

MR 유체를 이용한 촉감구현장치의 설계 및 성능 평가

Design and Performance Evaluation of Tactile Device Using MR Fluid

김진규* · 오중석* · 한영민** · 최승복*†

Jin-Kyu Kim, Jong-Seok Oh, Young-Min Han and Seung-Bok Choi

Key Words : Tactile device (촉감구현장치), MR fluid (MR 유체), Neuro-fuzzy algorithm (뉴로-퍼지 알고리즘), Minimally invasive surgery (최소침습수술)

ABSTRACT

This paper proposes a novel type of tactile device utilizing magnetorheological (MR) fluid which can be applicable for haptic master of minimally invasive surgery (MIS) robotic system. The salient feature of the controllability of rheological properties by the intensity of the magnetic field (or current) makes this potential candidate of the tactile device. As a first step, an appropriate size of the tactile device is designed and manufactured via magnetic analysis. Secondly, in order to determine proper input magnetic field the repulsive forces of the real body parts such as hand and neck are measured. Subsequently, the repulsive forces of the tactile device are measured by dividing 5 areas. The final step of this work is to obtain desired force in real implementation. Thus, in order to demonstrate this goal a neuro-fuzzy logic is applied to get the desired repulsive force and the error between the desired and actual force is evaluated.

1. 서 론

최근 로봇을 이용한 많은 연구가 진행되면서 로봇 관련 기술이 다양한 산업 분야로 널리 도입되고 있다. 특히 의료분야에서는 복강경수술을 위해 의료용 로봇을 이용한 최소침습수술 (MIS: minimally invasive surgery)이 대두되고 있다. 최소침습수술은 환자의 수술부위에 구멍을 내어 수술도구와 카메라를 삽입하여 집도의가 모니터를 보며 시행하는 수술로 수술상처가 미관상 보기 좋고, 통증이 매우 적으며, 환자의 회복속도가 빨라 일상생활로 빠르게 복귀 할 수 있다는 장점이 있다. 이러한 장점들을 갖는 로봇 시스템으로는 Computer Motion 사의 ZEUS⁽¹⁾와 Intuitive Surgical 사의 Da Vinci⁽²⁾가 있다. 이 두 로봇시스템은 현재 상용화되어 실제 수술에서도 많이 쓰이고 있다. 하지만 이러한 최소침습

수술에는 기존의 개복수술과는 달리 집도의가 직접 만지고 확인하며 느낄 수가 없고, 움직임과 시야에 제약이 따르게 되는 단점이 있다. 이러한 문제점들을 극복하기 위해 다양한 연구가 보고되고 있다. 이중 지능재료를 이용한 촉감 구현에 대한 연구가 대 표적이다.

Scilingo 등⁽³⁾은 MR (magnetorheological) 유체를 이용한 햅틱인터페이스 (haptic interface) 시스템을 설계하였으며, 심리테스트를 통해 그 성능을 입증하였다. Yang 등⁽⁴⁾은 MR 유체를 사용하여 조절이 가능한 소형 강성디스플레이 (tunable stiffness display)를 설계하여 실험하였다. Velázquez 등⁽⁵⁾은 형상기억합금 (shape memory alloy)을 이용한 촉감구현장치를 설계하여 가능성을 확인하였다.

이러한 지능재료들 중 MR 유체는 자기장 (magnetic field)에 의하여 상변화가 일어나는 지능 유체⁽⁶⁾로서 자기장의 세기에 의하여 전단저항력이 조절되는 특성을 갖는다. 이러한 특성은 인체 장치의 점탄성적인 촉감을 구현하는데 있어 유리하다.

본 연구에서는 MR 유체를 사용한 촉감구현장치 (tactile device)를 설계하였다. 그리고 인가되는 자기장에 따라 발생하는 반력을 측정하여 테이블과

† 교신저자; 정회원, 인하대학교 기계공학과

E-mail : seungbok@inha.ac.kr

Tel : 032-860-7319, Fax : 032-868-1716

* 인하대학교 기계공학과

** 아주자동차대학 자동차제어및진단기술

실험식을 도출하였으며, 실제 장치에서 발생하는 반력을 표현하기 위한 자기장 입력을 구하기 위하여 뉴로-퍼지 알고리즘 (neuro-fuzzy algorithm)을 사용하여 성능을 평가하였다.

