

Robotik Kateterler için Ultra Yüksek Alanda Manyetik Eşmerkezli Tüp Eyleyici

M. Efe Tiryaki^{1, a)}

¹Orta Doğu Teknik Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi, Makina Mühendisliği Bölümü,

^{a)}etiryaki@metu.edu.tr

Ultra yüksek alanlı (UYA) manyetik eyleme yöntemleri, manyetik rezonans görüntüleme (MRG) cihazlarının statik manyetik alanı kullanılarak uygulandığında, esnek robotik sistemlere hastanın vücudunun derin bölgelerinde yüksek torklu, kablosuz hareket kabiliyeti kazandırabilmektedir. Bu yöntem, MRG ile doğal ve kolay bir şekilde entegre olabilmesi sayesinde minimal invaziv medikal operasyonlar için büyük bir potansiyel taşımaktadır. Ancak, MRG tarayıcılarının statik manyetik alanı, UYA eylemeli esnek robotların çevikliğini sınırlamaktadır. Bu çalışmada, UYA koşullarında esnek robotların manevra yeteneğini ve çevikliği artırmak amacıyla manyetik eşmerkezli tüplere sahip bir robotik kateter tasarımı önerilmiştir. Önerilen sistem; ucunda kalıcı mıknatıs bulunan Teflon bir kateter, önceden eğilmiş tungsten bir çekirdek ve piezo motorlara sahip MRG uyumlu eşmerkezli dişli bir eyleyiciden oluşmaktadır. Tasarımın serbest uzaydaki duruşumsu (quasi-static) kinematik modeli sunulmuş ve 7 T'lik bir prelinik MRG cihazı içinde çalışma alanı gösterilmiştir. Bu tasarım, MRG rehberliğinde gerçekleştirilen minimal invaziv operasyonlar için yüksek serbestlik derecesine sahip, çevik ve UYA eylemeli kateter sistemlerinin geliştirilmesine öncülük edebilecek niteliktedir.

Anahtar Kelimeler: Medikal Robotlar, Manyetik Eyleme, Esnek Robotlar, Manyetik Rezonanz Görüntüleme

Ultra-High Field Magnetic Concentric Tube Actuator for Robotic Catheters

ABSTRACT

Ultrahigh field (UHF) magnetic actuation using static background magnetic field of magnetic resonance imaging (MRI) scanners shows great promise in minimally invasive medical operations due to their high torque wireless actuation capabilities in remote parts of the patient's body and inherent integration into medical imaging. However, the static nature of the MRI magnetic field limits the dexterity of UHF-actuated continuum robots. In this work, we proposed a UHF-actuated magnetic concentric-tube robotic catheter for increased dexterity. Our design is composed of a Teflon catheter with a permanent magnetic tip, a pre-curved core, and an MRI-compatible concentric gear actuator with piezo motors. We present a quasistatic kinematic model of the magnetic concentric-tube catheter in free space and demonstrate the workspace in a 7 T preclinical MRI scanner. Our design will pave the way for a high degree-of-freedom dexterous UHF-actuated catheter designs in MRI-guided minimally invasive medical operations.

Keywords: Medical Robots, Magnetic Actuation, Continuum Robots, Magnetic Resonance Imaging

1. GİRİŞ

Manyetik esnek robotlar, [1], [2] hastanın vücudundaki karmaşık vasküler ortamlarda gezinme yetenekleriyle minimal invaziv operasyonlarda dikkat çekmiştir. Bu manyetik robotlar, bir robot kolu [1] veya elektromanyetik eyleci sistemleri [2] tarafından kontrol edilen harici mıknatıslar aracılığıyla yönlendirilebilir ve esnek robotun ucundaki manyetik malzemeye manyetik tork uygulayabilir. Ancak, bu manyetik esnek robotların lokalizasyonu için X-ray görüntülemesi gerekmektedir. Bu da hastaları operasyon sırasında önemli ölçüde iyonlaştırıcı radyasyona maruz bırakmaktadır. Yakın zamanda, iyonlaştırıcı radyasyon içermeyen bir tıbbi görüntüleme yöntemi olan MRG tarayıcılarında manyetik kılavuz tellerin yönlendirilmesi için UYA manyetik çalışma konseptini önerdik [3]. Önceki çalışmamızda, sertlik kontrolü için düz bir Teflon tüp ile birlikte bir MRG tarayıcısının UYA 'sinin, görüntüleme sırasında kalıcı manyetik uçlu kılavuz telleri manuel olarak yönlendirmek için kullanılabilceğini gösterdik. Yüksek manyetik tork, MRG tarayıcılarında sert kılavuz telleri yönlendirebilirken, MRG tarayıcılarının manyetik alanının statik yapısı nedeniyle karmaşık tıbbi işlemleri gerçekleştirmek için gereken el becerisinden yoksundu.

