한국산학기술학회논문지
Vol. 7, No. 5, pp. 940-947, 2006

자성유체에 의해 구동되는 인공심장에 관한 기초연구

김동욱[1*], 三田村好矩[2]

A Basic Study on a Magnetic Fluid Driven Artificial Heart

Dong-Wook KIM[1*] and Yoshinoro MITAMURA[2]

요 약 완전이식형 인공심장에 적용하기 위한 여러 형태의 액츄에이터가 개발되어 있으나, 이들은 에너지 변환 메커니즘의 복잡성 및 베어링 등이 필요하다는 단점이 있다. 자성유체를 사용하는 자성유체액츄에이터는 유체의 외부에서 자장을 인가하여 직접적으로 유체를 구동하는 방법으로 베어링이 필요 없는 장점이 있다. 따라서, 본 연구에서는 인공심장에 적용 가능한 자성유체 액츄에이터의 가능성에 대하여 검토하였다. 아크릴 관(φ 7.4㎜)에 두 개의 환상 솔레노이드가 장착되어 있으며, 아크릴관의 양단에 작은 고무주머니(부피:2㎖)를 부착하여 입출력포트로 사용하였다. 아크릴 관 및 고무주머니는 물로 채우고 아크릴 관 중앙에 자성유체 및 구동체(철심)가 삽입되어 있다. 2가지의 방법으로 실험을 하였으며, 실험1은 양단 스토퍼의 간격이 72㎜이며, 실험2는 양단 스토퍼의 간격이 104㎜이다. 실험결과 1회박출량을 살펴보면, 실험1은 0.96㎖, 실험2에서는 1.92㎖을 얻을 수 있었다. 또한 에너지효율은 실험2가 실험1에 대하여 5배정도로 우수한 것을 알 수 있었다. 향후, 본 연구에서 사용한 자성유체보다 3배정도 자화특성이 우수한 자성유체가 개발되면, 자성유체액츄에이터를 사용한 인공심장의 개발가능성이 있음을 알 수 있었다.

Abstract A variety of actuators for an implantable artificial heart have been studied. They, all, however, share the disadvantages of a complicated energy conversion mechanism and of the need to use bearings. A ferrofluidic actuator directly drives magnetic fluids by applying a magnetic field to these fluids; it does not require bearings. In this study, the feasibility of a ferrofluidic actuator for an implantable artificial heart was studied. An array of two poles of ring solenoids was mounted near the acrylic tube (φ 7.4㎜). A rubber sack (volume : 2㎖) was connected to both ends of the acrylic tube. The sack were encased in a rigid chamber that had inlet and outlet ports. The acrylic tube and the rubber sack were filled with water and the magnetic fluid and the iron cylinder were immersed in the water. Two experiment method was conducted : 1) distance between stoppers were 72㎜ and 2) distance between stoppers were 104㎜. A stroke volume was stability and 0.96㎖ was obtained in the experiment 1 and 1.92㎖ in the experiment 2. The energy efficiency of Experiment method 2 is about five times than Experiment method 2. A magnetic fluid-driven blood pump could be feasible if the magnetic fluid with high magnetization (3 times greater than the current value) is developed.

Key Words : Artificial heart, Magnetic fluid

1. 서 론

인체의 심장이 생명유지를 위해서 필요로 하는 혈액순환을 유지할 수 없는 중증의 심장질환자에 대한 치료법은 심장이식이나 인공심장에 의하여 기계적으로 심기능을 보조하여 치료를 하여야 한다.

심장이식은 항면역 요법의 진보에 의하여 성공률이 높아지고 있으나, 심장제공자의 수가 부족하여 심장이식수술이 활발한 미국의 경우에도 심장이식까지의 평균 대기시간이 6개월에 이르고 있어, 심장이식 수술의 한계점 도달 되어 있다.

인공심장의 경우는 현 단계에서는 인공심장은 주로 심장이식이 이루어질 때까지의 일시적인 가교 역할이거나, 생체심장이 기능을 회복하기까지 수일간 보조 순환을 행

이 논문은 2005년 순천향대학교 교내연구비의 지원에 의하여 연구되었음
[1]전북대학교 공과대학 생체정보공학부
[2]北海道大學 大學院 情報科學研究科
*교신저자 : 김동욱(biomed@chonbuk.ac.kr)

하기 위하여 사용되는 경우가 대부분이다. 완전임공심장에 대한 연구는 1957년 미국 클리브랜드 클리닉에서 시작되었으며, 1964년부터 미국에서 거국적인 프로젝트를 통하여 활발하게 연구가 이루어졌으나, 최근에 들어서야, ABIOMED사가 개발한 AbioCor가 미국 FDA에 의하여, 심각한 심장기능 이상으로 한달 정도 생존할 수 있으면서 심장이식수술이 불가능한 환제에 한해 완전인공심장 이식을 승인받은바 있다.