2. 촉감구현장치 설계

Figure1은 인체 장기의 촉감을 구현하기 위한 촉감 구현장치의 개념도이다. 핀 어레이 타입 (pin array type)으로 총 4개의 핀으로 구성되어 있으며 각 핀에는 코일이 감겨 있고 그 위에는 MR유체가 담겨있는 다이어프램 (diaphragm)이 위치한다. 코일의 중심이 되는 핀과 코일의 양쪽 끝단은 강 자성체로 구성되어 자극을 형성하고 이웃한 핀들은 자극의 방향을 반대로 하여 Figure 1과 같은 자기장 경로 (magnetic path)를 갖는다. 와셔 (washer)는 다이어프램과 핀을 체결해주며 MR 유체의 누수도 방지해준다. 자기회로에 전류가 흐르면 자극에 자기장이 발생하게 되고 MR유체로 가득 찬 다이어프램을 누를 때 항복응력이 발생되어 반력을 느끼게 된다. 이 때 MR 유체 층의 두께는 두꺼워지면 자기장의 영향을 적게 받고 너무 얇아지면 장치의 촉감을 구현하기 어려워져서 10mm가 최적임을 반복된 실험을 통해 알 수 있었다.

인체의 실제 장치의 다양한 반력을 표현하기 위하여 자기회로의 설계가 필요하다. 또 실제 장치의 촉감을 구현하기 위해서는 실제 장치의 반력 값을 알아야 하지만 이는 매우 어렵기 때문에 이와 유사할 것이라 판단되는 인체의 각 부위를 실험대상으로 정하였다. 자기회로에 인가되는 전류는 0A ~ 3A로 설정하였고 회로의 설계를 위해 실제 인체의 각 부

Table 1 Repulsive force of body parts	
Body parts	Repulsive Force (N)
Hand	0.6 ~ 0.9
Neck	0.6 ~ 1.2
Abdomen	0.4 ~ 1.3
Thigh	0.7 ~ 1.2
back	1.0 ~ 1.5

