

전자기 구동 시스템을 이용한 마이크로로봇의 3차원 이동 및 드릴링[§]

이 곁* · 최현철* · 차경래* · 정세미* · 박종오* · 박석호*[†]

* 전남대학교 기계공학부

Three-dimensional Locomotion and Drilling Microrobot Using Electromagnetic Actuation System

Jie Li*, Hyunchul Choi*, Kyoungrae Cha*, Semi Jeong*, Jongoh Park* and Sukho Park*[†]

* Dept. of Mechanical Engineering, Chonnam Nat'l Univ.

(Received May 25, 2011; Revised September 6, 2011; Accepted September 6, 2011)

Key Words : Microrobot(마이크로로봇), Electromagnetic Actuation System(전자기구동시스템), Helmholtz Coil(헬름홀쯔 코일), Maxwell Coil(맥스웰 코일)

초록: 이 논문에서는 전자기구동시스템을 기반으로 이동 및 드릴링 기능을 수행하는 의료용 마이크로로봇 시스템을 제작하고 평가하였다. 마이크로로봇은 너무 작아 내부에 배터리나 제어장치를 삽입 할수 없다. 이 결점을 극복하기 위하여 외부에서 전자기 코일 시스템을 이용하여 전자기장의 힘으로 마이크로로봇을 구동 시킨다. 전자기 구동 코일 시스템은 x, y, z 각축에 사각형 타입의 헬름홀쯔 코일 3 쌍과 z 축에 솔레노이드형 맥스웰 코일 1 쌍이 배치 되어 있고, 각 코일에 인가되는 전류값의 조절에 따라 구동에 필요한 자기장을 발생 시킨다. 다양한 실험을 통하여 우리는 제안된 시스템을 이용하여 마이크로로봇이 3 차원 공간에서 이동 가능하며 드릴링 기능을 수행할 수 있다는 것을 보였다.

Abstract: In this study, a novel electromagnetic microrobot system with locomotion and drilling functions in three-dimensional space was developed. Because of size limitations, the microrobot does not have actuator, battery, and controller. Therefore, an electromagnetic actuation (EMA) system was used to drive the robot. The proposed EMA system consists of three rectangular Helmholtz coil pairs in x-, y- and z-axes and a Maxwell coil pair in the z-axis. The magnetic field generated in the EMA coil system could be controlled by the input current of the EMA coil. Finally, through various experiments, the locomotion and drilling performances of the proposed EMA microrobot system were verified.

- 기호설명 -

<p>τ : 전자기구동 토크(Nm)</p> <p>V : 체적(m^3)</p> <p>i_h, i_m : 헬름홀쯔 코일과 맥스웰 코일에 인가한 전류의 세기</p> <p>n : 코일 권선수</p> <p>r_h, r_m : 헬름홀쯔 코일과 맥스웰 코일 반지름</p> <p>\mathbf{M} : 마이크로로봇의 자화강도 (A/m)</p> <p>M_x, M_y, M_z: x, y, z축 방향의 자화강도 (A/m)</p>	<p>\mathbf{B} : 자속밀도 (T)</p> <p>B_0 : 자기장의 amplitude (T)</p> <p>$B_{x, y, z}$: x, y, z축 방향의 자속밀도 (T)</p> <p>\mathbf{F} : 전자기 구동 추진력 (N)</p> <p>F_x, F_y, F_z: x, y, z축 방향의 추진력 (N)</p> <p>α : x-y 평면에서 마이크로로봇의 정렬각도 (°)</p> <p>β : x-z 평면에서 마이크로로봇의 시계방향 정렬각도 (°)</p> <p>θ : r-z 평면에서 마이크로로봇의 시계방향 이동각도 (°)</p> <p>ω : 회전 주파수 (Hz)</p> <p>∇ : Gradient symbol</p> <p>g_z : z축 맥스웰 코일에 의해 발생하는 방향 자속밀도 기울기 (T/m)</p>
--	---

