

심장 내 이식형 축류 혈액 펌프용 자성 유체 축봉의 내압 특성

論文

51D-10-6

Characteristics of the Sealing Pressure of a Magnetic Fluid Shaft Seal for Intra-Cardiac Axial Flow Blood Pumps

金 東 郁* · 三田村好矩**

(Dong-Wook KIM · Yoshinori Mitamura)

Abstract - One of the key technologic requirements for rotary blood pumps is the sealing of the motor shaft. A mechanical seal, a journal bearing, magnetic coupling, and magnetic suspension have been developed, but they have drawbacks such as wear, thrombus formation, and power consumption. A magnetic fluid seal is durable, simple, and non power consumptive. Long-term experiments confirmed these advantages. The seal body was composed of a Nd-Fe-B magnet and two pole pieces; the seal was formed by injecting magnetic fluid into the gap (50 μ m) between the pole pieces and the motor shaft. To contain the ferro-fluid in the seal and to minimize the possibility of magnetic fluid making contact with blood, a shield with a small cavity was attached to the pole piece. While submerged in blood, the sealing pressure of the seal was measured and found to be 31kPa with magnetic fluid LS-40 (saturated magnetization, 24.3 kA/m) at a motor speed of 10,000 rpm and 53kPa under static conditions(0mmHg). The specially designed magnetic fluid seal for keeping liquids out is useful for axial flow blood pumps. The magnetic fluid seal was incorporated into an intra-cardiac axial flow blood pump.

Key Words : magnetic fluid, shaft seal, rotary blood pump, intra-cardiac axial flow blood pump

1. 서 론

근래의 의료, 특히 심장 외과는 비약적인 진보를 이루고 있어 지금 까지는 난치병으로 생각되었던 중증 심장 질환의 대부분에 대하여 구명·연명이 가능해지고 있다. 그러나, 상당히 복잡한 심장 기형, 광범위하게 걸쳐 진행된 관상 동맥 질환, 중증 심근 장애, 중증 심폐 장애 등에 대한 치료가 완벽하게 가능하다고는 할 수 없다. 이러한 위독하고 절망적인 심장을 대항하고자 하는 것이 인공 심장 또는 생체 심장을 이용한 심장 이식이다. 이미 심장 이식은 임상적으로 현저한 성과를 얻고 있으나 제공자의 문제, 거절 반응 등의 제약이 있다. 그러나 이에 비하여 인공 심장에는 이러한 문제는 거의 없어 무한한 가능성을 지니고 있는 분야이다.

인공심장에는 혈액 펌프의 박출 방식의 차이에 의하여 혈액을 펄스형으로 박출 하는 박동형 혈액 펌프와 연속성 혈류를 만들어 내는 무박동형 혈액 펌프의 2 종류로 분류할 수 있다. 박동형 혈액 펌프에는 sac형이나 다이어프램형 등이 있으며, 무 박동형 혈액 펌프에는 축류 펌프나 원심 펌프 등이 있다. 박동형 혈액 펌프보다 축류형 혈액 펌프가 에너지 효율이 좋으며, 소형화가 가능하고 구조가 간단하다는 특징이 있으며, 최근의 연구결과로는 무박동형 혈액펌프로 1년 이상의 장기 생존례가 보고되고 있어 생리학적인 관점에서도 문제가 없는 것으로 되어 있다. [1-2] 본 연구팀에서도 6000~10000rpm의 회전속도로 5 ℓ /min이상의 박출량을 갖는 축류형 혈액펌프를 개발하고 있다.[3-6]

축류형 혈액펌프 개발중, 혈액 중에서 회전하는 임펠러(impeller)와 혈액 외에 있는 액추에이터(모터)를 혈액의 누수가 없도록 결합시키기 위한 회전축의 밀봉(sealing)에 대한 문제가 있었다.