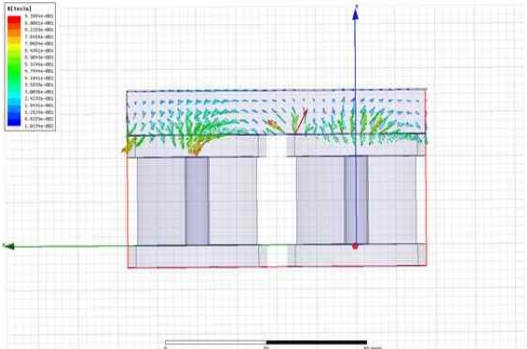


Figure 2 Magnetic path of tactile device

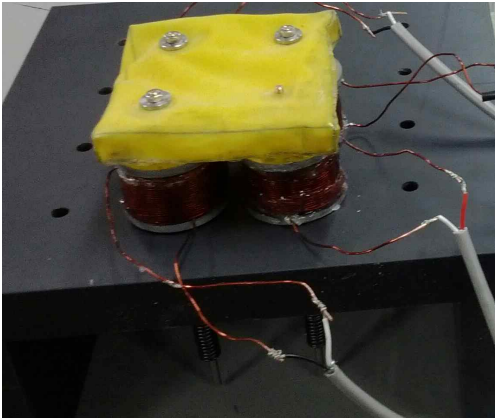


Figure 3 Photograph of tactile device

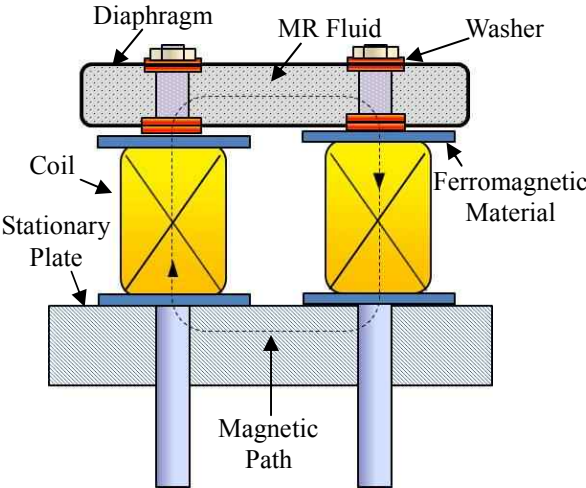


Figure 1 Configuration of tactile device

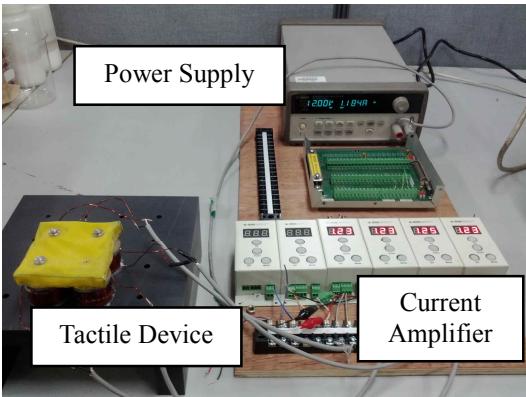


Figure 4 Experimental setup for tactile device

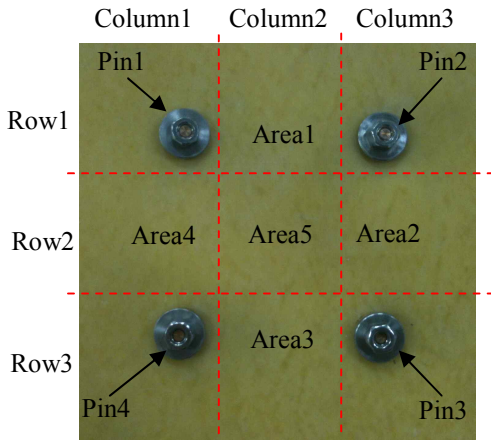


Figure 5 Divided area for experiment

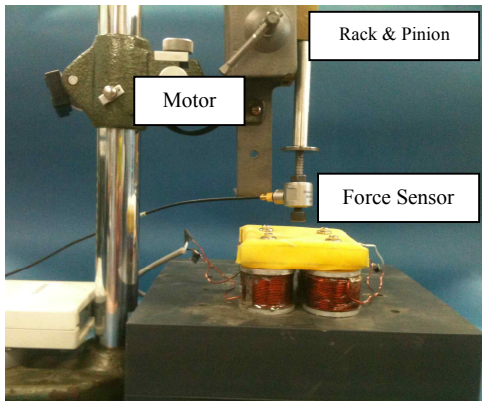


Figure 6 Force measurement test

위별 반력 값을 알아야 할 필요가 있다. 이 값을 구하기 위해 포스센서를 사용하였고 이렇게 측정된 값은 Table 1과 같이 0.3N ~ 1.5N이다. Table 1과 같이 동일한 힘을 구현하기 위해서는 필요한 자기장 입력 값을 알아야 한다. 이를 위해 코일대신 영구자석을 사용하였으며 영구자석과 MR 유체층간의 간격을 바꿔가며 MR 유체 층에서 발생하는 반력의 크기를 측정하여 인체의 반력 값과 유사한 값이 나오는 자기장 범위를 구하였고 측정된 결과는 3mT ~ 12mT이다.

$$B = knI \quad (1)$$

위의 식은 자기장과 전류간의 관계를 나타내는 식으로 B 는 자기장의 세기, k 는 상수, n 은 단위 길이당 감은 횟수 그리고 I 는 인가된 전류이다. 위 식과 실험으로 구한 자기장 범위를 가지고 Ansoft Maxwell을 이용하여 시뮬레이션을 한 결과 Figure 2와 같이 나왔고 자기장의 범위는 영구자석을 이용

