

인공심장용 무축(無軸) 원판형 자기 부상 모터

◦ 김 승 종* , Toru Masuzawa ** , Yohji Okada **

Shaftless Disk-type Self-bearing Motor for Artificial Heart

Seung-Jong Kim, Toru Masuzawa and Yohji Okada

ABSTRACT

In order to apply into a compact and reliable centrifugal blood pump, this paper introduces a self-bearing motor in which a rotor is rotated without contact. The rotor is actively controlled in only radial directions, while the axial and tilting motions are passively stable owing to the disk-shape structure of the rotor. A prototype was made in outer-rotor type that is far better in the compactness than inner-rotor type. The prototype could be driven up to 8000 rpm with the rotor vibration under 0.12 mm. The maximum cardiac output and pressure head were 9 L/min and over 200 mmHg, respectively. These experimental results show that the proposed self-bearing motor has sufficient performance for application to a real blood pump.

1. 서론

원심형 인공 심장에 적용되기 위해서 펌프가 갖춰야 할 조건은 대단히 많다. 공학적인 관점에서만 살펴 보더라도, 펌프의 우수한 성능은 물론, 그 성능의 지속성과 신뢰성이 요구될 것이고, 고효율과 긴 수명, 아담한 크기, 그리고 가벼운 무게가 성패를 좌우하게 된다. 이러한 요구 조건에 부합하는 구동기로서 최근 연구가 활발히 진행되고 있는 자기 부상 모터는 1990년대 중반에 처음 소개되었다. 자기 부상 모터란 자체적으로 회전체를 부상시킨 채 회전이 가능한 모터로써, 기존의 모터와 능동 자기 베어링을 기능적으로 결합한 형태이다. 따라서, 자기 베어링의 장점인 비접촉, 무마찰, 무마모, 무윤활의

성질을 유지하고 있어, 인체 내부에서의 청결성과 펌프 수명의 장기화 측면에서 큰 강점을 지니며, 인공 심장의 소형화에도 유리하다. 현재 일본과 미국, 스위스 등에서는 인공 심장에 관한 세계 시장을 선점하고자 커다란 국가적인 지원에 힘입어 치열한 개발 및 특허 경쟁이 진행 중이다[1-3]. 그 중에 중요한 성과로 꼽힐만한 연구로서, 1997년 일본 Kyoto 대학교의 Akamatsu 교수 팀[1]이, 축방향으로 자기 부상되는 임펠러(impeller)를 갖는 원심형 혈류 펌프를 개발하여 1년 이상 동안의 동물 실험에 성공한 사례가 있다. 비록 볼 베어링으로 지지되는 별도의 모터를 사용하였기에 완전한 자기 부상은 아니었지만, 자기 부상 모터의 도입을 위한 교두보를 마련하였다고 볼 수 있다. 1998년에는 미국의 Virginia 대학교와 Utah 대학교의 공동

* 정희원, 한국과학기술연구원

** Ibaraki University, Japan

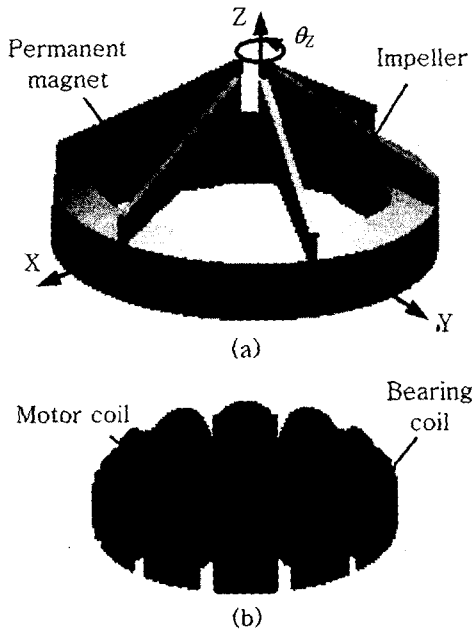


Fig. 1 (a) The ring-shape outer rotor with impellers and (b) the stator with coils

연구팀에 의해 5축 제어 완전 부상형 원심 펌프가 개발되었다[2]. 그러나, 우수한 성능에도 불구하고, 인공 심장에 응용되기에는 하드웨어의 구조와 제어기가 다소 복잡하였다.

