

지적투약시스템을 위한 자성유체 캡슐의 위치 제어

안창호* · 남윤주* · 박명관†

(2004년 1월 19일 접수, 2004년 5월 14일 심사완료)

Position Control of Capsule Filled with Magnetic Fluid for Targeted Drug Delivery System

Chang-ho Ahn, Yun-Joo Nam and Myeong-Kwan Park

Key Words : Magnetic Fluid(자성유체), Magnetic Fluid Capsule(자성유체 캡슐), Position Control(위치제어), Targeted Drug Delivery System(지적투약시스템), Superparamagnetism(초상자성)

Abstract

In this paper, in order to apply magnetic fluid with superparamagnetic property as the substitute of ferromagnetic materials, physical properties of magnetic fluid are investigated. A targeted drug delivery system using a capsule filled magnetic fluid is proposed where a magnetic fluid capsule and cylinders are considered as a drug and vital organs, respectively. The dynamic governing equation of this system first is derived. Fluid viscosity, clearance between a cylinder and a magnetic fluid capsule, and levitation height with respect to different cylinder height are considered as major parameters to evaluate dynamic characteristics of the system. The experiments and simulations for the position control of the magnetic fluid capsule in various cylinders are conducted using PID controller. The results show that magnetic fluid with the superparamagnetic property can be applied to a targeted drug delivery system.

1. 서 론

자성유체(magnetic fluid)는 마그네타이트, 망간, 코발트, 니켈, 철과 같은 강자성(ferromagnetic) 미립자의 표면에 올레인산이나 리놀산과 같은 불포화 지방산 계면활성제로 피복하여 물, 석유, 탄화수소와 같은 용매에 다량으로 분산시킨 일종의 콜로이드 용액이다. 자성유체에 자기장을 부하 하지 않을 경우, 자성유체 내부의 분산된 강자성 미립자들은 등방성을 가지며 임의의 방향으로 자유롭게 이동하나, 자기장을 부하 하였을 경우, 미립자들은 분극화 되어 자기장과 평행한 방향으로 이동하고 재배열되어 이방성을 가진다. 이러한 자성유체의 자화 특성은 외부에서 유체로 가해지는 전단

응력이나 유동에 대하여 저항력을 가지게 한다. 최근 산업의 발달과 급증한 기술 발전으로 인해 신소재 개발 및 항공·우주 관련 연구가 활발히 진행되고 있다. 이에 대한 부산물로, 유체의 고유 특성인 유동성과 고체의 고유 특성인 인자성을 공유하고 있는 자성유체의 물리적 성질을 이용한 새로운 응용장치의 개발이 이루어지고 있다. 특히 자성유체는 부하 되는 자기장에 대한 응답시간이 수 ms 로 매우 작기 때문에 실시간 제어가 가능하며, 기계 시스템과 전자제어 상호간의 융합이 용이하여 시스템 크기의 소형화가 유리하다. 뿐만 아니라 장치의 생산이나 구동 시 유입된 불순물에 대한 영향이 적고 독성이 없어 환경 친화성이 매우 큰 것이 장점이다. 이러한 자성유체에 관한 대부분의 연구들은 자장에 의한 점도 변화 특성 즉, 유변학적 특성을 이용한 것이며, 제안된 시스템에서 자성유체는 주로 작동유체로 사용된다는 것이 특징이다.⁽¹⁻¹⁵⁾

자성유체의 초상자성적(superparamagnetic) 성질에 기인한 작은 자기이완 시간 및 자화의 특성⁽¹⁶⁾

† 책임저자, 회원, 부산대학교 기계공학부 및 기계기술연구소

E-mail : mkpark1@pusan.ac.kr

TEL : (051)510-2464 FAX : (051)514-0685

* 부산대학교 대학원

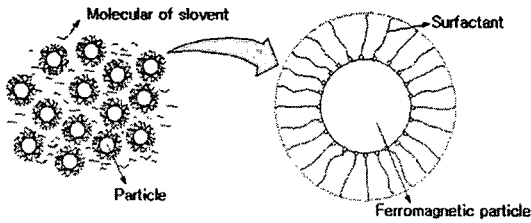


Fig. 1 Structure of magnetic fluid

은 강자성체(ferromagnetism)가 가지는 자화에 의한 비선형적인 동적 요소들을 개선할 수 있으므로 강자성체의 대체물질로서의 적용이 매우 유리하다. 따라서 본 연구에서는 이러한 특성을 이용하여 지적 투약 시스템(targeted drug delivery system)에 자성유체의 적용가능성을 검토하고자 한다.

약물의 약효는 생체 내의 특정부위에 도달한 약물에 의해 발휘되고, 다른 부위로 가는 약물은 주로 부작용의 원인이 된다. 특히 항암제, 유전자 물질과 같이 정상조직에서의 부작용이 심각한 약물은 특수한 기술을 이용하여 지적 환부로의 약물 전달을 극대화할 필요가 있다. 따라서 약물이 안정적이고 정확하게 환부로 이동할 수 있는 지적 투약 시스템의 개발이 절실하다.