§ 이 논문은 2011 년도 대한기계학회 동역학 및 제어부 문 춘계학술대회(2011.5.25-27, BEXCO) 발표논문임

† Corresponding Author, spark@jnu.ac.kr

© 2011 The Korean Society of Mechanical Engineers

1. 서론

전 세계적으로 고령화가 진행되면서 뇌 질환 환자의 수가 계속 증가하는 추세에 있다.⁽¹⁾ 뇌질환 중에서 많은 부분을 차지하는 뇌수두증의 치료를 위해 기존에는 셉트 시술과 내시경을 이용한 시술 등이 이용되었다. 많이 사용되고 있는 셉트 시술은 일정한 시간이 지나면 재시술이 필요하고, 셉트 부위의 감염으로 인한 합병증에 걸릴 확률이 높다.⁽²⁾ 또한 내시경을 이용한 시술 방법은 시술 중 혈관 출혈이 발생해 환자의 생명을 위협할 수도 있다.⁽³⁾

한편, 현재 많은 의료 분야에서 질병 치료 및 진단을 위한 다양한 형태의 마이크로로봇을 개발하려는 연구가 활발하게 진행 되고 있다.⁽⁴⁾ 마이크로로봇을 활용해 뇌질환 치료를 하면 최소침습뿐만 아니라 비침습적인 방법으로도 치료가 가능할 것으로 예상된다.⁽⁴⁾ 이 논문에서는 뇌수두증 치료에 활용할 수 있는 마이크로로봇의 이동과 치료 메커니즘을 개발하고 다양한 실험을 통해 그 활용 가능성을 검증하려고 한다.

일반적으로 마이크로로봇은 그 크기가 매우 작기 때문에 마이크로모터와 배터리가 함께 통합되어 구동되는 것이 매우 어렵다.⁽⁵⁾ 따라서 최근 들어 세계적으로 많은 연구자들이 자기장을 이용하여 마이크로로봇을 이동시키는 방법에 대한 연구를 진행하고 있다.⁽⁶⁻⁸⁾

W. R. Thomas은 RPM (Rotating Permanent Magnet) Manipulator 시스템을 제안하였다. 이 시스템은 외부 영구자석을 회전시킴으로 인체 내부에 위치한 마이크로로봇을 제어하는 방법이다.⁽⁶⁾ 이 시스템은 마이크로로봇이 척수강 내부를 통해 뇌까지 도달 후 시술을 한다는 개념을 처음으로 제시하였다.

S. Martel은 상용 MRI를 이용하여 구형 상자성체를 3차원 공간상에서 움직이는 연구를 하였다.⁽⁷⁾ 이 방법은 구형 상자성체의 위치를 실시간으로 확인 하면서 추진을 할 수 있다는 장점이 있다. 하지만 추진력이 매우 작기 때문에 약물전달 같은 단순한 작업만 수행할 수 있다.

S. Park은 3쌍의 고정형 헬름홀츠 코일과 1쌍의 고정형 맥스웰 코일, 1쌍의 회전형 맥스웰 코일을 이용하여 3차원 공간에서 이동 및 드릴링 기능을 수행하는 전자기 구동 시스템을 제안 하였다.⁽⁸⁾ 이 시스템은 로봇의 정렬방향과 진행방향이 일치하여 제어가 용이하다. 하지만 회전형 맥스웰 코일을 사용하기 때문에 시스템 내부공간을 활용하기 비

효율적이고, 2쌍의 맥스웰 코일을 이용하므로 에너지 효율적인 측면에서 불리하다.