본 논문에서는 회전체의 반경 방향 운동만을 능동 제어하여 완전 부상을 시키는 간단한 원리의 자기 부상 모터를 제안하고 외부 회전자(outer rotor)형 무축 원심 펌프를 제작한다. 또한, 실험을 통하여 인공 심장에의 응용 가능성을 확인한다.

2. 무축(無軸) 원판형 자기 부상 모터

2.1 구조

제안된 자기 부상 모터에서의 회전자는 Fig. 1(a)에서 보는 바와 같이 6개의 임펠러가 달린 링(ring) 모양을 갖는다. 여기서, θ_z 는 모터 회전 방향이고, 회전자는 X, Y의 두 반경방향으로만 능동적으로 제어되며, 그 밖의 다른 방향들에 대한 안정성은 X, Y 방향의 제어가 이루어지면 따라서

얻어진다. 그러한 수동 안정성을 최대한 유지하기 위해 백-슈라우드(back-shroud)가 없는 개방형 임펠러가 사용되었는데, 이는 회전자에 작용하는 Z 방향 유체력을 감소시킬 수는 있으나, 다소의 펌프 출력 저하도 감수해야 한다. 한편, 회전자의 안쪽 면에는 4개의 영구 자석이 원주방향으로 N, S, N, S극(4극) 순으로 부착되어 있다. 이 영구 자석들은 Nd-Fe-B 계열로서 두께는 0.7 mm이며, 공극이 일정할 때의 자속 밀도가 정현 분포를 이루도록 모양이 설계되었다.

Figure 1(b)는 12개의 슬롯이 있는 고정자의 모습을 보여 준다. 두께가 8 mm인 고정자는 와전류의 영향을 줄이기 위해 규소 강판을 적층하여 제작되었다. 각 코어에는 두 가지 종류의 권선이 집중권 방식으로 감겨 있는데, 모터 권선은 3상 4극으로, 베어링 권선은 2상 6극으로 설계되었다.

2.2 회전 원리

회전을 위해서는 일반적인 4극 영구 자석 동기 모터의 원리를 따른다. 즉, Figure 2에서 보는 바와 같이, 고정자의 모터 권선이 원주 방향으로 4극의 전류 분포를 만들어 ω 의 시간 변화율로 회전시키면 회전자는 ψ 의 위상차를 두고 따라 온다. 4극이므로, 이 때 회전자의 회전 속도는 $\omega/2$ 가 된다. 서보 모터 제어를 하지 않는 경우, 무부하 상태에서 ψ 는 0° 가

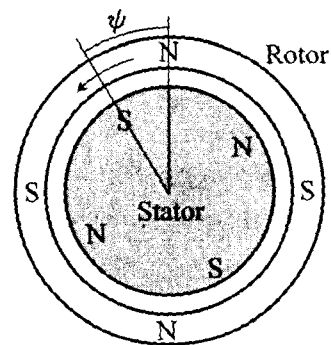


Fig. 2 Rotation principle

되며 부하가 증가하여 ψ 가 90° 를 넘으면 회전이 멈추게 된다.

회전자의 영구 자석에 의한 자속 밀도 B_r 과 4극 모터 권선에 의한 전류 분포 I_m 은 각각 다음과 같은 정현 분포로 가정될 수 있다.

$$B_r(\theta, t) = B_R \cos(\omega t - 2\theta) \quad (1)$$

$$I_m(\theta, t) = I_M \cos(\omega t - 2\theta - \psi) \quad (2)$$

여기서, B_R 과 I_M 은 각각 B_r 과 I_m 의 진폭이고, θ 는 고정 좌표계에서의 각위치이다. 이 때, 회전 토크는 플레밍의 왼손 법칙을 이용하여 계산할 수 있다.

$$T = - \int_0^{2\pi} B_r I_m L d\theta = \pi B_R I_M L \cos \psi \quad (3)$$

여기서 L 은 자계를 지나는 권선의 총유효 길이이다. 주목할 점은 회전 토크가 ωt 에 무관하며 I_M 과 ψ 에 의해 제어될 수 있다는 것이다.