Burada, UYA manyetik eyleme ve eşmerkezli tüp yönlendirme konseptlerini birleştirerek daha yüksek hareket kabiliyetinde robotik eyleme sağlayan UYA eylemeli manyetik eşmerkezli tüp kateter sistemi sunuyoruz. Eşmerkezli tüp kateterimiz, distal ucunda 1 mm çapında ve yüksekliğinde neodimyum mıknatıs bulunan 1 mm iç çaplı düz bir Teflon tüp ile

Teflon tüpün içine yerleştirilmiş 1 cm yarıçaplı tam dairesel önceden kavisli bir uca sahip ~6 cm uzunluğunda manyetik olmayan bir tungsten telden oluşmaktadır (Şekil 1). UYA eyleci manyetik eşmerkezli tüp kateter için manyetik ve kinematik bir model geliştirdik. Manyetik eşmerkezli tüp kateter sisteminin çalışma alanını gösterdik. Ardından, [4]'ten esinlenerek, piezo motorlu MRG uyumlu bir eşmerkezli tüp eyleci sistemi geliştirdik (Şekil 2). Son olarak, 7 T prelinik MRG tarayıcısının UYA 'sı altında yönlendirme yeteneklerini gösterdik (Şekil 3).

2 ROBOTİK KATETER SİSTEMİ

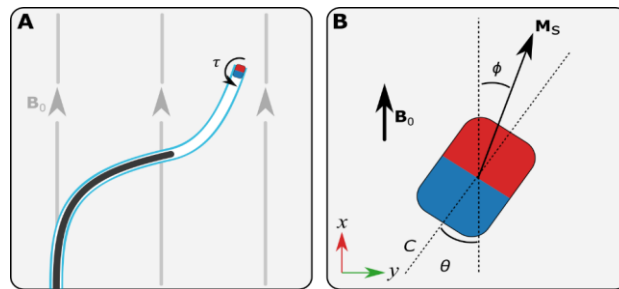
A. Manyetik modelleme

MRG tarayıcılarının tekdüze ultra yüksek manyetik alanı (\mathbf{B}_0) altında, manyetik nesnelere manyetik torka maruz kalır. Noktasal bir manyetik nesne üzerine etki eden manyetik tork şu şekilde hesaplanır.

$$\boldsymbol{\tau}_m = \mathbf{m} \times \mathbf{B}_0 \quad (1)$$

Bu tork nesnenin manyetik moment vektörünü, $\mathbf{m} = V\mathbf{M}$, \mathbf{B}_0 ile hizalar; burada M ve V manyetik nesnenin mıknatıslanma vektörü ve hacmidir [5]. Dış manyetik alan önemli ölçüde yüksek olduğundan, manyetik nesnenin iç mıknatıslanması \mathbf{B}_0 yönüne doğru döner. Yüksek manyetik alanlarda iç manyetizasyonun hizalanması manyetik enerji minimizasyon problemi çözülerek hesaplanır [3]:

$$E = \min_{\phi} E_a - M_s H \cos(\phi), \quad (2)$$



Şekil 1. UHY manyetik eşmerkezli tüp kateter konsepti. A) Önceden kavisli çekirdeğe ve kalıcı manyetik uca sahip eşmerkezli tüp kateter gösterilmektedir. B) Dahili mıknatıslanma yönü, kalıcı mıknatısın manyetik kolay eksenine göre gösterilmiştir.

Burada ϕ manyetik alan ile manyetizasyon vektörü arasındaki açı, M_s doyumluk manyetizasyonu, H dış manyetik güç ve E_a manyetik anizotropi enerjisi olarak tanımlanır (Şekil 1B). Anizotropi enerjisi, neodimyum mıknatıslar gibi sert manyetik ferromanyetik malzemeler için kristal anizotropisinden gelir. Kristal anizotropi enerjisi, tek eksenli bir mıknatıslanma modeli kullanılarak şu şekilde modellenenir [3]

$$E_{a,c} = K_1 \sin^2(\phi - \theta), \quad (3)$$

Burada K_1 malzemeye bağlı anizotropi sabitidir ve θ manyetik alan ile kolay eksen, yani manyetik nesnenin manyetize edilen eksenleri arasındaki açıdır.