본 논문에서는 자성유체 캡슐을 이용한 지적 투약 시스템의 가능성을 제시하기 위하여 혈관 또는 장기 내부의 약물 거동을 단순화하여 수학적 모델링을 구하고, 이에 대한 지배방정식을 유도한다. 그리고 다양한 공학 분야에서 널리 사용하고 있는 PID 제어 기법을 이용하여 약물로 고려할 수 있는 자성유체 캡슐의 위치 제어에 관한 시뮬레이션과 실험을 수행함으로써 구성된 지배방정식의 타당성을 확인한다. 또한 지적 투약 시스템의 광범위한 적용을 검토하기 위해서 약물의 거동에 영향을 미치는 외부 조건들을 변화시켜 실험을 수행함으로써 지적 투약 시스템에 대한 자성유체의 적용 가능성을 검증한다.

2. 자성유체의 물리적 특성

자성유체에 분산되어 있는 강자성체 미립자는 입자 표면이 계면활성제의 분자층으로 피복되어 있어 안정된 분산성을 지니고 있으며, Fig. 1은 자성유체의 구조를 나타낸다.⁽¹⁶⁾ 입자의 크기는 보통 1 μ m에서 100 μ m로 매우 작기 때문에 입자는 용매 내에서 분자처럼 거동한다. 그리고 입자의 분산성을 향상시키기 위해 첨가되는 계면활성제는 입자 표면에 대한 강한 흡착력과 용매에 대한 친

화성을 가지고 있다. 또한 입자 한 개 당의 열에너지가 자기에너지나 중력에너지에 비해서 충분히 클 경우, 각각의 입자 거동은 열을 분산하는 브라운 운동에 의해 지배되므로 입자의 안정한 분산이 유지된다.⁽¹⁶⁾ 이러한 이유로 자성유체는 중력, 원심력, 외부 자장에 의한 자기력 등이 작용하더라도 고액 분리가 일어나지 않고 안정한 상태에서 일반적인 분산이 유지될 수 있다.

2.1 유변학적 성질

자성유체는 자성과 유체의 성질을 동시에 가지고 있으며, 외부의 자기장 인가 여부에 따라 유체의 유동 특성이 변화한다. 자기장이 작용하지 않는 경우에는, 분산매 속에 부유하고 있는 고체 미립자의 농도에 의해 자성유체의 점도가 결정되므로 자성유체는 뉴토니안(Newtonian) 유체의 특성을 가진다. 반면 자기장이 작용할 경우에는, 유체 내의 미립자들은 극성을 가지게 되므로 자기장의 방향으로 배열되어 클러스터(cluster)를 형성한다. 이 클러스터에 의해 자성유체는 고체의 성질을 가지게 되므로 유체의 점성과 전단항복응력이 달라진다. 자기장의 세기가 커질수록 자성유체의 전단항복응력이 커져 자성유체는 빙햄(Bingham) 유체의 특성⁽¹⁷⁾을 가진다.

2.2 초상자성체적 특성

자기 모멘트를 가지고 있는 자성유체 내부의 미립자들은 상자성(paramagnetic)의 기체 분자와 같이 가정할 수 있다. 자기장이 인가되지 않은 경우, 미립자들은 임의의 방향으로 향하고 자성유체 전체는 자화의 특성을 나타내지 않는다. 외부에서 자기장이 인가되었을 경우에 자기장의 세기에 따라 미립자들은 자화 되어 자기장의 방향으로 배열되며, 인가된 자기장을 제거하면 원래의 상태로 되돌아가고 잔류 자화를 나타내지 않는다. 이러한 이유로 자성유체의 자화 특성은 히스테리시스(hysteresis)를 가지지 않는 즉, 가역적인 초상자성의 성질⁽¹⁶⁾을 갖는다.

일반적으로 강자성체는 오랜 시간 동안 자장 하에 놓여질 경우 자화에 대한 영향을 크게 받으며 자기이완시간이 비교적 길다. 이는 공정 및 제어 시스템의 안정성과 효율성을 저하시키고, 비선형적인 동적 요소로 작용하기 때문에 시스템의 제어를 어렵게 한다. 이에 비해 자성유체는 초상자성적 성질에서 기인한 작은 자기이완시간 및 자화 특성을 가지고 있으므로 기존의 강자성체가 가지는 비선형적인 동적 요소를 개선할 수 있다. 따라서 자성유체를 강자성체의 대체물질로 적용이 매우 유리하다.

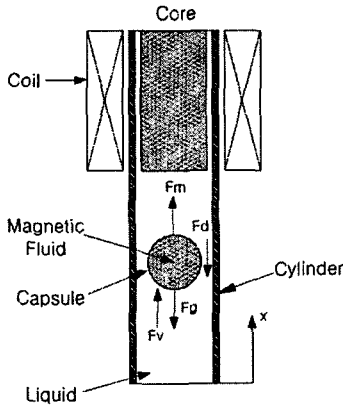


Fig. 2 Schematic model of targeted drug delivery system

3. 지적 투약 시스템의 설계

지적 투약 시스템은, 자성을 가진 물질과 환부 치료를 위한 약물을 기능성 막으로 되어 있는 마이크로 캡슐에 주입하고, 전자석을 이용하여 환부까지 이동시킨 후 환부의 온도나 체액 성분의 농도 또는 외부의 에너지를 이용하여 캡슐을 체내에서 용해시켜 약물을 환부에 효과적으로 전달하는 시스템이다.