2.3 부상 원리

고정자의 6극 베어링 권선에 의해 생성되는 자속 밀도 B_b 는 다음과 같이 나타낼 수 있다.

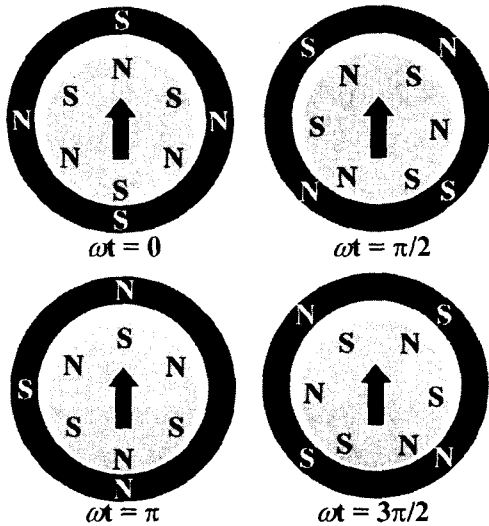


Fig. 3 Pole arrangement for some angular positions to produce the upper direction force

$$B_b(\theta, t) = B_B \cos(\omega t - 3\theta - \phi) \quad (4)$$

여기서, B_B 는 B_b 의 진폭이며, ϕ 는 B_b 와 B_r 의 위상차이다. 공극을 지나는 총자속은 B_b 와 B_r 의 합으로 표시된다.

$$B(\theta, t) = B_r(\theta, t) + B_b(\theta, t) \quad (5)$$

이 자속에 의해 발생하는 자기력을 X, Y 방향으로 나누어 유도하면,

$$F_x = \int_0^{2\pi} \frac{(B_r + B_b)^2 r L}{2\mu_0} \cos \theta d\theta \quad (6)$$

$$= \frac{\pi r L}{2\mu_0} B_R B_B \cos \phi$$

$$F_y = \int_0^{2\pi} \frac{(B_r + B_b)^2 r L}{2\mu_0} \sin \theta d\theta \quad (7)$$

$$= \frac{\pi r L}{2\mu_0} B_R B_B \sin \phi$$

가 얻어진다. 여기서, r 은 고정자의 반경이고, μ_0 는 공간 투자율이다. 즉, 자기력의 경우도 ωt 에 무관하게 B_B 와 ϕ 를 조절함으로써 크기와 방향이 임의로 정해질 수 있다. 이를 그림으로 설명한 것이 Fig. 3인데, 회전자의 다양한 각위치에 대해서 일정한 방향으로 자기력을 발생시키는 고정자의 자속 분포를 보여 준다. 이와 같은 특성은 본 논문에서와 같이 고정자와 회전자의 극수의 차이가 2일 때 나타나며, $P \pm 2$ 이론이라 알려져 있다[4]. 이로써, 회전자의 안정된 부상은 X, Y 변위를 측정하여 피드백하는, 간단한 제어기 설계로 가능해진다.

3. 실험

3.1 실험 장치

앞서 언급한 바와 같이 인공 심장용 원심 펌프는 그 크기가 중요한 설계 인자가 된다. 왜냐하면, 펌프가 너무 크면 인체에 이식하기에 부적합하게

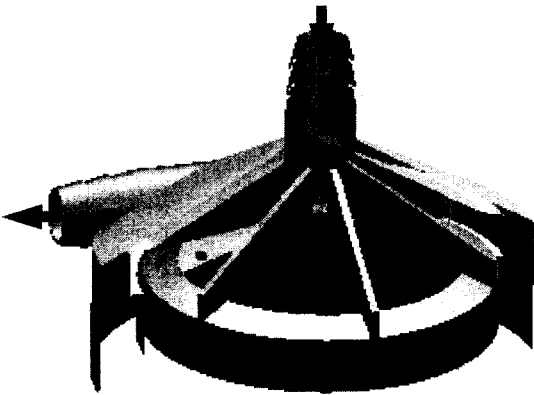


Fig. 4 Schematic view of the proposed centrifugal blood pump

되고, 너무 작으면 충분한 혈액을 공급하기 위해서 고속 회전이 필요하게 되는데 그것은 원심력에 의한 혈구 파괴를 야기하기 때문이다. 본 논문에서는 제안된 자기 부상 모터의 실용 가능성을 타진하고, 부상력과 회전 토크의 측정, 평가를 통한 설계