B. Kinematik modelleme

Manyetik modelleme sonrasında, sabit bir yerleştirme noktası varsayarak kateter kinematikliğini serbest uzayda modelledik. Kateter şeklini metal çekirdek ve hava çekirdeği bölümlerinin eğriliği, $\mathbf{q} = [\kappa_{(1)}, \kappa_{(2)}]$ ve kontrol girdilerini kateter yerleştirme uzunluğu ve çekirdek yerleştirme uzunluğu, $\mathbf{u} = [l, s]$ olarak parametrize ettik. Dış kuvvetlerin yokluğunda, kateter ucundaki dahili manyetik moment, manyetik torqa eşit olmalıdır. Eşitliği doğrusal

olmayan karekök optimizasyonu olarak formüle ettik,

$$\underset{\mathbf{q}}{\operatorname{argmin}} (\tau_m(\mathbf{u}) - \tau_{tip}(\mathbf{u}))^2, \quad (4)$$

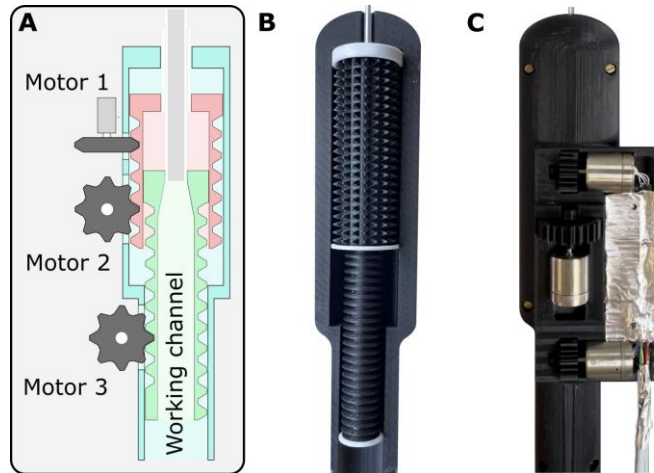
Burada τ_{tip} kateterin ucundaki iç momenttir. Bu optimizasyonu yinelemeli olarak çözdük. İlk olarak, verilen \mathbf{q} ve \mathbf{u} için kateterin ileri kinematikliğini, yani uç konumunu ve yönelimini moment dengesine göre hesapladık [6],

$$\kappa = \frac{\sum E_i I_i \kappa_i}{\sum E_i I_i}, \quad (5)$$

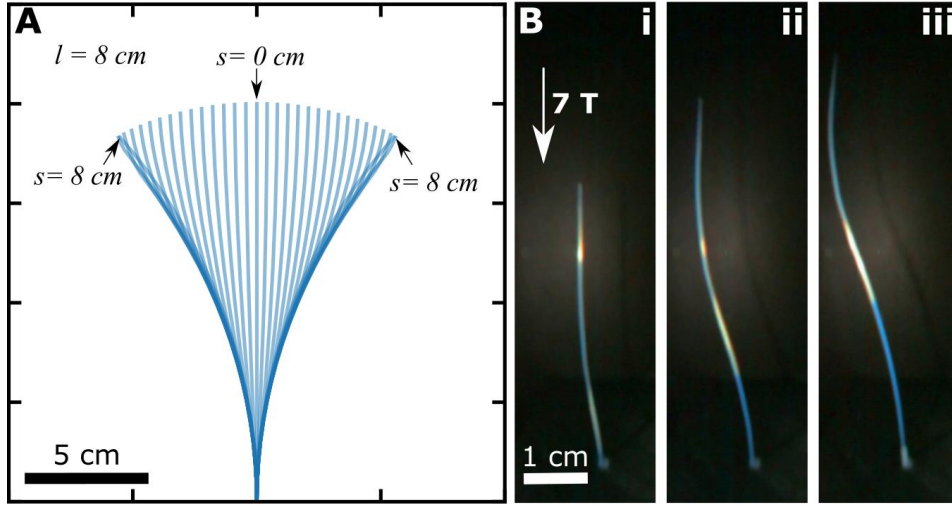
Burada E ve I kateterin farklı bölütlerinin elastik modülü ve kesitsel atalet momentidir ve κ_i önceden oluşturulmuş eğriliklerdir. Ardından, uç yönelimini kullanarak, manyetik enerji optimizasyonu Denklem 2'yi çözerek mıknatıslanma yönünü ve manyetik torqu hesapladık ve optimizasyon Denklem 4 yakınsayana kadar tekrarladık.