본 연구에서는 자성 물질을 자성유체로 대체하여 자성유체의 지적 투약 시스템으로의 적용가능성을 검토하고자 한다. 따라서 지적 투약 시스템을 Fig. 2와 같이 단순화 하여 수학적 모델링하고, 자성유체가 들어 있는 캡슐(자성유체 캡슐)의 위치 제어를 수행하여 생체 내에서 자성유체 캡슐의 이동 가능성을 밝힌다. 이 때 자성유체 캡슐은 자성유체를 구의 형태를 가진 캡슐에 주입되어 제작되고, 장치들은 내경이 일정하고 끝은 실린더로 대체 된다.

지적 투약 시스템이 가장 적합한 생체 내부의 작용부위는 크게 위, 소장 그리고 대장으로 분류할 수 있다. 이러한 장치들의 내부는 각기 다른 형태를 가지고 있을 뿐만 아니라 기능적 특성이 모두 다르다. 따라서 다양한 외부조건에 대한 지적 투약 시스템의 환경 적응성 및 호환성을 검토하기 위해 다음과 같은 조건들을 변수로 설정하였다. 하나는 각각의 장기 내부에 채워져 있는 체액, 호르몬, 음식물 등에 의해 발생하는 캡슐과 장기 사이의 점성 마찰력에 대한 영향이다. 약물이 장기 내부를 이동 할 때, 장기 내부를 채우고 있는 고액 성분들의 변화로 기인된 약물에 미치는 점성력과, 용털이나 주름 그리고 장기의 운동 등으로 인한 약물과의 마찰력 등을 고려해야 하며, Fig. 2

Table 1 HC-50

Specification	
Specific gravity	1.39 ± 0.02 (at 25 °C)
Dynamic viscosity	0.0025 Pa · s (at 25 °C)
Surface tension	0.027 N/m (at 25 °C)
Saturated magnetization	(47.5 ± 3.0) × 10 ³ T
Boiling point	150~250 °C (at 760mmHg)
Flashing point	30~60 °C
Allowable temperature	-20~120 °C
Components	
Solute	Magnetite (43.0wt%)
Base-liquid	Kerosene (45.3wt%)
Surfactant	Oleic acid (11.7wt%)

에서 F_x 는 각각 이들에 대한 영향을 나타내는 유체 점성 마찰력을 나타낸다. 다음으로 고려해야 하는 조건으로 장기 외부에서 약물의 운동에 영향을 미치는 외력이 있다. 체내로 주입된 약물은 중력이나 외부의 또 다른 자기력 등에 대해 자유롭지 못하며 이러한 영향을 고려하기 위해 중력 F_g 과 부력 F_v 를 대표적인 외력으로 나타내었다. 그리고 F_m 은 약물의 동적 거동을 제어하기 위해 요구되는 전자석의 전자기력을 나타낸다.

3.1 실험 장치의 구성

자성유체 캡슐은 초미립자를 마그네타이트로 하고, 계면활성제로 올레인산을 사용하며, 등유를 용매로 한 탄화수소류의 자성유체(동북공업주식회사, HC-50, 일본)를 캡슐에 주입하여 제작하였으며, 자성유체에 대한 사양은 Table 1에 주어졌다. 캡슐은 지름 37.8mm, 두께 1mm 인 구의 형태이다. 전자석은 연강(SS41)을 열처리하여 코어(core)로 사용하며, 단면적이 0.385mm²인 코일(coil)을 코어에 1000회 감아 제작하였다. 코어의 지름은 40mm, 길이는 250mm이다. 그리고 자성유체 캡슐의 변위를 감지하기 위하여 고분해능 레이저 변위계(Keyence, LB-1201)을 사용하였으며, 전자석에 제어 전류를 공급하기 위하여 인터페이스 카드(DARIM-8330)로부터 신호를 공급 받을 수 있는 정전류 전원 공급기(AutoPower, AP-10)를 사용하였다.

3.2 전자석 흡인력

전자석을 구동기로 사용하기 위해서는 전자석의 기본 출력 특성에 대한 연구가 선행되어야 한다. 전자석의 자기력은 이론적으로 유효단면적에 비례하고, 권선수 및 전류의 제곱에 비례하며, 강자성

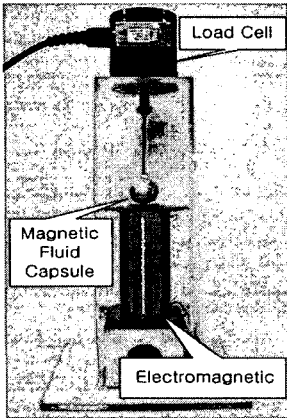
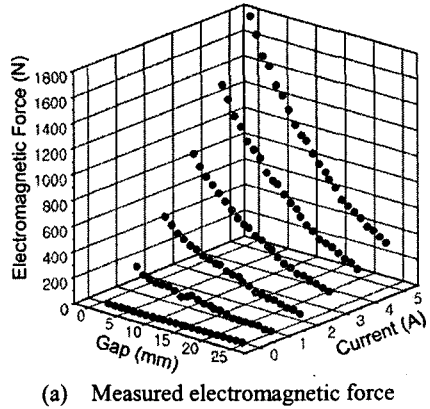