AbioCor를 비롯하여 현재 개발되고 있는 대부분의 인공심장은 모터나 솔레노이드로 혈액백을 구동하는 박동형[1-2] 또는 혈액중의 임펠러를 구동하는 원심형 혈액펌프로 구성되어 있어 그 기구가 복잡함은 물론 베어링 등의 마모 부품을 사용하고 있기 때문에 장기 내구성이나 신뢰성에 문제가 있다. 또한, 최근에 들어, 자성유체를 인공심장에 응용하려는 시도가 있으나, 자성유체의 자화특성 등의 문제로 인하여 성공을 하지 못하고 있는 실정이다.[3-7]

본 연구에서는 자성유체의 자화특성을 보완한 구동체의 개량 및 구동방식 등의 개선을 통하여, 자성유체 구동형 혈액펌프의 특성을 개량하여, 내구성이 획기적으로 향상된 새로운 형태의 자성유체 구동형 인공심장의 실현가능성에 대한 연구를 실시하였다.

2. 자성유체 구동형 인공심장의 개념

본 연구에서 고안하는 자성유체 구동형 인공심장의 개념도를 그림 1에 나타내었다. 튜브 중에 자성유체와 작동유체를 채운 후, 코일의 자계에 의하여 자성유체를 좌우로 구동함으로써 작동유체로 다이아프램을 압박하여, 혈액펌프에서 혈액을 박출 하는 구조로 되어 있다.

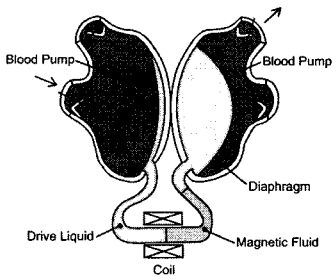

그림 1. 자성유체 구동형 인공심장의 개념도

이 방법을 채용하면, 유체를 직접 구동하는 방식이기 때문에 구조가 간단하고, 유체의 운동이기 때문에 고체끼리의 운동 시 마찰에 의해 발생하는 마모가 발생하지 않기 때문에 내구성이 우수할 것으로 기대된다.

그러나, 현재 충분한 자화 특성을 갖는 자성유체가 없어, 인공심장을 구동하는데 필요한 100㎜Hg의 차압특성을 얻기가 곤란한 상태이다. 따라서, 본 연구에서는 자성유체의 자화특성을 보완하기 위하여 구동방식에 대한 자성유체 액츄에이터의 특성을 개선하고, 이 결과에 근거하여 인공심장을 구동하는데 필요한 적절한 조건을 구하여 자성유체 구동형 인공심장의 실현가능성을 검토하는 것을 목적으로 한다.

3. 실험방법

3.1 실험장치 및 재료

자성유체의 자화특성을 보강한 구동체 및 구동방식의 개량에 의한 자성유체 구동형 혈액펌프의 특성실험을 수행하기 위하여 그림 2와 같은 실험장치를 구축하였다.

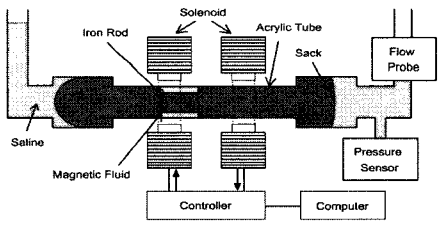

그림 2. 자성유체 구동형 혈액펌프의 유량, 압력특성 실험장치

아크릴 관(외경:10㎜, 내경:7.4㎜)의 양단에 작은 sack(unstressed volume : 약 1.2ℓ, 압력 130㎜Hg일때 용량 약 3㎖)을 부착하여 아크릴케이스(44㎜D×57㎜L)에 넣었다. 케이스의 타단에는 튜브를 붙여, U자관을 구성하였다. U자관에는 압력센서, 클램프, 전자 유량계 프로브를 삽입했다. U자관 및 아크릴케이스의 내부(고무풍선의 외부)는 생리적 식염수로 채웠다. 아크릴 관 및 sack은 물로 채우고, 아크릴 관 중앙에 자성유체 및 철심을 삽입하였다. 아크릴 관을 환상 솔레노이드의 갭(10㎜)에 고정했다.

솔레노이드는 강자성체(semendur, SME-V, 포화자속밀도 : 2.3T)를 이용하여 10㎜×10㎜의 각재를 환상(중심선 반경:35㎜)으로 한 것을 이용했으며 갭은 10㎜이다. 자성체에 0.8㎜지름의 에나멜선을 1500회 감았다. 2개의 솔레노이드사이의 간격은 15㎜이다. 솔레노이드는 PC로부터의 신호에 의해 교대로 여자 했다.