본 논문에서는 x, y, z축 상에 3쌍의 헬름홀츠 코일이 존재하고 z축 상에 1쌍의 맥스웰 코일만 있는 구조의 시스템에서 마이크로로봇이 3차원 공간을 이동하기 위한 구동 방식을 제안 하였다. 또한, 마이크로로봇은 공간상에서 움직이기 때문에 중력 보상에 대한 부분도 고려하여 구동 방식에 포함하였다. 그리고 마이크로로봇의 드릴링 구동방식을 제안하였다. 실제 3차원 공간에서 임의 방향으로 마이크로로봇이 이동하는 실험과 뇌실 팬텀 내에서 마이크로로봇이 임의 경로로 움직이고, 아가로 막힌 부분을 뚫는 실험을 통해 제안된 전자기 구동 시스템 구동 방식에 대한 유용성을 증명하였다.

2. 전자기 구동 시스템

2.1 전자기 이론

일반적으로 헬름홀츠 코일은 내부에 균일한 크기의 자기장을 생성하여 마이크로로봇에 토크를 발생시키는 역할을 한다.^(9,10) 마이크로로봇에 발생 되는 토크는 다음과 같다.

$$\tau = I\mathbf{M} \times \mathbf{B} \tag{1}$$

여기서 토크 생성의 원리에 의해 마이크로로봇은 헬름홀츠 코일의 전류제어를 통해 회전하게 된다. 그리고 맥스웰 코일에 의해 발생하는 선형 추진력은 다음과 같이 계산된다.

$$\mathbf{F} = \mu_0 V (\mathbf{M} \cdot \nabla) \mathbf{H} \tag{2}$$

헬름홀츠 코일에 의해 발생하는 자기장 세기와 맥스웰 코일에 의해 생기는 자기장 세기는 다음 식으로 나타낼 수 있다.⁽¹¹⁾

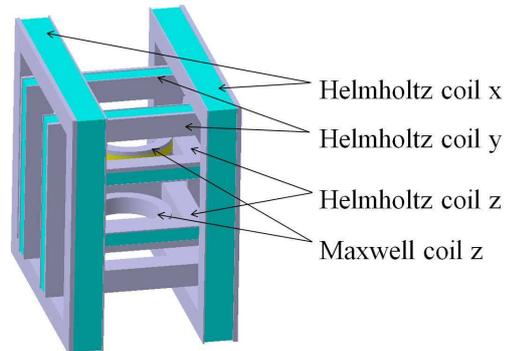


Fig. 1 Schematic diagram of EMA coil system

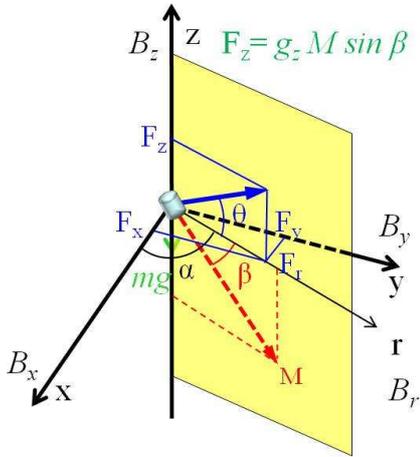


Fig. 2 Propulsion of microrobot in 3D space

$$\mathbf{H}_h = \begin{bmatrix} \frac{0.716i_h \times n}{r_h} & 0 & 0 \end{bmatrix}^T \quad (3)$$

$$\mathbf{H}_m = [-0.5g_m x \quad -0.5g_m y \quad g_m z]^T \quad (4)$$

$$g_m = 0.641 \frac{i_m \times n}{r_m^2} \quad (5)$$

2.2 마이크로로봇의 정렬 및 이동

제안된 전자기 구동 시스템의 코일배치는 Fig. 1에 나타나 있다. 마이크로로봇의 3차원 공간 내 이동을 위해 마이크로로봇을 원하는 방향으로 정렬시키고, 이동하고자 하는 방향으로 추진력을 발생시켜야 한다. 제안된 전자기 구동 시스템을 이용하여 마이크로로봇을 임의 방향으로 정렬하기 위해서는 x, y, z축에 배치된 3쌍의 헬름홀츠 코일을 이용한다. 3쌍의 헬름홀츠 코일에 발생하는 자기장의 세기와 방향을 조절하여 임의 방향으로 일정한 세기의 균일한 자기장을 형성시켜 주면 마이크로로봇은 그 방향으로 정렬된다.