Fig. 3 Experimental device for measuring electromagnetic force

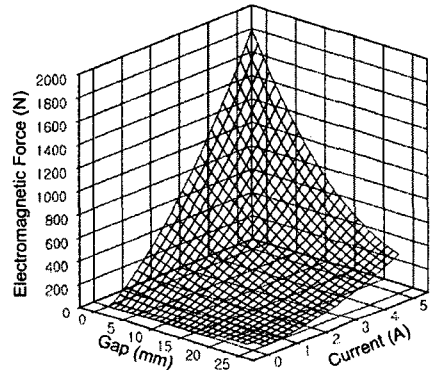
체와 전자석의 사이 거리인 공극(gap)의 제곱에 반비례한다. 그러나 이러한 관계는 자속의 누설, 전자석 코어의 자기저항 그리고 공극의 자기저항 등의 영향으로 인해 실제 전자석의 전자기력과 일치하지 않는다. 따라서 이 절에서는 기초실험으로써, 주어진 전류와 공극에 대한 전자석의 전자기력을 측정하기 위해 Fig. 3과 같이 전자기력 측정 장치를 구성하였다. 실험은 먼저 자성유체 캡슐을 1mm 씩 상하로 이동하여 일정한 공극을 설정하고, 다음으로 전자석에 0~5A의 전류를 0.5A 씩 증가시키면서 인가하였을 때, 자성유체 캡슐에 부과되는 전자기력을 로드셀(CAS, CT-50L)로 측정하는 방법을 사용하였다. Fig. 4(a)는 기초 실험의 결과로써, 전류와 공극의 변화에 따른 전자기력의 측정값을 보여준다. Fig. 4(b)는 측정값들을 최소자승법에 의해 보간한 결과를 나타내며, 보간 오차는 0.67%이다. 따라서 본 연구에서 사용되는 전자석의 전자기력 F_m 은 다음과 같은 실험식으로 나타낼 수 있다.

$$F_m = (-24.60937 + 200.06913 \cdot i + 36.02511 \cdot i^2) + (1.73657 - 13.55902 \cdot i - 1.71476 \cdot i^2) \cdot d + (-0.04222 + 0.23379 \cdot i + 0.03074 \cdot i^2) \cdot d^2 \quad (1)$$

여기서 i 는 전류를 나타내며, d 는 공극을 나타낸다. Fig. 4에서 보여지는 실험에 사용된 전자석의 전자기력에 대한 결과는 이론적으로 얻을 수 있는 전자기력에 비하여 비선형성이 작기 때문에 선형화에 의해 발생하는 오차가 적다. 따라서 보다 넓은 작동 범위에서 안정적이고 강인한 제어가 가능하다.



(a) Measured electromagnetic force



(b) Interpolated electromagnetic force

Fig. 4 Electromagnetic force relative to gap and current

3.3 유체 점성 마찰력

실제 생체 장치의 내부는 일정한 형상을 가지고 있지 않을 뿐만 아니라, 각각의 장기를 채우고 있는 물질들 또한 서로 다르며 시간에 따라서 변한다. 본 논문에서는 이러한 효과를 검토하기 위하여 실린더 내부에는 다른 점성을 가지는 액체를 채워서 장치 내부의 물질들이 약물의 이동을 방해하는 효과를 주었다. 따라서 자성유체 캡슐이 거동할 때, 자성유체 캡슐과 실린더 사이에는 유체의 점성에 의한 마찰력이 발생한다.

간극 사이의 유체 유동을 정상상태의 Couette 유동이라 가정할 때, 유체의 점성에 의해 자성유체 캡슐의 양단에서 발생하는 압력 변화율은 다음 식으로부터 구할 수 있다.

$$\frac{dP}{dw} = 12\mu \cdot \frac{(r^2 + R \cdot h - \frac{2}{3}h^2)}{3R \cdot h^3 + h^4} \cdot \dot{x} \quad (2)$$

Where

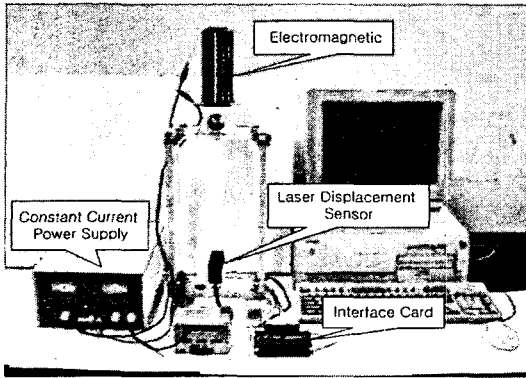


Fig. 5 Experimental device setup

$$h = R - \sqrt{r^2 - (w - r)^2} \quad (0 \leq w \leq 2r)$$

여기서 r 과 R 은 각각 자성유체 캡슐과 실린더의 반경을 나타낸다. 그리고 μ 와 x 는 각각 유체의 점성과 자성유체 캡슐의 변위를 나타낸다. 또한 w 는 계산을 위한 자성유체 캡슐의 양단 사이의 거리이다. 식 (2)를 적분하면 캡슐 양단의 압력차를 얻을 수 있으며, 이에 압력의 유효 단면적인 캡슐의 단면적 $\pi \cdot r^2$ 을 곱하면 점성 마찰력 F_s 를 얻을 수 있다.