유량은 전자유량계(MFV-3100, 일본 광전)로 측정하였

으며, 1회박출량은 유량신호를 전자회로로 적분하여 구하였다. 그리고 압력센서(P23XL, Spectramed)로 압력을 계측하였다. U자관의 튜브부를 클램프로 압박하여 부하를 변화시켰다.

본 연구에서 작동유체로 사용한 자성유체는 타이호공업에서 제작한 페리코로이드 HC-50이다. 본 자성유체는 강자성체 미립자에 마그네타이트, 용제에 케로신을 이용하고 있으며, 자성유체의 물성치를 표 1에 나타내었다.

표 1. 자성유체의 물성치(Ferricolloid HC-50)

비중(25℃)	1.39
자화	33.6 kA/m, H = 637 kA/m
포화자화	37.7±1.6 kA/m
점도(25℃)	20±5 cps
사용온도범위	-20~120℃
용매	kerosine
입자의 질량농도	50%

3.2 구동방식

구동체의 구동방식은 다음과 같은 2가지의 구동방식을 사용하였다. 구동방식1은 사이클 특성이 우수하며, 구동방식2는 스트로크특성 및 소비전력 면에서 우수한 특징이 있어, 구동방식1을 개량한 것으로 생각할 수 있다.

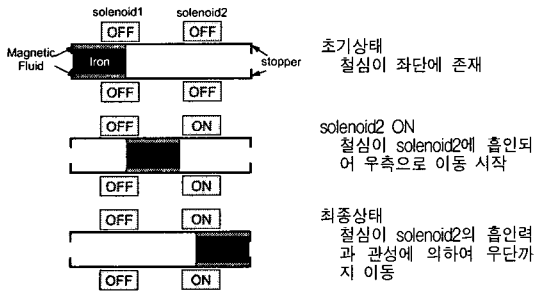

그림 3. 구동방식1의 구동체 및 stopper의 위치관계 및 구동방식

3.2.1 구동방식 1

아크릴관내의 자성유체, 철심 및 stopper의 위치관계 및 구동방식을 그림 3에 나타내었다. 구동방식1에서는 철심이 왼쪽에 있을 때에는 오른쪽의 솔레노이드2, 오른쪽에 있을 때는 왼쪽의 솔레노이드1의 흡인력을 받아 구동한다.

이때, 좌단의 stopper에 접하고 있는 철심이 솔레노이드1이 만드는 자계의 흡인력을 받아야 되기 때문에 stopper와 솔레노이드1사이의 간격이 좁아야 한다.

반대방향의 운동을 일으키기 위해서는 상기의 역순서로 솔레노이드에 전원을 인가하여 솔레노이드1의 흡인력을 이용하면 된다.

3.2.2 구동방식 2

아크릴 관내의 자성유체, 철심솔레노이드의 위치 관계 및 구동법을 그림 4에 나타내었다. 구동방식2는 철심이 좌단의 stopper에 접하고 있을 때, 솔레노이드1 및 솔레노이드2에 전류를 인가하면, 솔레노이드1의 자계에 의한 흡인력을 받아 우측으로 이동한 후, 철심의 관성에 의해 솔레노이드1 부분을 탈출하고, 솔레노이드2의 자계에 의한 흡인력 받아 우측으로 한층 더 이동하게 된다. 이때, 철심이 솔레노이드1을 통과한 직후에는 솔레노이드1에 흐르는 전류를 끊는다. 철심이 솔레노이드2를 통과하면, 솔레노이드2의 전류를 끊어도 철심의 관성에 의해, 철심은 계속 오른쪽으로 이동하여 최종적으로 우축의 stopper에 도달하게 된다.

이 방법에서는 철심이 좌단의 stopper에 있을 때, 솔레노이드1의 자계에 의한 흡인력을 받아 오른쪽으로 이동하고, 이때의 관성에 의해 솔레노이드1의 자계를 빠져 오른쪽의 솔레노이드2의 자계에 들어갈 수 있을 만큼의 속도를 얻을 필요가 있기 때문에, 좌단에 정지해 있는 철심과 솔레노이드1 사이에는 어느 정도의 거리가 필요하기 때문에 솔레노이드1과 stopper의 간격이 길어지게 된다.

반대방향의 운동을 일으키기 위해서는 상기의 역순서로 솔레노이드에 전원을 인가하여 솔레노이드1,2:ON→솔레노이드2:OFF, 솔레노이드1:ON→솔레노이드1,2:OFF의 순서로 전류를 제어한다.