Fig. 2에서 알 수 있듯이, 3차원 공간상에서 임의 방향으로 임의 세기의 자기장을 생성하기 위해서 각 축 방향으로 발생하는 자기장의 세기는 다음과 같이 나타낼 수 있다.

$$\mathbf{B} = \begin{bmatrix} B_x \\ B_y \\ B_z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} B \cos \alpha \cos \beta \\ B \sin \alpha \cos \beta \\ B \sin \beta \end{bmatrix} \quad (6)$$

마이크로로봇이 주어진 정렬각도(α , β)로 정렬되기 위한 자기장 벡터 \mathbf{M} 의 정렬을 고려하면 다음과 같이 나타낼 수 있다.

$$\mathbf{M} = \begin{bmatrix} M_x \\ M_y \\ M_z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} M \cos \alpha \cos \beta \\ M \sin \alpha \cos \beta \\ -M \sin \beta \end{bmatrix} \quad (7)$$

제안된 전자기 구동 시스템에서 마이크로로봇의 추진 메커니즘은 Fig. 2과 같이 나타낼 수 있다. 마이크로로봇이 3차원 공간상에 놓이게 되면 중력이 작용하게 되고 이때, 공간상에서 임의의 방향으로 \mathbf{F} 라는 추진력을 내기 위해서는 각 축 방향으로 다음과 같은 추진력이 발생되어야 한다.

$$\mathbf{F} = \begin{bmatrix} F_x \\ F_y \\ F_z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} F \cos \alpha \cos \theta \\ F \sin \alpha \cos \theta \\ F \sin \theta + mg \end{bmatrix} \quad (8)$$

여기에서 만약 z축 맥스웰 코일에 흐르는 전류를 반대로 해주면 식 (4)는 다음과 같이 나타내어 질 수 있다.

$$\mathbf{H}_m = [0.5g_z x \quad 0.5g_z y \quad -g_z z]^T \quad (9)$$

이때 마이크로로봇의 정렬방향(α , β)과 z축 맥스웰 코일에 의해 발생하는 각축 방향의 자기장 기울기를 고려하면 식 (2)의 마이크로로봇에 작용하는 전자기력 (magnetic force)은 다음 식과 같이 구할 수 있다.

$$\mathbf{F} = \begin{bmatrix} F_x \\ F_y \\ F_z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0.5g_z MV \cos \alpha \cos \beta \\ 0.5g_z MV \sin \alpha \cos \beta \\ g_z MV \sin \beta \end{bmatrix} \quad (10)$$

일반적으로 마이크로로봇의 부피와 자화강도를 상수로 알고 있다. 따라서 마이크로로봇을 특정 방향으로 임의 세기의 힘으로 추진력을 내려고 한다면 r-z평면에서의 정렬각도(β)와 z축 맥스웰 코일의 자기장 기울기 값(g_z)을 알아야만 한다. 식 (8)과 식 (10)을 이용하면 다음과 같은 관계식을 얻을 수 있다.

$$g_z MV = \frac{2F \cos \theta}{\cos \beta} \quad (11)$$

$$g_z MV \sin \beta = F \sin \theta + mg \quad (12)$$

두 식을 연립하여 풀면 정렬각도(β)와 z축 맥스웰 코일의 자기장 기울기 값(g_z)을 다음과 같이 구할 수 있다.