Table 2 Repulsive force of Area5 (N)

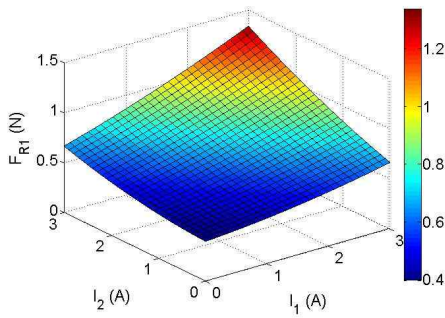
I_2 (A)	I_1 (A)	I_4 (A)	I_3 (A)			
			0	1	2	3
0	0	0	0.392	0.473	0.549	0.622
		1	0.481	0.539	0.616	0.691
		2	0.604	0.619	0.68	0.764
		3	0.819	0.685	0.768	0.814
	1	0	0.476	0.537	0.618	0.694
		1	0.541	0.571	0.695	0.763
		2	0.616	0.685	0.766	0.842
		3	0.675	0.742	0.83	0.913
	2	0	0.554	0.62	0.682	0.771
		1	0.618	0.682	0.767	0.843
		2	0.682	0.74	0.833	0.918
		3	0.771	0.843	0.917	0.996
	3	0	0.618	0.689	0.768	0.824
		1	0.685	0.768	0.851	0.946
		2	0.764	0.853	0.932	1.095
		3	0.812	0.921	1.018	1.133

했을 때와 매우 유사한 것을 알 수 있었다.

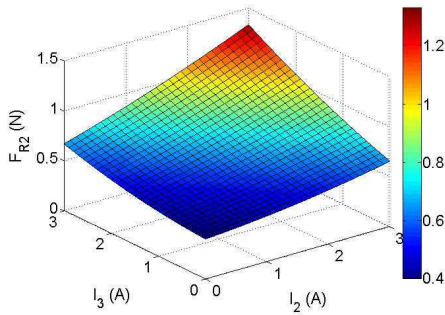
이때 핀의 각 치수는 코일부분의 직경이 35mm, 높이는 20mm, 강자성체 (ferromagnetic material)의 원판의 직경은 35mm, MR 유체 층의 높이는 10mm이고 핀의 중심간 간격은 40mm이며 전류의 방향은 서로 반대방향이다. Figure 3은 위의 과정으로부터 제작된 촉감구현장치의 모습이다.

3. 반력 측정

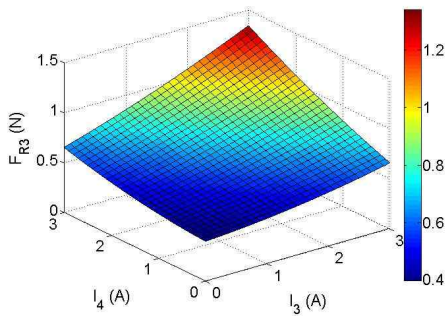
Figure 4는 제작된 촉감구현장치의 실험을 위해 구성한 모습이다. 전원공급기 (power supply)를 통해 전원을 공급하게 되고 전류증폭기 (current amplifier)에서 각 자기회로에 적절한 전류를 공급하게 된다. 설계된 핀은 모두 동일하게 제작되었으며 Figure 5와 같이 4개의 핀이 배열되어 있다. 실험을 위해 Figure 5와 같이 상단 부분을 Area1으로 하여 시계방향으로 Area2, Area3, Area4로 하고 가운데부분을 Area5로 나누어 총 5개의 구역을 설정하였다. 그리고 왼쪽 상단의 핀을 Pin1으로 하여 시계방향으로 Pin2, Pin3, Pin4로 설정하였으며 각 핀에 걸리는 전류는 I_1, I_2, I_3, I_4 이다. 각 영역에서