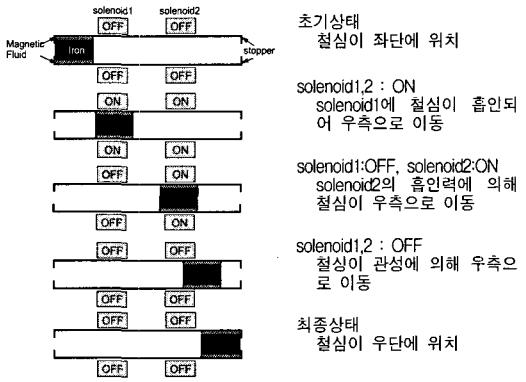

그림 4. 구동방식2의 구동체 및 stopper의 위치관계 및 구동방식

3.3 실험방법

자성유체 구동형 혈액펌프의 유량특성 및 압력특성을 측정하여 혈액펌프로써의 성능을 검토한다. 현재, 자화특성이 우수한 자성유체의 개발이 이루어지지 않은 상태이기 때문에, 장래에 자화특성이 우수한 자성유체의 개발이 이루어질 것을 상정하여, ① 자성유체만 사용 (약 1.7cc) ② 철심만 사용 ③ 자성유체와 철심의 병용 (자성유체 약 0.15cc)의 3종류 조건하에서 상기의 2종류 구동방식에 따른 유량 및 압력특성에 대하여 검토 하였다.

솔레노이드에 인가하는 전류량 및 구동수를 변화시키면서, 이때 발생하는 유량, 1회박출량, 압력 등을 기록하였다. 유량은 전자유량계(MFV-3100, 일본 광전)로 측정했다. 1회박출량은, 유량 신호를 전자회로로 적분해서 구했다. 압력특성에 대해서는 U자관의 튜브를 클램프로 압박하여 부하를 변화시키면서 압력센서(P23XL, Spectramed)로 압력을 측정하였다.

솔레노이드에 인가하는 전류를 0~4A이며, 2개의 솔레노이드는, 0~250BPM으로 교대로 여자 하였다.

4. 실험결과

각 솔레노이드에 4A의 전류를 인가하였을 경우, 구동방식1을 사용하여 구동 사이클 40~240bpm에서 구동하였을 경우의 구동체의 종류에 따른 자성유체 구동형 혈액펌프의 1회박출량, 유량, 압력의 변화에 대한 상태를 그림 5및 그림 6에 나타내었다.

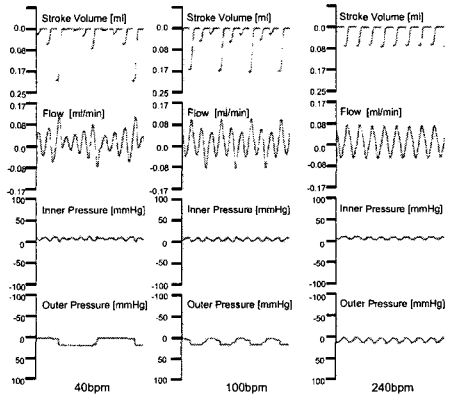

그림 5. 유체동태 [구동체 : 자성유체]

그림 5는 구동체로서 자성유체만을 사용하였을 경우를 나타낸 것으로, 구동 사이클 40bpm 및 100bpm에서 1회박출량이 일정치 않았으며, 240bpm에서는 일정한 1회박출량을 얻을 수 있는 것을 알 수 있다. 1회박출량이 일정치 않은 경우는 유량, 압력의 변동 등이 일정치 않은 것을 볼 수 있다. 이는 낮은 구동 사이클에서의 구동체의 움직임이 부드럽지 못하고, 구동 사이클 100bpm이하에서는 구동체의 속도변동이 많다는 것을 나타내어, 안정적인 박출량을 얻을 수 없음을 나타내고 있다. 또한 고속구동(240bpm)시에는 1회박출량이 절반정도로 줄어들었으며, 구동수를 높여도 유량특성이 상승되지 않는 것으로 나타나고 있어, 인공심장용으로 사용하기에는 적절치 않은 것을 나타내고 있다.