전자기 구동 시스템을 이용한 마이크로로봇의 3차원 이동 및 드릴링

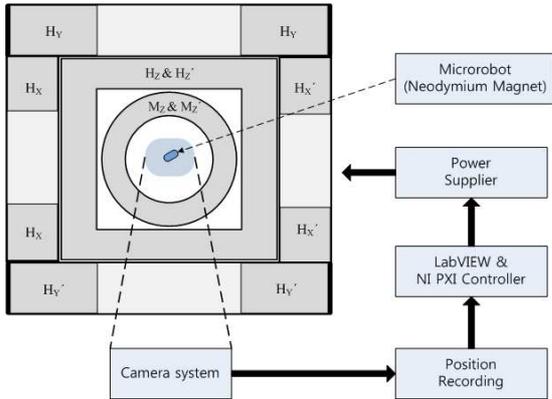


Fig. 5 Experimental setup

코일에 전류를 인가하기 위해 컴퓨터로 제어 가능한 전원 공급장치 4대(Agilent 6652A, California Instruments MX15, 3001iX)를 사용하였다. 전류 값을 제어하기 위해 LabVIEW 프로그램과 PXI 제어 장치(National Instruments)를 사용하였고, 팬텀에서 마이크로로봇의 이동실험을 위해 속도와 방향을 조절할 수 있도록 2개의 상용 조이스틱을 사용하였다.

3.3 3차원 이동 기본 실험

먼저 제안된 시스템을 이용해서 관심영역 내에서 마이크로로봇(지름:2mm, 높이:2mm, 실린더 형태의 네오디뮴 자석, 질량:0.45g)이 원하는 각도로 정확하게 이동하는 지에 대한 실험을 실시하였다. 먼저 관심영역 내부에 350cP의 실리콘 오일로 채워진 큐브(20mmX10mmX20mm)가 놓이게 되고 내부에 마이크로로봇을 위치 시켰다. 기초적인 이동실험은 $\alpha = 90^\circ$ 인 경우, y-z 평면에서 마이크로로봇이 중력을 고려해 정확한 경로를 따라 움직이는지에 대한 실험을 실시 하였다. θ 가 30, 40, 50, 60°로 이동하는 실험에 대하여 각각을 5번씩 반복실험을 수행하였다. 이미지 분석을 통하여 실험에 대한 결과분석을 수행하였다.

첫번째 실험결과를 Fig. 6에 나타낸 것처럼 각 경우에 대하여 마이크로로봇의 이동각도를 측정해, 그 결과를 Table 2에 정리하였다.

실험결과에서 마이크로로봇의 이동방향이 원하는 방향으로 약 2 ~ 3°의 오차내에서 정밀하게 이동됨을 알 수 있다.

3.4 뇌실 팬텀 이동 및 드릴링 실험

3차원의 뇌실 팬텀 내에서 이동할 수 있고 막힌 부분을 드릴링 하는 가능성을 확인하기 위하여 뇌실 모형을 이용하여 마이크로로봇이 그 내부를

Table 2 Experimental results of basic locomotion test

Deg.	1	2	3	4	5	Avr.
30	31.13	30.55	31.36	31.82	31.05	31.17
40	41.35	42.04	41.83	41.87	39.36	41.29
50	52.29	52.63	51.15	50.87	53.54	52.09
60	63.31	63.45	62.27	62.28	61.87	62.63

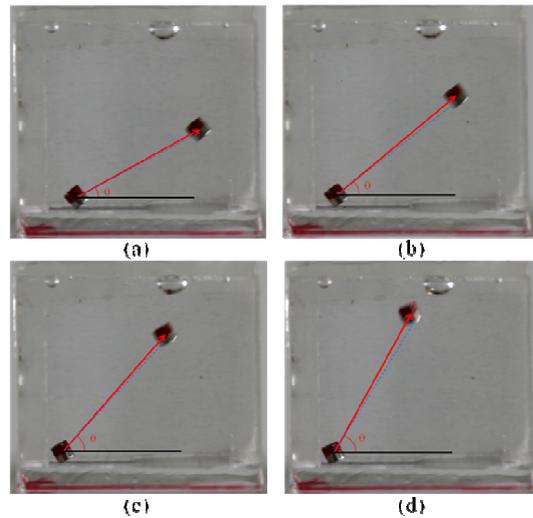


Fig. 6 Basic locomotion test ((a) $\theta = 30^\circ$, (b) $\theta = 40^\circ$, (c) $\theta = 50^\circ$ and (d) $\theta = 60^\circ$)