3.4 운동방정식

전자기력으로 생성되는 자기장 내의 자성유체 캡슐에 대한 운동방정식은 다음과 같다.

$$m\ddot{x} = F_m(i, x) + F_e - F_f - F_s(\dot{x}) \quad (3)$$

where

$$F_e = \gamma \cdot V$$

$$F_f = m \cdot g$$

여기서 γ 는 유체의 비중을, V 는 자성유체 캡슐의 체적을 나타낸다. 또한 m 과 g 는 각각 자성유체 캡슐의 질량과 중력 가속도이다. 따라서 식 (3)의 선형화를 통해 얻어진 상태방정식은 $[x_1, x_2, u] = [x, \dot{x}, i]$ 에 대해서 다음과 같이 나타낼 수 있다.

$$\begin{bmatrix} \delta \dot{x}_1 \\ \delta \dot{x}_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 & 1 \\ k_1/m & -k_d/m \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \delta x_1 \\ \delta x_2 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} 0 \\ k_1/m \end{bmatrix} \delta u \quad (4)$$

where

$$d_0 = l - x_0$$

$$k_1 = (200.06913 + 72.05022i_0)$$

$$\begin{aligned} & - (13.55902 + 3.42952i_0) d_0 \\ & + (0.23379 + 0.06148i_0) d_0^2 \\ k_2 = & - (1.73657 - 13.55902i_0 - 1.71476i_0^2) x_0 \\ & - (-0.8444 + 0.46758i_0 + 0.06148i_0^2) d_0 \\ k_d = & \begin{cases} 473.4538 \cdot \mu & : 40\text{mm diameter cylinder} \\ 5.9489 \cdot \mu & : 50\text{mm diameter cylinder} \end{cases} \end{aligned}$$

여기서 하첨자 0 는 선형화를 위한 작동점에서의 기준값을, l 은 실린더의 길이를 나타낸다.

4. 실험 및 고찰

본 연구에서 전자석의 자기장을 이용하여 제어하고자 하는 물리량은 자성유체 캡슐의 변위이며, 이에 대한 실험장치는 Fig. 5에서 보여준다. 제어기는 산업현장에서 일반적으로 널리 사용되고 있으며, 광범위한 동작 조건에서 비교적 우수한 성능을 보일 뿐만 아니라 쉽고 간단하게 조작, 적용할 수 있는 PID 제어기를 이용하였다. PID 제어기의 제어입력은 시간영역에 대하여 아래와 같이 표현될 수 있다.

$$u(t) = K_p e(t) + K_i \int e(t) dt + K_d \dot{e}(t) \quad (5)$$

여기서 $e(t)$ 는 원하는 위치와 실제 자성유체 캡슐의 측정된 위치의 차이이며, K_p , K_i 그리고 K_d 는 각각 비례, 적분 그리고 미분 게인(gain)을 나타낸다. 본 시스템의 페루프 시스템이 퍼센트 오버슈트를 5% 이하, 정상상태 오차를 기준입력에 대하여 2% 이내에서 입력 신호를 추종 하도록 시행착오법에 의하여 각 게인의 값을 최적으로 결정하였다.

본 연구에서 제시된 실험장치가 지적 투약 시스템으로 고려, 적용 가능케 하기 위하여 다음과 같은 외부 조건이 자성유체 캡슐의 거동에 어떠한 영향을 미치는지 알아 보았다.

첫째, 실린더의 직경이다. 실린더는 장기를 대체한 것으로 직경의 변화는 약물이 이동하는 장기 내부 공간의 크기 변화를 의미한다.

둘째, 실린더 내부를 채우는 유체이다. 약물의 장기 내에서 이동시, 각각의 장기 내부에 부유하는 물질의 상이함으로 인한 점성 마찰력의 변화를 고려하기 위해 점도가 다른 3가지 유체를 각각 채워 실험하였다.