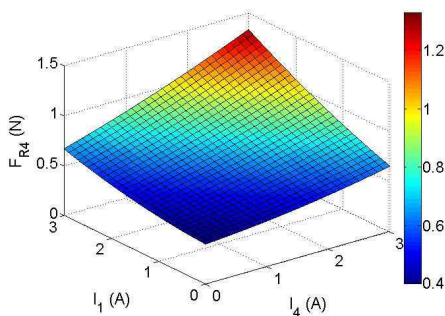
(a) area1



(b) area2



(c) area3



(d) area4

Figure 7 Measured repulsive force of each area

발생되는 반력을 인접하는 두 핀에 인가되는 전류에 변화를 주면서 동일한 방식으로 측정하였다. MR 효과로 생성된 반력을 측정하기 위하여 Figure 6과 같이 지그 앞 단에 포스센서를 장착하고 일정한 속도로 반력을 측정하기 위하여 구동동력은 모터를 사용하였다. 또한 측정된 반력의 신뢰성을 향상시키기 위하여 각 포인트 별로 실험을 반복 수행하였다. Table 2는 Area5의 반력의 크기를 인접한 네 핀에 걸리는 전류 I_1, I_2, I_3, I_4 의 변화에 따른 값을 나타낸 것이다. 전류가 인가 되지 않았을 경우 약 0.392N의 힘이 발생하였고 인가되는 두 전류가 최대 3A일 때 약 1.133N의 힘이 발생되었다. Table 1과 비교해보면 반력의 분포 범위가 유사한 것을 알 수 있다. Area1 ~ Area4는 인접한 두 개의 핀에 인가되는 전류에 따른 반력의 크기를 측정하였다. Figure 7 (a) ~ (d)는 Area1 ~ Area4에서 각 핀에 인가되는 전류의 값에 따른 반력의 변화를 나타낸 그래프이다. 그래프를 보면 4개의 영역 모두 유사한 형태를 보인다는 것을 알 수 있다.

4. 뉴로-퍼지 알고리즘

4.1 최소침습수술 시스템

최소침습수술 시에 집도되는 마스터장치를 통해 슬레이브로봇 (slave robot)을 움직이게 되고 집도되는 부위를 슬레이브로봇을 통해 반력과 위치정보를 얻으면 이 정보들을 촉감구현장치에서 구현하게 되고 집도되는 촉감구현장치를 통해 느낌을 느끼게 된다. 하지만 위 실험은 촉감구현장치의 제한된 영역 내에서만 진행되었다. 따라서 모든 영역에서 원하는 반력을 구현하기 위해서는 테이블만으로는 부족하다. 이러한 문제를 해결하기 위해 뉴로-퍼지 알고리즘 (neuro-fuzzy algorithm)⁽⁷⁾을 도입하였다. 이 알고리즘은 수학적 개념이 간단하고, 복잡하고 부정확한 데이터에 대해 허용적이며, 주어진 시스템에 부가적인 기능을 추가하기에도 쉬우며 매우 유연하다는 장점이 있어 본 연구에 적합하다.

Figure 8은 뉴로-퍼지 알고리즘을 사용할 경우 전체적인 작동원리를 블록 다이어그램으로 나타낸 모습이다. 먼저 슬레이브로봇이 실제 장치의 반력과 위치정보를 얻으면 이 값들로부터 뉴로-퍼지 알고리즘을 이용하여 적절한 자기장을 촉감구현장치에 걸어주게 된다. 이렇게 작동된 촉감구현장치는 의사로 하여금 실제 장치를 느낄 수 있게 한다.