이동하는 실험을 수행하였다. 실제 인체의 뇌실 이미지로부터 뇌실의 3차원 형상을 추출하여 모형을 만들고 내부는 뇌액 점성과 비슷한 350cP의 실리콘 오일로 채워졌다. 그리고 팬텀의 한쪽 부분은 뇌막 대체물질로 0.25%의 염색된 아가를 채워 놓았다.

실험에서는 카메라를 통하여 육안으로 마이크로로봇을 관찰하고 복잡한 팬텀 내에서 마이크로로봇을 이동시켜야 한다. 상용 조이스틱을 이용하여 각 코일에 인가되어야 하는 전류를 제어하여, 마이크로로봇(지름:2mm, 높이:2mm, 실린더 형태의 네오디뮴 자석이 삽입된 표면이 거친 구 형태, 질량:0.54g, 지름:3.5mm)의 이동 및 드릴링 운동을 구현 하였다. 실험 결과는 Fig. 7에 나타내었다. 마이크로로봇은 제3뇌실과 제2뇌실을 경유하여 제1뇌실 끝단으로 이동한 후, 다시 원래 경로를 통해 제3뇌실 막힌 부분으로 이동한다. 마이크로로봇의 이동거리는 약 180mm, 이동 시간은 86초 소요되었다. 마이크로로봇이 막힌 부분에 도착 후 드릴링 기능을 수행하였으며 드릴링에 소요된 시간은 50초 정도였다.