Table 1 Design parameters

| Parameter | Value |
|--------------------------------|---------|
| Diameter of stator | 50 mm |
| Inner diameter of rotor | 52 mm |
| Outer diameter of rotor | 63.4 mm |
| Thickness of permanent magnet | 1 mm |
| Thickness of stator and rotor | 8 mm |
| Weight of rotor | 62 g |
| Weight of stator | 105 g |
| No. of turns (motor winding) | 40 |
| No. of turns (bearing winding) | 100 |
| Amplitude of motor current | 1.5 A |

기준을 마련하기 위해 1차 시작품을 다소 크게 제작하였다. Fig.4와 5는 펌프의 개념도와 조립된 시작품의 단면도를 보여 준다. 그리고 기본적인 설계 사양은 Table 1에 정리하였다. 그림에서 보는 바와 같이 외부 회전자형으로 설계될 경우 펌프의 크기를 효과적으로 줄일 수 있으나, 규소 강판의 적층과 권선 작업 등, 고정자의 제작에는 어려움이 따르게 되며, 코일의 직경과 권선수가 제한을 받는다.

구성된 시스템에서 회전자의 부상 제어는 DSP (TI-TMS320C30) 내에서 이루어진다. 제어 회로의 구성과 PID 제어기 설계는 능동 자기 베어링의 제어계와 동일하지만 제어 전압을 모터의 구동 주파수에 동조시키는 과정이 추가된다. 샘플링 주파수는 6.7kHz이며, 제어기의 비례 제어 계인은 10 V/m, 미분 계인은 0.02 V·sec/m, 적분 계인은 0.005 V/m·sec로 하였다. 한편, 서보 모터 제어를 위해서는, 회전자의 아래면에 12개의 작은 영구 자석을 일정 간격으로 부착하여 부하에 의한 회전자의 위상 지연을 홀(hall) 센서로 측정할 수 있도록 하였다. 역시 DSP의 PID 제어기에서 계산되는 3상 모터 제어 신호는 2상 부상 제어 신호와 함께 D/A 변환기와 5채널 선형 전력

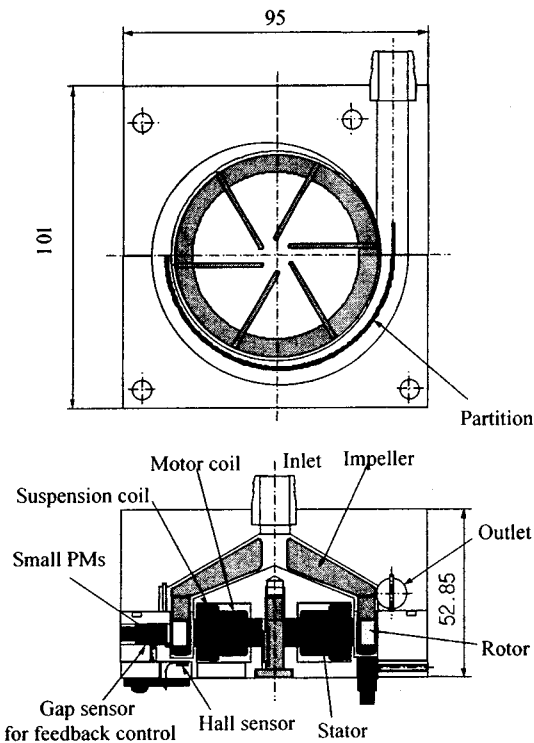


Fig. 5 Cross-sectional view of the prototype

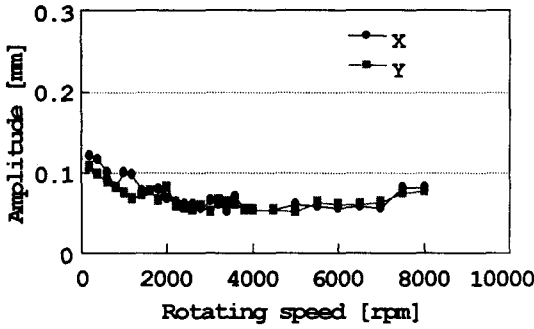


Fig. 6 Unbalance response

증폭기를 거쳐 전류로 변환되어 고정자로 흐른다.