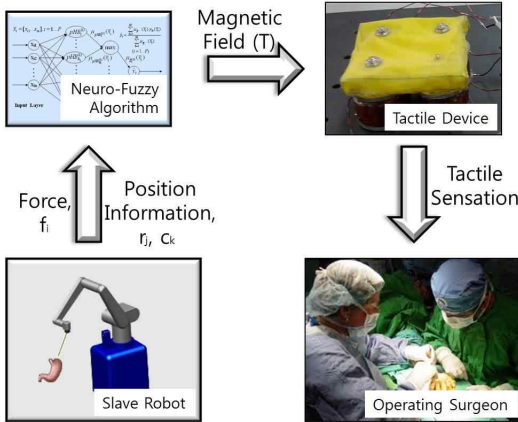


Figure 8 MIS system using tactile device

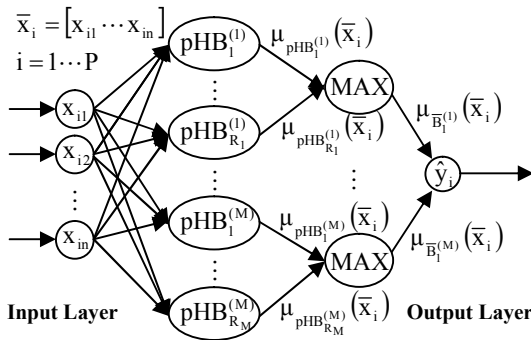


Figure 9 Structure of the neuro-fuzzy system used for the tactile device

4.2 뉴로-퍼지 시스템

(\bar{x}_i, y_i) , $\bar{x}_i = [x_{i1} \ x_{i2} \ \dots \ x_{in}]$, $(i = 1, \dots, P)$ 와 같은 입출력 표본으로 구성된 트레이닝 집합 (training set)이 주어졌다고 가정한다. 여기서 \bar{x}_i 는 데이터 집합의 i 번째 입력벡터이다. 이 데이터를 표현하는 미지의 함수 f 의 수학적 모델을 세우면,

$$f: \mathfrak{R}^n \rightarrow \mathfrak{R}^l \quad (2)$$

$$\bar{x} \mapsto y_i | y_i = f(\bar{x}_i)$$

본 연구에서는 수학적 모델을 세우는 다양한 방법 중에서 뉴로-퍼지시스템을 사용하였다. Figure 9은 뉴로-퍼지 시스템의 구성을 나타낸 그림이다. $pHB_h^{(m)}$ 은 m 번째 퍼지규칙 R_m 의 h 번째 순수한 하이퍼박스 (hyperbox)이다. 여기서 $m = 1, \dots, M$ 이다. $\mu_{pHB_h^{(m)}}(\bar{x}_i)$ 는 $pHB_h^{(m)}$ 내의 \bar{x}_i 의 멤버쉽 값

Table 4 Control results

Desired Force (N)	Actual Force (N)	Error (%)
0.541	0.548	1.29
0.74	0.752	1.62
0.921	0.906	1.63
1.133	1.116	1.50
1.321	1.314	0.53

(membership value)이다. $\mu_{\bar{B}_l^{(m)}}(\bar{x}_i)$ 는 R_m 의 하이퍼박스들로 구성되어있는 m 으로 라벨 표시된 하이퍼박스 내의 \bar{x}_i 의 멤버쉽 값이다. 만약 입력벡터 \bar{x}_i 가 결정되었다면 이에 대응하는 예측 가능한 출력 값은 다음과 같이 얻을 수 있다.

$$\hat{y}_i = \frac{\sum_{k=1}^M \mu_{\bar{B}_l^{(k)}}(\bar{x}_i) \cdot y_{ki}(\bar{x}_i)}{\sum_{k=1}^M \mu_{\bar{B}_l^{(k)}}(\bar{x}_i)}, \quad (i = 1, \dots, P) \quad (3)$$

여기서, y_{ki} 는 k 번째 초평면 (hyperplane)에 대응되는 값으로 다음과 같이 계산된다.

$$\bar{y}_i = a_0^{(k)} + \bar{x}_i \bar{a}^{(k)T} \quad (4)$$

$$\bar{a}^{(k)} = [a_1^{(k)} \ \dots \ a_n^{(k)}]$$

$a_j^{(k)}$ ($j = 0, \dots, n$)는 최소자승법 (least square method)에 의해 계산된 k 번째 ($k = 1, \dots, M$) 초평면과 k 번째 하이퍼박스에 소속된 데이터 샘플 집합의 계수이다.