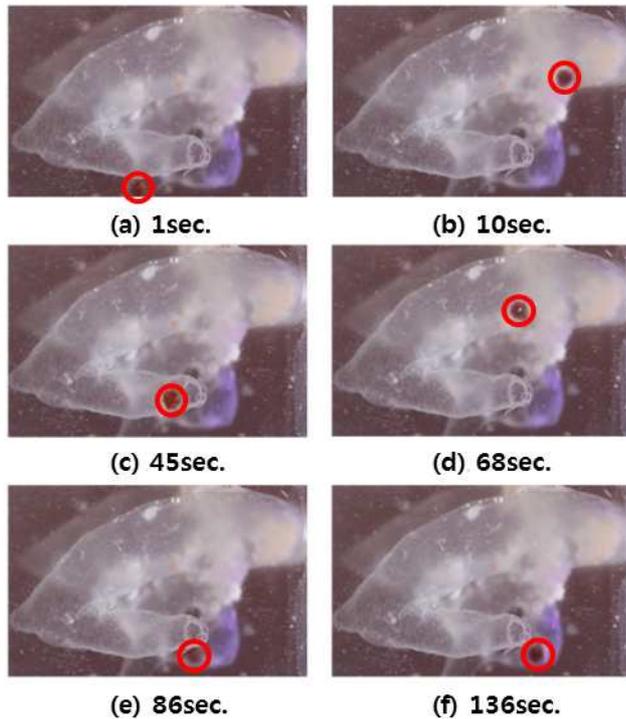


Fig. 7 Locomotion in brain phantom

이 실험을 통해 3차원의 복잡한 뇌실 내에서 가능성을 확인할 수 있다

4. 결 론

이 논문에서는 뇌 질환치료용 마이크로로봇을 위한 전자기 구동 시스템을 제안하였다. 기존에 제안된 시스템들은 인체에의 적용이나 코일 배치, 에너지적인 면에서 많은 문제점을 가지고 있었다. 우리는 이러한 문제점을 해결하고자 3쌍의 고정형 헬름홀츠 코일과 1쌍의 고정형 맥스웰 코일을 이용하여 기존의 전자기 구동 시스템과 동일한 기능을 수행하는 시스템을 제안하였다. 먼저 시스템에 대한 수학적 모델링을 통하여 이 시스템의 가능성을 확인하였다. 또한 실험을 통해 마이크로로봇이 3차원 공간상에서 이동 및 드릴링 기능을 수행할 수 있다는 것을 확인하였고, 뇌실 팬텀 내에서 이동하는 실험을 통해 유용성을 확인하였다. 다음으로 드릴링 기능에 대한 이론적 분석과, 실험을 통해 0.25% 아가를 뚫을 수 있다는 것을 확인했다. 결론적으로 제안된 전자기 구동시스템은 간단한 코일 시스템을 가지면서도 기존의 전자기 구동시스템과 동일한 성능을 구현할 수 있는 전자기 구동 마이크로로봇 시스템을 검증할 수 있었다.

후 기

본 연구는 지식경제부 전략기술개발사업(과제번호: 10030037)의 지원으로 수행되었으며 이에 감사 드립니다.

참고문헌

- (1) Kim, B. J., Hong, S. B., Shim, T. S., Lim, C. M., Lee, S. D., Koh, Y., Kim, W. S., Kim, D. S., Kim, W. D. and Oh, Y. M., 2006, "Cause of Death in COPD Patients of a Referral Hospital," *Tuberculosis and Respiratory Diseases*, Vol. 60, pp.510~511.
- (2) Park, I. S., Lee, C. M., Kim, Y. T. and Ha, H. G., 1998, "Post-Shunt Infection in Hydrocephalus" *KISEP Clinical Research, J Korean Neurosurg Soc* 27, pp.476~480.
- (3) Cho, J. H., 2010, "Endoscopic Endonasal Transsphenoidal Skull Base Surgery" *Korean J otorhinolaryngol Head Neck Surg*, pp.135~142.
- (4) Nelson, B. J., Kaliakatsos, I. K. and Abbott, J. J., 2010, "Microrobots for Minimally Invasive Medicine," *Annual Review of Biomedical Engineering*, Vol. 12, pp. 55~85.
- (5) Abbott, J. J., Nagy, Z., Beyeler, F. and Nelson, B. J., 2007, "Robotics in the Small-Part I : Microrobotics," *IEEE Robotics and Automation Magazine*, Vol. 14, pp. 92~103.
- (6) Thomas, W. R., Kailat, P. V. and Abbott, J. J., 2010, "Wireless Control of Magnetic Helical Microrobots Using a Rotating-Permanent-Magnet Manipulator," *IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, pp.576~581.
- (7) Tammz, S., Gourdeau, R., Chanu, A., Mathieu, J. B. and Martel, S., 2008, "Real-Time MRI-Based Control of a Ferromagnetic Core for Endovascular Navigation," *IEEE Transaction on Biomedical Engineering*, Vol. 55, pp.1854~1863.
- (8) Yu, C., Kim, J., Choi, H., Choi, J., Jeong, S., Cha, K., Park, J. and Park, S., 2010, "Novel Electromagnetic Actuation System for Three-Dimensional Locomotion and Drilling of Intravascular Microrobot," *Sensors and Actuators A : Physical*, Vol. 161, pp. 297~304.
- (9) Lin, S. T. and Kaufmann, A. R., 1953, "Helmholtz Coils for Production of Powerful and Uniform Fields and Gradients," *Reviews of Modern Physics*, Vol. 25, pp. 182~190.
- (10) Jin, J. M., 1998, "Electromagnetics in Magnetic Resonance Imaging," *IEEE Antennas and Propagation Magazine*, Vol. 40, pp. 7~22.
- (11) Han, B. H., Park, S. and Lee, S. Y., 2008, "Gradient Waveform Synthesis for Magnetic Propulsion Using MRI Gradient Coils," *Physic in Medicine and Biology*, Vol. 53, pp. 4639~4649.