3.2 실험 결과

공기중에서 최대 8000 rpm까지 회전시키면서 측정 한 회전자의 반경 방향 진동을 Fig. 6에 나타내었다. 최대 진폭 0.12 mm 이내로, 2000 rpm 이상에서는 0.08 mm 이내로 양호하게 제어됨을 알 수 있다. 반면, 혈액과 비슷한 점도를 갖도록 제작된 액체 속에서는 최대 2000 rpm까지 안정한 자기 부상 회전 상태를 유지하는 것을 확인하였다. 보통의 인공 심장용 원심 펌프의 운전 속도가 1000~3000 rpm인 것을 감안하면 충분한 실용 가능성이 있다고

판단된다.

Figure 7은 제작된 자기 부상 펌프의 박출 성능 실험 결과이다. 최고 회전 속도 2000 rpm에서 최대 압력헤드 200 mmHg, 1800 rpm에서 최대 유량 8.66 l/min가 측정되었다. 인공 심장에 필요한 펌프 성능인 5 l/min 이상의 유량과 압력헤드 100 mmHg 이상을 만족하려면 1600 rpm의 회전 속도로 충분함을 알 수 있다. 한편, 다음의 식을 이용하면 필요 유량과 압력헤드로부터 필요 회전 토크를 역으로 예측할 수도 있다[5].

$$T = \frac{1}{\omega\eta} (Q \times 10^{-3} / 60 \times 133.3 \times H) \quad (8)$$

여기서 ω 는 회전자의 각속도[rad/sec], η 는 펌프의 효율, Q 와 H 는 각각 유량[l/min]과 압력헤드 [mmHg]를 의미한다. 예를 들어, 회전 속도가 1800rpm이고 효율이 0.3이라 가정하면 0.017 Nm의 필요 토크가 계산되며, 이는 자기 부상 모터의 설계에 중요한 지표가 된다.