C. Çalıştırma Sistemi

Önerilen manyetik eş merkezli tüp kateteri hareket ettirmek için, iç içe geçmiş silindirik dişlilerden oluşan MRG uyumlu bir piezo motor tarafından çalıştırılan 3D baskılı bir eş merkezli dişli sistemi geliştirildi (Şekil 2A-B). Dişli



Şekil 2. MRI uyumlu robotik kateter eyleyici. A) Eşmerkezli dişli sisteminin şeması. B-C) Piezo motorlu 3D baskılı dişli sistemi.



Şekil 3. Kateter çalışma alanı. Kateter çalışma alanı. A) Simüle edilmiş çalışma alanı. Mavi eğriler farklı s değerleri için kateter şeklini göstermektedir. **B)** Kateter çalıştırma anlık görüntüleri.

sistemi içeride kremayer dişli profili bir silindir ve dışarıda birbirine dik spur ve kremayer dişli profili bir dişliden oluşmaktadır. İç silindirik kremayer dişli, kateter içindeki telin burkulmasını önlemek için 10 cm uzunluğunda bir alüminyum çubuk ile tungsten çekirdeğe bağlanmıştır. Kateter bükme yönündeki hareketi, dış dişliye bağlı dönen bir Teflon tüp tarafından kontrol edilmiştir.

3 SONUÇLAR

Kateter çalışma alanını 7 T manyetik alanda neodimyum mıknatıs parametreleri [3] için $M_s=1,16 \times 10^6 \text{ Am}$ ve $K_1=2,26 \times 10^{12} \text{ Am}$ kullanarak simüle ettik. 8 cm kateter yerleştirme uzunluğu için, çekirdek yerleştirme uzunluğunu, s , 0 ila 8 cm arasında değiştirdik (Şekil 3A). Kateter şeklini 0 ve 180 derecelik bükülme pozisyonlarında çizerek çalışma alanını 2D düzleminde gösterdik. Kateter S şeklinde bir profili korudu ve kateter ucu $s = 8 \text{ cm}$ 'de 5 cm'ye kadar sapmaya ulaştı. Daha sonra, 7 T prelinik MRG tarayıcısında yönlendirme yeteneklerini test ettik ve daha az çalışma alanı ile benzer bir S-şekilli profil elde ettik.

Ön sonuçlarımız, önerilen manyetik eşmerkezli tüp kateter sistemi, önceki çalışmamızda ortaya koyduğumuz [3] UYA'da manyetik kılavuz tel yönlendirme yöntemi ile elde edilemeyecek, S şekilli profillerin elde edilebileceğini gösterdi. Bu sebeple, önerilen manyetik ve eşmerkezli tüp eyleme yöntemlerinin birleştirilmesiyle,

ileride MRG altında çalışabilen vasküler sistem içerisinde kalp ve beyin damarları gibi ulaşması zor yerlere kolaylıkla erişebilir robotik kateter sistemleri geliştirilebileceğini öngörüyoruz.

4. KAYNAKLAR

- [1] Y. Kim ve *et al.*, "Telerobotic neurovascular interventions with magnetic manipulation," *Sci Robot*, vol. 7, no. 65, p. eabg9907, 2022.
- [2] R. Dreyfus ve *et al.*, "Dexterous helical magnetic robot for improved endovascular access," *Sci Robot*, vol. 9, no. 87, p. eadh0298, 2024.
- [3] M. E. Tiryaki ve *et al.*, "Magnetic guidewire steering at ultrahigh magnetic fields," *Sci Adv*, cilt 9, no. 17, s. 1-16, 2023.
- [4] C. Girerd ve T. K. Morimoto, "Design and Control of a Hand-Held Concentric Tube Robot for Minimally Invasive Surgery," *IEEE TRANSACTIONS ON ROBOTICS*, vol. 37, no. 4, 2020.
- [5] J. J. Abbott ve *et al.*, "Magnetic methods in robotics," *Annu Rev Control Robot Auton Syst*, cilt 3, s. 57-90, 2020.
- [6] H. Su ve *et al.*, "A Concentric Tube Continuum Robot with Piezoelectric Actuation for MRI-Guided Closed-Loop Targeting," *Ann Biomed Eng*, vol. 44, no. 10, pp. 2863-2873, Oct. 2016.
- [7] M. E. Tiryaki, *et al.*, "Deep Learning-based 3D Magnetic Microrobot Tracking using 2D MR Images," *IEEE Robot Autom Lett*, vol. 7, no. 3, s. 6982-6989, Temmuz 2022.