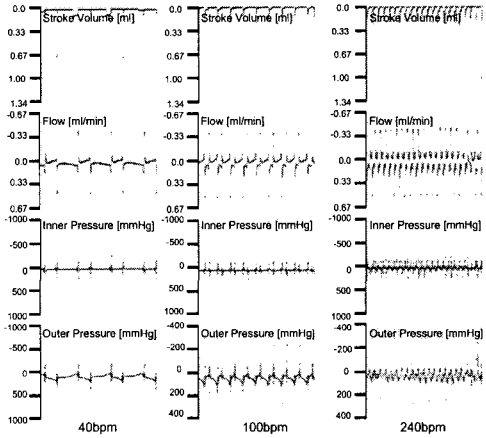

그림 6. 유체동태 [구동체 : 자성유체+철심]

그림 6은 구동체로서 철심+자성유체의 조합을 사용한 결과를 나타낸 것으로, 40~240bpm의 모든 구동 조건에서 안정적인 1회 박출량 및 유량을 나타내고 있음을 알 수 있다. 압력의 변동도 모든 구동조건에서 안정적으로 변동하고 있는 것으로 나타나, 인공심장용으로 사용할 수 있을 정도의 펌프특성을 나타내고 있다.

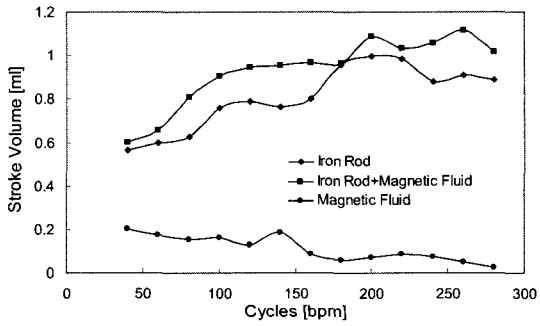

그림 7. 각 구동체에 대한 1회박출량 [구동방식1]

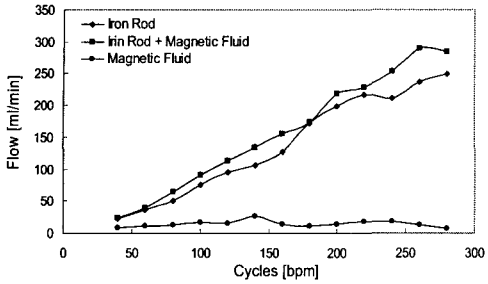

그림 8. 각 구동체에 대한 유량특성 [구동방식1]

구동방식1을 사용하였을 경우의 각 구동체에 대한 1회박출량을 그림 7에 나타내었다.

1회박출량은 철심만을 사용하였을 경우보다는 자성유체와 철심을 병용한 경우가 더 높게 나타났다. 또한, 자성유체만을 사용한 경우는 구동 사이클이 높아질수록 솔레노이드가 만드는 자계의 변화에 자성유체가 반응을 하지 못하여 1회박출량이 점점 감소해 가는 것을 알 수 있다.

그림 8은 구동방식1을 사용하였을 경우의 각 구동체에 대한 유량특성을 나타낸 그래프이다.

유량은 1회박출량과 구동 사이클을 곱하여 구한 것으로, 구동 사이클이 높아질수록 비례하여 높아지는 것으로 나타났다. 구동체로서 자성유체만을 사용하였을 경우는 1회박출량이 구동 사이클에 반비례하고 있기 때문에 유량은 구동 사이클과 관계없이 거의 변하지 않는 것을 나타내고 있다.

이상의 실험결과로부터, 구동체로서 자성유체만을 사용하였을 경우는 현 단계에서는 인공심장의 혈액펌프로 사용하기에는 부적당한 것으로 나타났다. 다음으로는, 구동체로서 철심만을 사용한 것과 철심과 자성유체를 병용한 펌프에 대하여 구동방식을 변경하였을 경우의 펌프 특성에 대하여 살펴본다.

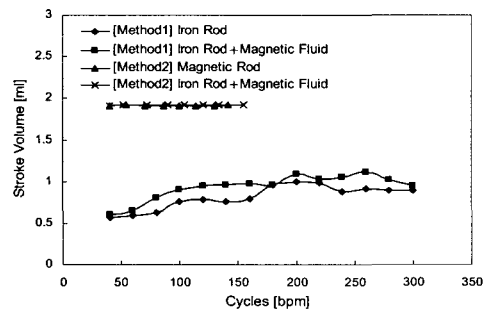

그림 9. 구동방식에 따른 1회박출량

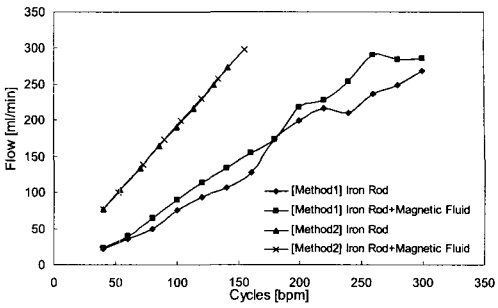

그림 10. 구동방식에 따른 유량특성

그림 9는 2가지 구동방식에 대한 1회박출량과 구동 사이클의 관계를 나타낸 것 이다.