인공 심장은 외부로부터의 지속적인 전원 공급이 불가능하므로 대부분 소형 배터리를 이용하게 된다. 따라서 펌프의 전원 소비량과 효율도 중요한 고려

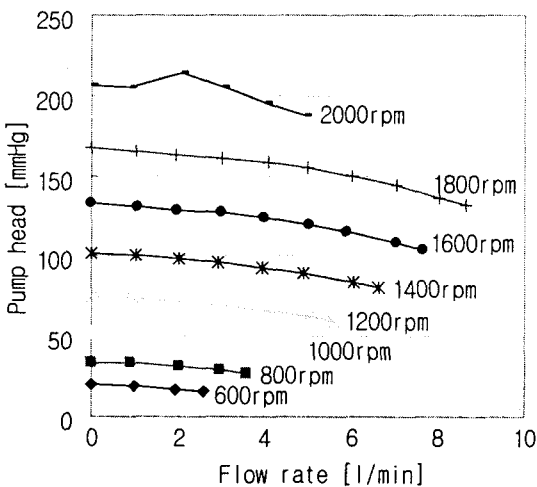


Fig. 7 HQ characteristics of the prototype pump

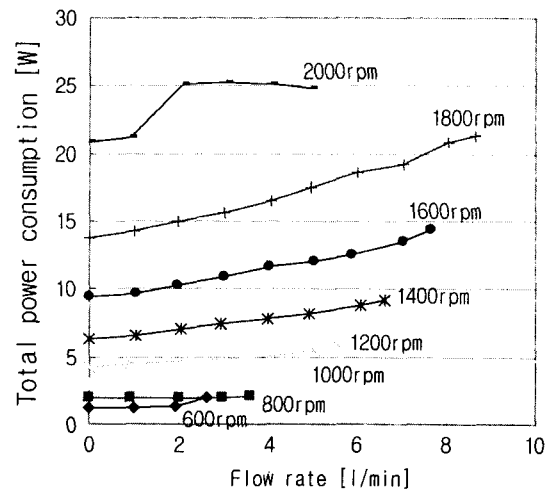


Fig. 8 Power consumption versus flow rate

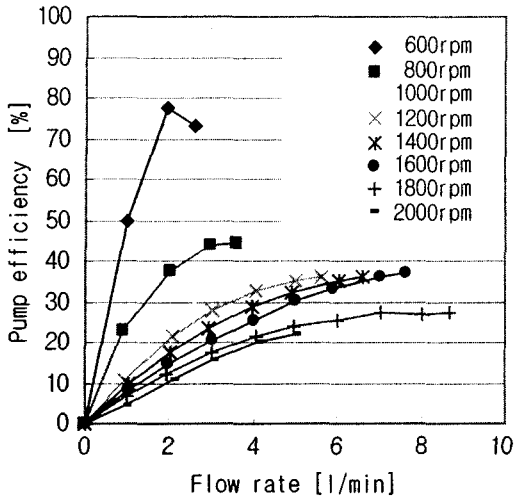


Fig. 9 Pump efficiency versus flow rate

사항이 된다. 실험을 통해 얻은 전원 소비량과 펌프 효율을 Fig. 8과 9에 나타내었다. 1600 rpm으로 회전하면서 5 l/min의 유량을 박출하는 동안, 약 13 W가 소모되고, 그 때의 펌프 효율은 30%임을 알 수 있었다. 펌프 효율은 다음과 같은 관계식을 이용하여 계산되었다.

$$\begin{aligned} \text{펌프 효율} &= \frac{\text{펌프출력일률[W]}}{\text{펌프입력일률[W]}} \\ \text{펌프입력일률[W]} &= \text{모터입력전력[W]} \times \text{모터효율} \\ \text{펌프출력일률[W]} &= \text{압력헤드[mmHg]} \times 13.6 \times \\ &\quad \text{유량[l/min]} / 60 / 1000 \times 9.81 \end{aligned}$$

여기서, 자기 부상 모터에서는 자기 부상을 위해 전력이 소모되는 이유로 기존의 모터에 비해 모터 효율이 매우 낮아서 약 40%로 관찰되었다. 따라서 모터 입력 전력에 대한 펌프 출력 일률의 비인 전체 효율은 약 12%가 된다.

4. 결론

인공 심장에의 적용을 목적으로 자기 부상 모터를 장착한 원심 펌프가 개발되었다. 외부 회전자형으로 설계되어 소형이며, 반경 방향으로만

능동 제어를 하기 때문에 간단한 구조와 제어기 설계가 가능하였다. 제작된 자기 부상 모터는 공기중에서 8000 rpm까지 안정된 운전에 성공하였고, 펌프 실험을 통해서 인공 심장의 요구 조건을 충족하는 성능을 확인하였다. 향후, 시스템 설계의 최적화, 내구성 향상, 토크 개선, 구동부의 소형화, 비접촉 변위계 제거 등을 위한 노력이 자기 부상 모터의 실용화를 위해 필요하리라 사료된다.

참고 문헌

1. C. Nojiri, et al. "More than 1 year continuous operation of a centrifugal pump with a magnetically suspended impeller," ASAIO J., Vol.43, No.5, M548-M552, 1997.
2. P. Allaire, et al. "Performance of a continuous flow ventricular assist device: magnetic bearing design, construction, and testing," Artif Organs, Vol.22, No.6, pp.475-480, 1998.
3. T. Yamane, M. Nishida, T. Kijima and J. Maekawa, "New mechanism to reduce the size of the monopivot magnetic suspension blood pump: direct mechanism," Artif Organs, Vol.21, No.7, pp.620-624, 1999.
4. Y. Okada, K. Dejima and T. Ohishi. "Analysis and comparison of PM synchronous motor and induction motor type magnetic bearings," IEEE Trans. on Industry Appl., Vol.31, No.5, pp.1047-1053, 1995.
5. T. Masuzawa, et al. "Development of design methods for a centrifugal blood pump with a fluid dynamic approach: results in hemolysis tests," Artif Organs, Vol.23, No.8, pp.757-61, 1999.