셋째, 실린더의 길이에 따른 제어 변위의 변화이다. 약물이 이동하는 장기의 위치 변화를 고려하기 위해서 전자석의 전자기력과 약물사이의 거

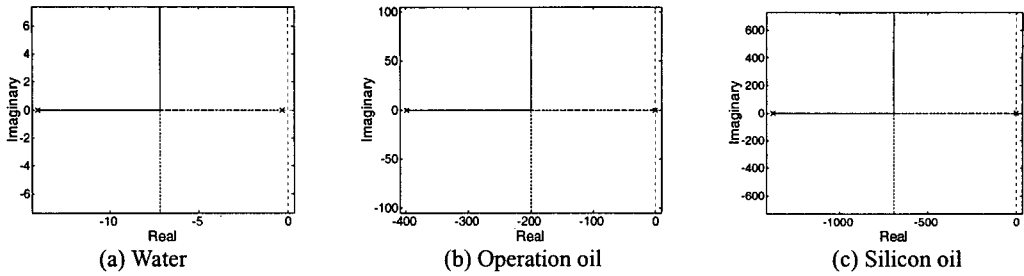


Fig. 6 Root locus relative to fluids each with different viscosity

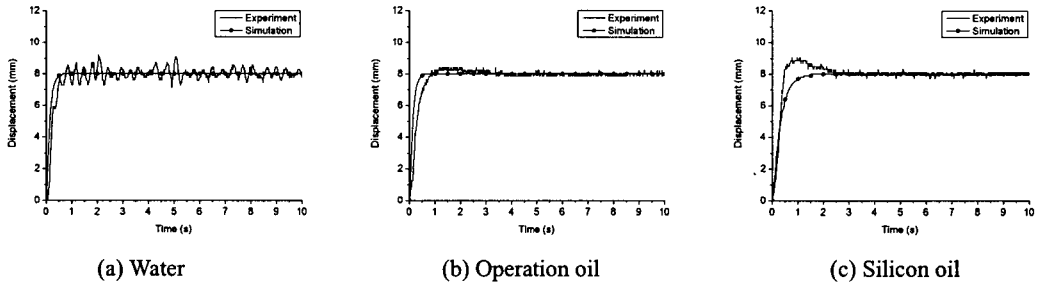


Fig. 7 Position control in cylinder with 40mm diameter

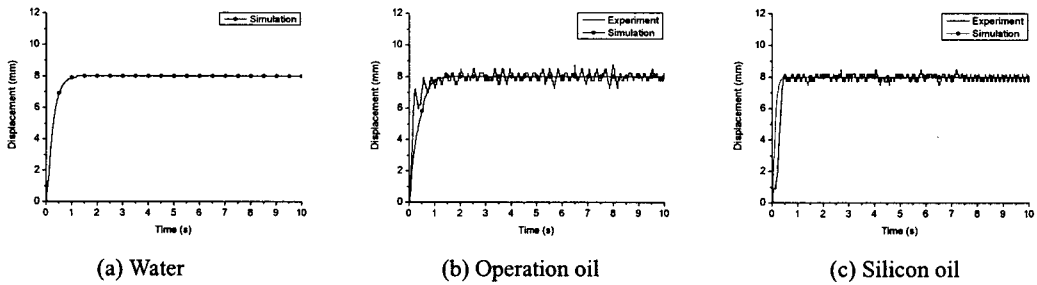


Fig. 8 Position control in cylinder with 50mm diameter

리를 변화시켜 실험하였고, 또한 자성유체 캡슐의 장기 내 이동 가능성을 검증하기 위하여 제어 변위를 변화시켰다.

4.1 점성과 간극 크기의 영향

실린더 내부에 채워진 유체로는 생체 내에 가장 많이 존재하고 있는 물, 유압시스템에서 흔히 많이 사용되는 작동유(Shell, Tellus 32) 그리고 절연유인 실리콘 오일(DOW CORNING, F200-100)을 선택하였다. 이들의 점도는 각각 $0.001\text{N}\cdot\text{s}/\text{m}^2$ (1cSt), $0.0278\text{N}\cdot\text{s}/\text{m}^2$ (32cSt) 그리고 $0.0964\text{N}\cdot\text{s}/\text{m}^2$ (100cSt)로 큰 차이를 가지고 있다. 정상적인 사람의 혈액과 혈장의 점도는 각각 $0.004\text{N}\cdot\text{s}/\text{m}^2$, $0.0017\text{N}\cdot\text{s}/\text{m}^2$ 정도이다. 또한 음식물의 종류와 소화된 정도, 건강상태 등은 위산, 호르몬 등과 같은 체액의 점도에

영향을 준다. 따라서 선택된 유체들은 체내의 점도 변화 특성을 충분히 반영할 수 있는 큰 점도 차이를 가지고 있다.

실험에 앞서 제안된 시스템의 제어 안정성을 조사하기 위하여 유체의 변화에 대한 근궤적을 구하였으며, Fig. 6은 실린더의 직경이 40mm 인 경우에 대한 결과를 보여준다. 실린더의 직경이 40mm 인 경우에는 각각의 유체에 대한 근궤적의 이탈점(breakaway point)이 -7.2, -200 그리고 -700이며, 50mm 인 경우에는 이탈점이 -0.1, -2.5 그리고 -8.5 이었다. 점도가 크고 실린더와 캡슐 사이의 간극이 작은 경우가 상대적으로 점도가 작고 간극이 큰 경우에 비해 더 안정적으로 제어가 가능하나 정착시간이 길 것으로 예상할 수 있다. 그리고 모든 경우에 있어서 극점은 s-평면의 좌반부에 존재