1회박출량은 구동방식2를 사용하였을 경우가 구동방식1을 사용하였을 경우보다 2배 가까이 높은 것으로 나타났다. 구동방식2의 경우는 stopper사이의 간격이 넓어, 구동체의 스트로크가 커지기 때문에 당연한 결과라고 할 수 있다.

구동방식2의 경우는 1회박출량이 구동 사이클에 관계없이 거의 일정한 값으로 되는 것을 알 수 있다. 이것은 구동체가 stopper까지 확실히 도달하고 있음을 나타내는 결과로, 스트로크가 커졌음에도 불구하고 충분한 사이클 특성을 나타내는 것으로, 펌프특성으로는 구동방식1에 비하여 우수한 특성을 나타내고 있음은 확실하다.

그림 10은 각 구동방식에 대한 유량특성을 나타낸 결과로, 앞서 살펴본 바와 같이 1회박출량이 구동 사이클에 관계없이 거의 일정한 값을 나타내고 있어, 유량특성의 경우는 구동 사이클의 증가에 따라 비례적으로 유량이 증가하고 있는 것으로 나타났다.

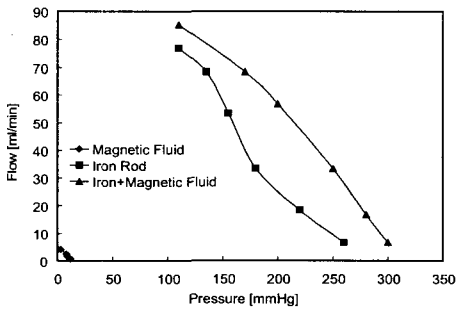

그림 11. 자성유체 구동형 혈액펌프의 유량-후부하 특성

후부하와 유량과의 관계를 그림 11에 나타내었다. 후부하의 증가와 함께 유량은 감소하였다. 자성유체만

사용했을 경우 약 12㎜Hg의 후부하에서, 철심만 사용했을 경우 약 260㎜Hg의 후부하에서, 자성유체와 철심의 병용시에는 약 300㎜Hg의 후부하에서 유량이 0이 되었다.

5. 고 찰

자성유체 구동형 혈액펌프에 의해 얻을 수 있는 유량에 대해 검토한다. 구동방식1의 경우는, 아크릴관의 내경은 7.4㎜, 철심(외경6.67㎜)의 최대 스트로크는 60㎜이기 때문에 철심의 이동에 의한 최대 1회박출량은 1.38㎖로 된다. 각 조건별 1회 박출량의 최대치와 이론치에 대한 유효박출률을 표 2에 나타내었다.

표 2. 구동체에 따른 1회박출량의 실험치 및 이론치 [구동방식1]

	자성유체	철 심	자성유체+철심
실험치	0.185	0.997	1.116
이론치	1.380	1.380	1.380
유효박출률(%)	13.4	72.2	80.9

자성유체만을 구동체로 사용하는 경우는 유효박출효율 13.4%를 나타내었으나, 철심만 사용하는 경우는 72.2%, 자성유체와 철심을 병용하는 경우는 80.9%로 증가하고 있다. 따라서, 자화특성이 좋은 자성유체가 개발되고, 고효율의 자장을 인가하여 자성유체만을 사용하여 필요로 하는 압력을 얻을 수 있게 되면, 관경과 스트로크로 정해지는 1회 박출량을 확실히 얻을 수 있게 된다. 사람의 순환을 유지하려면 60㎖ 정도의 1회박출량이 필요하기 때문에, 관경을 크게 하거나, 솔레노이드를 다단으로 하여 스트로크를 키우는 방법 등을 고려하여 전체적으로 체적을 작게 하며 필요한 스트로크를 얻을 수 있도록 하는 설계가 필요하다.

구동방식을 변경하여 스트로크를 달리한 2가지의 구동방식에 대한 1회 박출량의 최대치와 이론치에 대한 유효박출률을 표 3에 나타내었다.