일반적으로 사용되는 회전축의 밀봉은 다음과 같은 3종류의 방법이 이용되고 있다. 첫 번째는 mechanical seal과 purge system을 조합하는 방법으로, 이 방법은 고체끼리 직접 접촉하고 있으며, 세정액을 필

요로 하는 결점이 있다.[7] 두 번째로, 모터와 임펠러는 자기(磁氣)결합하고, 임펠러에 부착되는 축수를 혈액 속에 두어 혈액을 운반체로서 사용하는 방법으로, 축수 부분에서 용혈 및 혈전현상이 일어날 가능성이 매우 높다.[8] 세 번째 방법은 자기부상 방법으로, 임펠러가 어느 곳과도 접촉하지 않는 이상적인 방법이나, 자기부상을 위해서는 상당한 에너지가 필요 하며, 제어장치가 커지기 때문에 축류형 혈액펌프에 적용하기 어려운 점등이 문제가 있다.[9]

이상과 같이 정상류형 혈액펌프의 회전축의 밀봉을 위하여 다양한 방법이 이용되고 있으나, 어느 것 하나 이상적인 방법이 존재하지 않는 것이 현실이다. 따라서, 본 연구에서는 6000~10000rpm의 회전속도로 5 ℓ /min이상의 박출량을 갖는 축류형 혈액펌프 회전축의 밀봉에 사용할 수 있는 자성유체 축봉의 개발을 목표로 하여 연구했다.

2. 자성유체 축봉

2.1 자성유체 축봉의 특징

일반적인 자성유체 밀봉의 사용목적은 진공밀봉이나 방진밀봉 등이다. 방진밀봉의 경우는 하드 디스크 등에도 사용되고 있다. 자성유체 축봉의 기본구성은 그림 1과 같은 구조로 되어 있으며, 주요 구성부품은 영구자석, 끝이 날카로운 자극편, 축, 그리고 자성 유체이다.

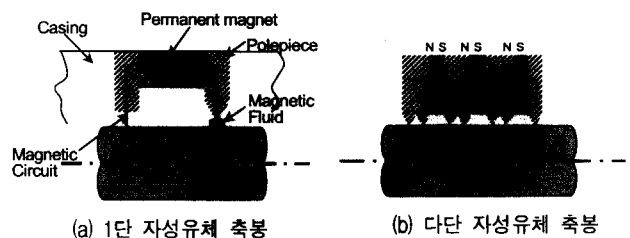


그림 1 자성유체 축봉의 개념도

Fig. 1 Concept of magnetic fluid shaft seal

자성유체를 자극편의 끝에 주입하여 영구자석의 자력에 의해 유지

* 正 會 員 : 順天郷大學校 情報技術工學部 助教授 · 工博

** 非 會 員 : 日本北海道大學 教授 · 工博

接受日字 : 2002年 5月 8日

最終完了 : 2002年 6月 17日

하는 원리이다. 이 자성유체 축봉의 양측에서 작용하는 압력차가 있는 경우, 자성유체 축봉은 비균일 자장 분포 중을 이동하여, 양측에서 작용한 압력차에 대항하는 자기력이 발생한 위치에서 멈추게 되어 있다. 자성유체 축봉이 가지고 있는 장점과 단점을 살펴보면 다음과 같다.

장점 :

- 밀봉재가 액체이기 때문에, 고체 밀봉과 같은 고체끼리의 마찰에 의한 열의 발생이나 마모분의 발생이 거의 없다. 또 회전축의 마찰 손실이 매우 적다.(메카니컬씰의 1/10정도)
- 점성 액체의 유동성을 갖추고 있기 때문에, 샤프트의 진동 및 샤프트의 표면 조도에 따라 밀봉재가 변형하기 때문에, 고체밀봉과 같이 접촉 표면의 가공 정밀도가 다소 낮아도 사용 가능하다.
- 액체에 의한 밀폐이기 때문에 고속 회전시에도 높은 기밀성을 가지고 있다.
- 구조가 매우 간단하며, 외부 에너지를 필요로 하지 않으며, 장치의 질량이 매우 경량이다.
- 가압 방향(좌우)에 제한이 없다.