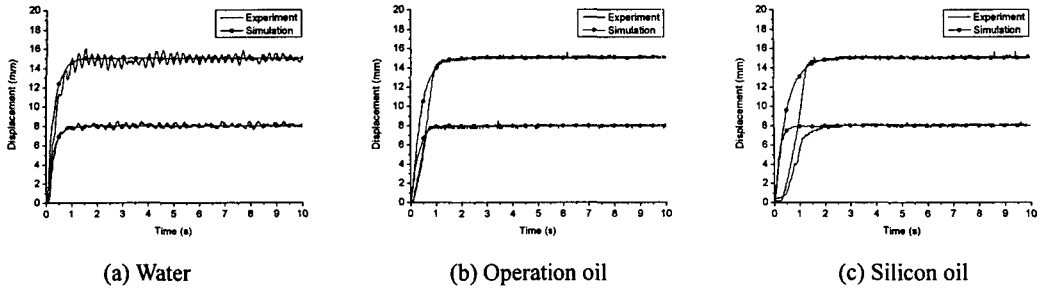


Fig. 9 Position control in cylinder with 20mm height

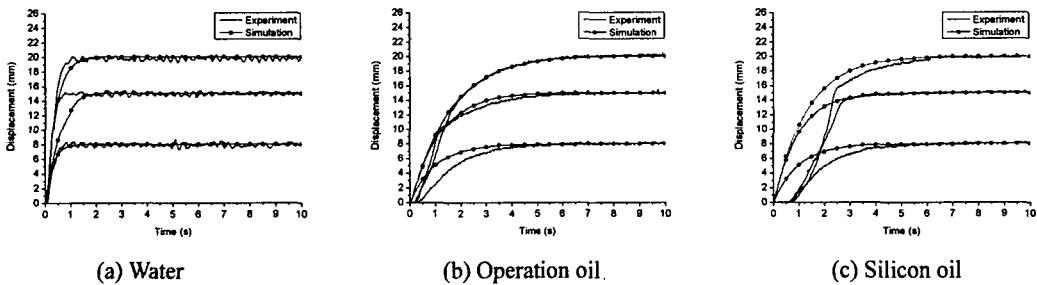


Fig. 10 Position control in cylinder with 25mm height

하므로 제시된 시스템은 제어 안정성을 가진다.

Fig. 7과 Fig. 8은 실린더의 직경이 각각 40mm와 50mm인 경우에 대해 각 유체에 대해 수행한 실험과 시뮬레이션의 결과를 보여준다. 이때 실린더의 길이는 15mm이며, 기준 제어 변위는 8mm이다. 유체의 점성이 클수록 정착시간이 길어지고 채터링(chattering)이 거의 없음을 알 수 있다. 또한 실린더의 직경이 클수록 즉, 실린더와 자성유체 캡슐의 간극이 클수록 채터링이 커지므로 제어 성능이 저하됨을 볼 수 있다. 이는 큰 간극의 영향으로 자성유체 캡슐이 실린더의 가운데 위치하지 못하고 실린더의 벽면 좌우로 이동하여 정확한 캡슐의 위치를 검출하지 못하기 때문으로 고려할 수 있다. 작동유와 실리콘 오일의 경우 유체 자체가 가지고 있는 점성에 의해 자성유체 캡슐의 이동이 안정되므로 제어가 가능했으나, 물의 경우는 제어가 불가능하였다. 따라서 적절한 유체의 점성은 시스템의 제어에 유용하다고 판단된다.

4.2 실린더 길이와 제어 변위의 영향

Fig. 9와 Fig. 10은 직경이 40mm인 실린더의 길이가 각각 20mm와 25mm인 경우에 대해서 유체 점성과 제어 변위의 변화가 지적 투약 시스템의 동적 거동에 미치는 영향을 검토하기 위해 수행한 실험과 시뮬레이션의 결과이다. 실린더의 길이가

20mm인 경우 8mm와 15mm의 부양을 시도하였으며, 실린더의 길이가 25mm인 경우에는 8mm, 15mm, 20mm의 부양을 실험하였다. 실린더의 길이 변화는 지적 투약 시스템에서 전자석 구동기와 약물사이의 거리 즉, 제안된 실험장치에서 자성유체 캡슐과 전자석 사이의 공극에 대한 영향으로 고려할 수 있으며, 부양 높이의 변화는 지적 투약 시스템에서 약물의 장기 내 이동 가능성을 입증할 수 있는 근거가 된다.

일반적으로 변화하는 조건에 대해서 정착시간과 오버슈트 그리고 정산상태 오차를 고려할 때, 시스템은 안정적이면서 양호한 추종 성능을 가짐을 알 수 있다. 같은 유체일 경우에는 제어 변위의 변화에 무관하게 비슷한 채터링을 가지며, 유체의 점성이 커질수록 채터링이 감소하여 더욱 안정적인 제어가 가능함을 알 수 있다. 그리고 같은 실린더의 길이를 가질 경우에는 제어 변위가 클수록 정착시간과 상승시간이 대체로 적은 경향을 가지며, 같은 제어 변위에 대해서 실린더의 길이가 짧을수록 제어가 더욱 용이함을 알 수 있다. 이는 자성유체 캡슐이 전자석에 가까워질수록 좋은 추종 성능을 가진다고 판단할 수 있다. 또한 물에 비해 점도가 큰 작동유와 실리콘 오일의 경우 자성유체 캡슐의 이동을 시작하기 전 지연 시간을

가진다. 유체의 점도가 클수록 그리고 실린더 길이가 길수록 지연 시간이 길어짐을 보이며, 제어 변위의 변화는 지연 시간에 크게 영향을 미치지 않음을 알 수 있다. 이는 점도가 커질수록 전자석의 전자기력에 대해 유체 점성 마찰력의 효과가 크게 영향을 미칠 뿐만 아니라 실린더 길이가 길어질수록 전자기력이 자성유체 캡슐에 미치는 힘의 크기가 작아지기 때문으로 판단 가능하다. 또한 정전류 전원 공급기의 전류 공급 한계가 최대 5A 라는 점에서 장치의 영향으로 고려할 수 있으며, 장치의 성능 개선을 통해 제어 성능을 보다 향상 시킬 수 있을 것으로 예상된다.

5. 결론

본 연구에서는 자성유체의 초상자성적 성질을 이용하여, 지적 투약 시스템에 대한 자성유체의 적용 가능성을 검토하기 위해 지적 투약 시스템의 단순화된 수학적 모델링을 제시하고, 자성유체 캡슐의 위치 제어에 관한 실험과 시뮬레이션을 수행하였다.

