Framework Simulation) gerçekleştirilmiştir. Benzetim ortamı sayesinde belirli sargı geometrileri ile üretilebilecek inhomojen/nonlinear 3D alanlar, bu alanların ve NMRI sekanslarındaki sıralı kullanımları ile elde edilen NMR görüntüleme unsurlarının (RFO, RFI işaretleri, k-space, sekans, 3D alan ve NMR görüntü) anlık olarak incelenebilmesi mümkün olmaktadır. Benzetim; yeni görüntüleme sekanslarının eklenmesi, k-space veya görüntü uzayındaki deformasyonları düzeltme amaçlı araştırma ve metodların uygulanması ve incelenmesine de imkân tanımaktadır.

Kaynaklar (References)

- Levitt M. H., Spin dynamics: Basics of Nuclear Magnetic Resonance, 2nd ed., John Wiley & Sons, UK, 2008.
- Miyamoto T., Sakurai H., Takabayashi H., Aoki M., Permanent Magnet Assembly for MRI, IEEE Transl. J. Magn. Japan, 5 (9), 803–809, 1990.
- Schmidt W. M., Huson F. R., Mackay W. W., Rocha R. M., A 4 Tesla/1 Meter Superferric Mbi Magnet, IEEE Trans. Magn., 27 (2), 920–922, 1991.
- Callaghan P. T., Le Gros M., Nuclear spins in the Earth's magnetic field, Am. J. Phys., 50 (8), 709–713, 1982.
- Callaghan P., Eccles C., NMR Studies on Antarctic Sea Ice, Bull. Magn. Reson., 18 (1-2), 62–64, 1996.
- Sciandrone M., Placidi G., Testa L., Sotgiu A., Compact low field magnetic resonance imaging magnet: Design and optimization, Rev. Sci. Instrum., 71 (3), 1534–1538, 2000.
- Raich H., Blümler P., Design and construction of a dipolar Halbach array with a homogeneous field from identical bar magnets: NMR mandhalas, Concepts Magn. Reson. Part B Magn. Reson. Eng., 23B (1), 16–25, 2004.
- Anferova S., et al., A mobile NMR device for measurements of porosity and pore size distributions of drilled core samples, Concepts Magn. Reson. Part B Magn. Reson. Eng., 23B (1), 26–32, 2004.
- Sinkovits D. W., Conradi M. S., Frequency shifts in parametrically enhanced low-field MR detection, J. Magn. Reson., 168 (1), 97–102, 2004.
- Brown M. C. A., Verganelakis D. A., Mallett M. J. D., Mitchell J., Blümler P., Surface normal imaging with a hand-held NMR device, J. Magn. Reson., 169 (2), 308–312, 2004.
- Hills B. P., Wright K. M., Gillies D. G., A low-field, low-cost Halbach magnet array for open-access NMR, J. Magn. Reson., 175 (2), 336–339, 2005.
- Mohorić A., Planinšič G., Kos M., Duh A., Stepišnik, J. Magnetic resonance imaging system based on Earth's magnetic field, Instrum. Sci. Technol., 32 (6), 655–667, 2004.
- Tsai L. L., Mair R. W., Rosen M. S., Patz S., Walsworth R. L., An open-access, very-low-field MRI system for posture-dependent ³He human lung imaging, J. Magn. Reson., 193 (2), 274–285, 2008.
- Zimmerman C. L., Boyden E. S., Wasserman S. C., Classroom Nuclear Magnetic Resonance System, in IFMBE Proceedings, 32, 61–64, 2010.
- Balci M., Basic ¹H- and ¹³C-NMR Spectroscopy, Elsevier, 2005.
- McPhee C., Reed J., Zubizarreta I., Nuclear Magnetic Resonance (NMR), in Developments in Petroleum Science, 64, 655–669, 2015.
- Breitmaier E., Voelter W., Carbon-13 NMR Spectroscopy: High-Resolution Methods and Applications in Organic Chemistry and Biochemistry, 3. VCH-Verlag-Ges, 1987.
- Pooley R. A., Fundamental Physics of MR Imaging, RadioGraphics, 25 (4), 1087–1099, 2005.
- Morita N., A Method of Estimation for Magnetic Resonance Spectroscopy Using Complex-Valued Neural Networks, in Complex-Valued Neural Networks, 35 (10), 256–283, 2009.
- MacKenzie K. J. D., Smith M. E., Multinuclear Solid-State NMR of Inorganic Materials, Pergamon Materials Series, 6, 2002.
- Murase K., Tanki N., Numerical solutions to the time-dependent Bloch equations revisited, Magn. Reson. Imaging, 29 (1), 126–131, 2011.
- Van Valenberg W., Radiofrequency pulse design through optimal control and model order reduction of the Bloch equation, Master Thesis, Utrecht University, 2015.
- Balac S., Chupin L., Fast approximate solution of Bloch equation for simulation of RF artifacts in Magnetic Resonance Imaging, Math. Comput. Model., 48 (11-12), 1901–1913, 2008.
- Bain A. D., Anand C. K., Nie Z., Exact solution to the Bloch equations and application to the Hahn echo, J. Magn. Reson., 206 (2), 227–240, 2010.
- Gopi E. S., Digital Signal Processing for Medical Imaging Using Matlab, New York, NY: Springer New York, NY, 2013.
- Kumar Jhamb T., Rejathalal V., Govindan V. K., A Review on Image Reconstruction through MRI k-Space Data, Int. J. Image, Graph. Signal Process., 7 (7), 42–59, 2015.
- Ey B. M., Reddy R., Leigh J. S., Imaging electrical current density using nuclear, Magn. Reson. Imaging, 6 (3), 201–214, 1998.
- Yıldız H., Durak B., Uzal E., Analytical solution of multi-winding coil problem in magnetic core in spherical coordinates and comparison with FEA results, Journal of the Faculty of Engineering and Architecture of Gazi University, 39 (1), 65–75, 2024.
- Küçükdermenci S., Investigation of gradient pattern maps generated with single and dual axis positioning for targeted magnetic hyperthermia, Journal of the Faculty of Engineering and Architecture of Gazi University, 38 (1), 571–578, 2023.
- Xiao-fan G., Yong Y., Xiao-jing Z., Analytic expression of magnetic field distribution of rectangular permanent magnets, Appl. Math. Mech., 25 (3), 297–306, 2006.
- Esin Y. E., Alpaslan F. N., MRI image enhancement using Biot-Savart law at 3 Tesla, Turkish J. Electr. Eng. Comput. Sci., 25 (4), 3381–3396, 2017.