단점 :

- 액체밀봉이기 때문에, 고체밀봉과 비교하여 내압 성능이 낮다.
- 장기간의 사용에 의한 용매의 휘발성 문제나 내구성 열화의 우려가 있다.
- 액체를 밀봉할 때에는 밀봉하고자 하는 액체에 용해되기 어려운 용매의 자성유체를 사용했을 경우에서도 액체 중으로의 혼합에 의한 밀봉의 파손 염려가 있으며, 밀봉하고자 하는 액체가 혈액인 경우는 그 생체적합성문제를[11] 신중히 검토하여야 한다.

상술한 장점은 자성유체 seal의 특성을 살린 우수한 점으로 볼 수 있으나, 단점에 대해서는 혈액 펌프의 사용관점에서 살펴보았을 때는 모두 중요한 요소이다.

또, 이 외의 특징으로서서는 축과 자극(磁極)간의 간극이 넓어지면 내압 성능이 감소한다. 실험적인 값으로는, 간극이 0.05~0.1mm정도인 경우, 최대 35~40 kPa의 차압을 얻을 수 있지만, 0.3mm정도의 간극이 되면 10kPa 전후의 차압 밖에 얻을 수 없다. 또한, 밀봉구조를 1단만 사용하지 않고, 다단으로 사용함으로써 차압특성의 향상을 기대할 수 있다.

상기의 사항들을 고려하여, 심장내이식 축류형 혈액펌프에 사용할 수 있는 자성유체 축봉을 개발 하였으며, 그 개략도를 그림 2에 나타내었다. 자극편, 도너츠 형태의 링으로 되어있는 실드와 영구자석, 모터축으로 이루어진 2단의 밀봉구조로 되어 있으며, 이들 재료는 자성체로 만들어진 것을 사용하였다.

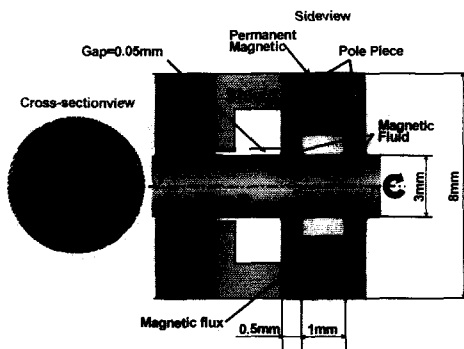


그림 2 축류형 혈액펌프용 자성유체 축봉
Fig. 2 Magnetic fluid shaft seal for axial flow blood pump.

실험장치의 구조를 설명하면, 영구자석을 2매의 자극편 사이에 끼우고, 회전축을 그 구멍에 삽입하는 구조이다. 이와 같은 구조에서는 영구자석에서 발생한 자속이 회살표로 나타낸 것과 같이, 자극편 → 회전축 → 자극편으로 이루어지는 경로의 자기 회로를 만들어, 모터축과 자극편 사이의 간극에 강자장이 형성된다. 자극편의 구멍과 회전축 사이에는 간극이 형성되어 있으므로, 이 간극에 자성 유체를 주입하면, 자성유체가 회전축과 자극편사이의 간극에 형성된 자장에 의하여 보지되기 때문에 자성 유체는 액체이지만 흡사 자석으로 만든 O링과 같이 샤프트 주위를 밀봉하는 구조가 된다. 자극편과 영구자석의 수를 늘림으로써 다단의 자성유체 축봉도 가능하게 되며, 다단으로 하면 할수록 내압성능이 향상되나 너무 단수를 많이 하게 되면 밀봉의 폭이 넓어지기 때문에 회전축에 편심이 있을 경우는 단수의 한계가 있다.