표 3. 구동방식에 따른 1회박출량의 비교

		철 심	자성유체+철심
구동방식1	실험치	0.997	1.116
	이론치	1.380	1.380
	유효박출률(%)	72.2	80.9
구동방식2	실험치	1.921	1.921
	이론치	3.310	3.310
	유효박출률(%)	58.0	58.0

구동방식2가 구동방식1에 비하여 1회박출량이 2배 가까이 상승하는 실험결과가 있었다. 구동방식2는 stopper 사이의 간격을 넓혀 구동체의 스트로크를 높인 방법이기 때문에 당연한 결과라 할 수 있다. 구동방식2의 경우 스트로크가 104㎜이기 때문에 최대 1회박출량은 3.31㎖로 된다. 구동방식2는 구동방식1에 비하여 1회 박출량이 70%이상의 상승을 나타내고 있으나, 유효박출량은 29% 정도 낮게 되어있다. 또한, 구동방식2는 자성유체의 병용여부와 관계없이 일정한 1회박출량을 나타내고 있다. 구동방식2는 관성을 이용하여 구동체를 구동시키고 있기 때문에, 관성이 작은 자성유체가 stopper까지 도달하지 못하여 철심과 아크릴관 사이에 공극이 발생하여 유체가 누설되고 있는 것으로 생각된다.

그림 12와 같이, 구동방식1은 펄스의 1주기에 있어서 솔레노이드1, 2에 교대로 끊임없이 전류를 흘려주고 있으나, 구동방식2는 양 솔레노이드를 off로 하는 시기가 존재한다.

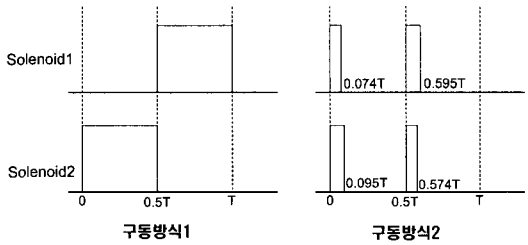

그림 12. 각 구동방식에 따른 1주기의 전류파형 (80bpm 구동시)

표 4에 각 구동방식에 따른 에너지변환효율에 대하여 정리한 바와 같이, 솔레노이드에 흘려주는 전류의 양은 4A이기 때문에 1주기간의 평균전류는 구동방식1은 4A, 구동방식2는 1.35A이다.

표 4. 구동방식에 따른 에너지변환효율

	평균전류	1회박출량	1회박출량/평균전류
구동방식1	4.0[A]	1.116[ml]	0.279
구동방식2	1.35[A]	1.921[ml]	1.423

따라서, 구동방식2는 구동방식1에 비하여 33.8%의 에너지만을 사용하여 구동하고 있다. 또한, 구동방식2가 1회박출량이 크기 때문에 에너지변환효율이 우수하다고 할 수 있다. 즉 자성유체 구동형 혈액펌프의 에너지변환효율을 1회박출량/평균전류라고 정의 하였을 때 구동방식2의 경우는 구동방식1에 비하여 510%가 된다. 자성유

체 구동형 혈액펌프를 완전이식형 인공심장에 사용할 경우에는 적은 소비전력으로 구동할 수 있는 구동방식을 채용함으로써 체외에 배치하는 2차전지의 소형화 및 장기간의 연속사용가능성이 있다.

본 연구에서 검토한 자성유체 구동형 혈액펌프를 인체에의 적용가능성에 대하여 검토한다. 사람의 안정시의 심박출량은 5ℓ/min정도이며, 평균 혈압은 100㎜Hg, 심박수는 70bpm정도이다. 따라서, 인공심장에 활용할 수 있는 혈액펌프는 후 부하 100㎜Hg에 대하여 5ℓ/min를 박출할 수 있는 성능이 필요하다. 심박수를 80으로 가정하면, 1회박출량은 62.5㎖가 된다. 실험결과로부터는 1회박출량이 가장 높았던 경우는 구동방식2에서 자성유체와 철심을 병용한 경우에서, 1.92㎖이다.

구동방식2에서는 1회박출량이 이론치의 58%정도에 머무르고 있다 이것은 자성유체의 관성이 작기 때문으로 생각된다. 솔레노이드를 병렬로 배열하여 자성유체를 완전한 스트로크를 얻을 수 있도록 개량하면, 1회 박출량을 3㎖까지 높일 수 있으리라 기대된다. 이 상태에서 인공심장에 사용가능한 박출량인 62.5㎖를 얻기 위해서는 아크릴관의 직경을 4.3배(32.3㎜)로 하면 되나, 이렇게 하면 장치의 체적이 증가하게 되기 때문에, 전체적으로 체적을 작게 하면서 충분한 스트로크를 얻을 수 있는 설계가 필요하게 된다. 또한, 사용하는 자화율이 높은 철심의 사용 및 솔레노이드 코일의 권수를 높이는 등의 방법을 고려할 필요도 있다.