이를 사용하면 역 모델 (inverse model)로서 뉴로-퍼지시스템에 의해 각 자기회로에 자기장 입력 값이 입력된다. 뉴로-퍼지 시스템에서 반력과 위치 정보는 입력 값이 되고 전류의 값은 출력 값이 된다. 위치정보는 row와 column으로 표현이 된다.

Table 4는 설계된 뉴로-퍼지 알고리즘을 이용하여 실험을 한 결과이다. 먼저 임의의 위치에서 구현할 힘의 크기 (desired force) 5가지를 선정하여 뉴로-퍼지 알고리즘을 통해 자기회로에 인가될 전류의 크기를 결정하였다. 이렇게 결정된 전류를 자기회로에 입력한 후 실제 촉감구현장치에서 발생하는 힘 (actual force)을 측정하여 오차를 비교하였다. 오차는 평균 1.314%로 매우 일치함을 알 수 있었다.

5. 결 론

본 연구에서는 MR유체를 사용한 촉감구현장치를 설계하고 성능을 확인하였다. 이를 위하여 실제 인체를 통해 촉감을 느낄 수 있는 반력의 크기를 측정하였고 영구자석과 자기장 해석을 통해 실제 제작을 하였다. 그리고 인접한 편에 인가되는 전류에 따라 각 영역에서 발생하는 반력의 크기가 어떻게 변하는지 실험을 통해 확인하였고 전류와 그에 따른 반력을 테이블로 작성하였다. 또한 제한된 영역 내에서 실험이 이루어졌기 때문에 모든 영역으로 확대하기 위하여 뉴로-퍼지 알고리즘을 도입하였고 성능도 확인하였으며 매우 일치함을 알 수 있었다.

하지만 실제 최소침습수술에 사용될 시 슬레이브 로봇과 연동을 위해 추가적인 알고리즘의 개발이 필요하다. 그리고 직접 사람이 눌러보았을 경우 실제 인체 및 장치와 촉감이 어떻게 다른지 알 필요가 있다. 이를 위해 추가적인 알고리즘의 개발과 심리테스트 (psychophysical test)가 진행될 예정이다.

후 기

이 논문은 2012년도 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 연구임 (No. 2012-0005613)

참 고 문 헌

- (1) Computer Motion,
<http://www.computermotion.com>
- (2) Intuitive Surgical,
<http://www.intuitivesurgical.com>
- (3) Scilingo, E. P., Sgambelluri, N., De Rossi, D. and Bicchi, A., 2003, Haptic Displays based on Magnetorheological Fluids: Design, Realization and Psychophysical Validation, Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator System, HAPTICS 2003, Proceedings 11th Symposium on, pp.10~15
- (4) Yang, T. H., Kwon, H. J., An, J., Koo, J. H., Kim, S. Y. and Kwon, D. S., 2010, Development of a miniature tunable stiffness display using MR Fluids for Haptic Application, Sensor and Actuators, Vol.163, Issue 1, pp.180~190
- (5) Velázquez, R., Pissaloux, E. E., Hafez, M. and Szwedczyk, J., 2008, Tactile Rendering with Shape

Memory Alloy Pin Matrix, IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement, Vol.57, No.5, pp.1051~1057

(6) Seong, M. S., Lim, S. G., Choi, S. B. and Kim, C. H., 2010, Design and Performance Evaluation of MR Damper for Integrated Isolation Mount, Transactions of the Korean Society for Noise and Vibration Engineering, Vol.20, No.11, pp. 1046~1051.

(7) Nguyen, S. D. and Choi, S. B., 2012, A New Neuro-Fuzzy Training Algorithm for Identifying Dynamic Characteristics of Smart Damper, Smart Materials and Structures, Vol.21, No.8, pp.1~14