실제 지적 투약 시스템에서 약물이 든 캡슐의 동적 거동에 영향을 미치는 외부 조건을 설정하였다. 캡슐의 이동을 방해하는 장치 내 부유하는 물 질들의 영향을 고려하기 위해 점성이 크게 다른 세 가지의 유체를 이용하였다. 그리고 지적 투약 시스템이 적용될 수 있는 각 장치의 특성을 고려하기 위해 실린더의 단면적 크기를 변화시켜 실험을 수행하였다. 또한 캡슐의 이동에 영향을 미치는 외력을 고려하기 위해 부력과 중력을 이용하였고, 실린더의 길이 및 기준 제어 변위를 달리하여 자성유체 캡슐의 제어 성능을 검토하였다.

이러한 외부 조건의 변화에 따라 다소 제어 성능에 변화는 있었으나 대체로 목표 위치까지 양호한 추종 성능을 가졌다. 이를 통해 자성유체 캡슐의 장치 내 이동 가능성에 대한 근거를 제시했을 뿐만 아니라 지적 투약 시스템에 대한 자성유체의 적용 가능성을 제시하였다.

지적 투약 시스템을 단순화하여 모델링 하였기 때문에 실제 의료 분야에 적용하기 위해서는 앞으로 보다 많은 연구가 요구되며, 자성유체 캡슐의 제작 방법에 대한 상세한 검토가 필요하다.

참고문헌

(1) Mitsuya, Y., Abe, T. and Matsunaga, S., 1993, "Novel Mechanism of Self-Injecting Magnetic Fluid Seal Applying Switch of Magnetic Force Direction on

Yoke Surface," *J. Magn. Magn. Mater.*, Vol. 122, pp. 415~419.

(2) Mitsuya, Y., Tomita, K. and Hosoya, M., 1993, "Experimental Study on Splashing Characteristics of Magnetic Fluid in a Magnetic Fluid Seal," *J. Magn. Magn. Mater.*, Vol. 122, pp. 420~423.

(3) Vislovich A. N., Medvedev, V. F., Dmitrichenko, A. S., Bondarenko, G. A. and Morozov, V. N., 1993, "A Magnetic Fluid Gate as a New Element in Sealing Technology," *J. Magn. Magn. Mater.*, Vol. 122, pp. 411~414.

(4) Fukuda, H., Ueno, K., Kamiyama, S. and Oyama, T., 1998, "Study on Active Damper with a Magnetic Fluid," *Int. J. JSME, B*, Vol. 41, No. 4.

(5) Kamiyama, S., 1999, "Appications of Oscillatory Flow of Magnetic Fluid as Active Damper and Actuator," *Int. J. Modern Physics, B*, Vol. 13, No. 14, 15 and 16, pp. 2213~2220.

(6) Seo, J. W. and Park, S. J., 1999, "An Experimental Study Light Modulator Using Magnetic Fluid for Display Application," *J. Magn. Magn. Mater.*, Vol. 192, pp. 499~504.

(7) Umehara, N. and Kato, K., 1993, "Fundamental Properties of Magnetic Fluid Gridding with a Floating Polisher," *J. Magn. Magn. Mater.*, Vol. 122, pp. 428~431.

(8) Bashতোব, V. G., Challant, G. and Volkova, O. Yu., 1993, "Boiling Heat Transfer in Magnetic Fluids," *J. Magn. Magn. Mater.*, Vol. 122, pp. 305~308.

(9) Calarasu, D., Cotae, C. and Olaru, R., 1999, "Magnetic Fluid Brake," *J. Magn. Magn. Mater.*, Vol. 201, pp. 401~403.

(10) Jeon, D. Y., Park, C. H. and Yoo, J. Y., 1998, "Semi-Active Vibration Control using an MR Damper," *J. Cont. Automat. Syst.*, Vol. 4, No. 1, pp. 26~31.

(11) Hong, S. R. and Choi, S. B., 1999, "Performance Comparison Between ER and MR Clutches with Same Gap Size," *J. Korean Soc. Mech. Eng. (Part A)*, Vol. 23, No. 6, pp. 1055~1064.

(12) Kim, J. H. and Oh, J. H., 2000, "A Study on the Design of Valve Mode MR Damper Using Permanent Magnet," *J. Korean Soc. Precision Eng.*, Vol. 17, No. 10, pp. 69~76.

(13) Nam, M. H. 2000, "Performance Characteristics of Seat Damper Using MR Fluid," *J. Korean Soc. Mach. Tool Eng.*, Vol. 9, No. 5, pp. 127~134.

(14) Lee, W. S., Kim, T. G., Hur, N. K. and Jeon, D. Y., 2000, "Design Analysis and Experimental Evaluation of an MR Fluid Clutch," *J. Korean Soc. Mech. Eng.*, Vol. 24, No. 8, pp. 2143~2150.

(15) Kim, K. D., Sim, W. C., Jeon, D. Y. and Choi, B. K., 2000, "A Controllable Micro Damper Using Magneto-Rheological Fluids," *J. Korean Soc. Precision Eng.*, Vol. 17, No. 8, pp. 41~45.

(16) Rosensweig, R. E., 1997, *Ferrohydrodynamics*, Dover Publications, Inc., Mineola, New York.

(17) Ginder, J. M. and Ceccio, S. L., 1995, "The Effect of Electrical Transients on the Shear Stresses in Electrorheological Fluids," *J. Rheology*, Vol. 39, No. 1, pp. 211~234.