본 연구에서 사용한 자성유체의 포화 자화는 35.6kA/m이며, 철심은 1,398kA/m이다. 그런데, 자성유체에 사용된 마그네타이트 입자 자체의 포화 자화는 479kA/m이다. 자성유체는 마그네타이트를 분산제로 하여 안정화시키기 때문에, 그 포화 자화는 마그네타이트의 1/10정도로 감소한다. 그러나, 자성체와 비자성체와의 계면에 인가되는 자장의 강도를 H라 하면, 계면에는

$$P = \frac{\mu_0 \chi H^2}{2}$$

의 압력이 인가된다. 만약, 자장의 강도를 실험에서 사용한 0.236T로 하고, 압력 100㎜Hg이 인가될 수 있는 자화강도를 구하면 M=113kA/m로 된다. 이것은 마그네타이트의 자화의 강도보다 작다. 따라서, 현재 자성유체의 3~4배의 자화강도를 갖는 자성유체가 개발되면 자성유체 구동형 인공심장은 가능해지게 된다.

또, 반대로 현재 정도의 자화특성을 갖는 자성유체를 이용해도 0.75T의 자계를 인가할 수 있으면, 100㎜Hg의 압력을 얻을 수 있다. 초전도 코일이나 희토류 자석을 사용할 수 있게 되면 이 방법으로도 자성유체로 구동되는 인공심장은 가능해진다.

6. 결 론

자성유체 액츄에이터는 고체간의 접촉에 기인하는 마찰이 발생하지 않기 때문에 인공심장에 적용하면 장기간의 내구성에 있어서 유리할 것으로 기대된다. 이상의 실험결과 및 고찰을 통하여, 자성유체 구동형 혈액펌프는 자성유체와 철심을 병용한 구동체를 사용하여 구동방식의 개량을 통하여 펌프특성이 개선되는 것을 알 수 있었다. 또한, 장래 자화율이 높은 자성유체의 사용 및 고자장인가 방법의 개발 등에 의하여 스트로크가 크며, 소비전력이 적은 구동방식의 개발 등에 의하여 자성유체 구동형 인공심장의 가능성이 있다고 생각된다.

참고문헌

[1] Victor L. Poirier, "The heartmate left ventricular assist system: Worldwide clinical results", European journal of cardio-thoracic surgery, Vol.11, pp. s39-s44, 1997

[2] Robert D, Dowling, Steven W, Etoch, Karla A, Stevens, Amy C, Johnson, Laman A, Gray, Jr, "Current Status of the AbioCor Implantable Replacement Heart", Annals of Thoracic Surgery, Volume 71, Issue 3 Supplement, pp.S147-S149, 2001

[3] Arnim Nethe, Thomas Schoppe, Hanns-Dietrich Stahlmann, "Ferrofluid driven actuator for a left ventricular assist device", J.M.M.M. Vol.201, pp.423-426, 1999

[4] Mitamura Y, Wada T, Okamato E, " Ferromagnetic artificial cells for artificial circulation", ASAIO J, Vol.42, No.5, pp.402-406, 1996

[5] Thomas Hahndel, Hanns-Dietrich Stahlmann, Arnim Nethe, Johannes Muller, Norbert Buske, Arnim Rehfeld, "Ferrofluid-supported electromagnetic drive for supporting the heart or partially or totally replacing the heart", US Patent 6074365

[6] Berardino Della Sala, "Total Artificial Heart", US Patent 4650485

[7] 高崎 佳明, 高山 紘一, 園田 敏勝, 上田 隆三, "人工心臓用を目指した循環型磁性流体ポンプに関する基礎的研究", 福岡工業大学研究論集, Vol.27, No.2, pp.219-224, 1995

김 동 욱(Dong-Wook KIM) **[정회원]**

- 1988년 2월 : 전북대학교 기계공학과 (공학사)
- 1990년 2월 : 전북대학교 기계공학과 (공학석사)
- 1992년 3월 : Hokkaido Univ. 생체공학과 (공학석사)
- 1995년 3월 : Hokkaido Univ. 생체공학과 (공학박사)
- 2000년 3월 ~ 2006년 8월 : 순천향대학교 정보기술공학부 부교수
- 2006년 9월 ~ 현 재 : 전북대학교 생체정보공학부 부교수

<관심분야>
의료공학, 인공장기, 실버공학

三田村好矩(Yoshinori Mitamura) **[정회원]**

- 1966년 3월 : 名古屋工大學 計測工學科卒 (공학사)
- 1971년 3월 : Hokkaido Univ. 전자공학과 (공학박사)
- 1974년 ~ 1976년 : Cleveland Clinic NIH연구원
- 1978년 ~ 1988년 : Hokkaido Univ. 응용전기연구소 조교수
- 1989년 ~ 1998년 : Hokkaido Tokai Univ. 전자정보공학과 교수
- 1998년 4월 ~ 현재 : Hokkaido Univ. 정보과학대학원 교수

<관심분야>
인공심장, 인공판막, 최적호흡제어