축봉의 액체 쪽에 미소 용적의 공기실(cavity)을 설치하여 자성유체와 액체(혈액 또는 생리식염수)의 직접적인 접촉을 막도록 한다. 즉, 압력이 인가되면 액체는 회전축의 간극을 통하여 공기실내에 유입되려하나, 공기실의 용적이 감소하면서 압력이 상승하게 됨에 따라 액체의 유입이 억제된다. 또한, 자성유체와 액체는 누설특성, 점성이 크게 다르기 때문에 양자가 섞일 가능성이 적어지게 된다.

본 연구에서 사용하고 있는 자성유체 축봉은 2단으로 하였으며, 본 연구에서 사용한 자성유체 축봉의 주요 부품에 대한 사양은 표 1과 같다.

표 1 자성유체 축봉의 주요 부품의 사양
Table 1 Specification of major parts for magnetic fluid shaft seal

부 품	재 료	크 기	기 타
자극편	SUS420	내경 : 3.1mm, 외경 : 8mm, 두께 : 0.5mm	
실드	아크릴	내경 : 3.1mm(협), 5mm(광), 외경 : 8mm 두께 : 1.5mm,	gap용적 : 1.58μl
회전축	SUS420	지름 : 3mm	
영구자석	Nd-Fe-B자석	내경 : 3.8mm, 외경 : 8mm, 두께 : 1mm	자속밀도 : 12.79G 보지력 : 935.3kA/m

2.2 자성 유체

자성 유체란 강자성을 띤 미립자를 용매 중에 다중 분산시킨 콜로이드 용액으로 그 자화 특성은 자성 미립자 자신의 자화 특성에 의존하는 외에, 미립자가 유체 중에서 마이크로적인 움직임에도 관계되고 있다. 따라서, 액체중의 강자성 미립자가 안정한 분산을 유지하기 위해서는 자성유체 미립자의 분산이 이루어지도록 하여야 한다. 자성유체는 고-액 혼상 유체라고는 하나, 고액혼상 액체의 경우, 액체와 밀도가 서로 다른 고체를 혼입 한다면 정지 액체 중에서 고체 입자의 침강에 의하여 고액 분리가 생겨 장시간 일정한 분산 상태를 유지하는 것이 불가능하다. 또, 미립자가 강자성체인 경우에는 근접한 입자가 자력에 의하여 서로 흡인하여 합체 응집되어 큰 덩어리가 되어 침전된다. 이 때문에, 액체중에 강자성체입자를 균등하게 분산시키기 위해서는 입자의 중력에 의한 침강을 방지할 목적으로 미립자의 브라운 운동을 이용하여야 한다. 이를 위해서는 입자의 크기를 평균 직경이 10-8m(=10nm) 정도까지 미세화 할 필요가 있다. 브라운운동에 의해 강자성체의 침강은 막을 수 있으나, 미립자 자신이 가지고 있는 자력이나 반데발스 힘(van der Waals's force)에 의하여 응집되는 것을 막기 위해 미립자의 표면에 올레인산 등의 계면 활성제를 흡착시켜 그 단성 반발력을 이용할 필요가 있다. (그림 3)

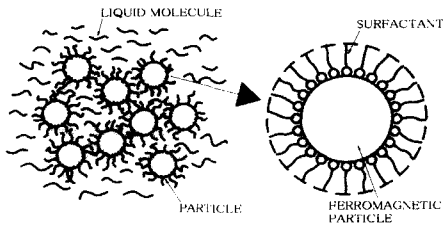


그림 3 자성유체 미립자의 분산모델
Fig. 3 Dispersion model for a particle of magnetic fluid

본 실험에서 이용한 자성 유체는 LS-40, W-40, HC-50(TAIHO Industries Co., Ltd.)의 3종류로, 그 특성을 표 2에 나타내었다.

표 2 실험에 사용된 자성유체의 특성
Table 2 The property of a magnetic fluids

	LS-40	W-40	HC-50
비 중(at 25℃)	1.32±0.02	1.40±0.02	1.39±0.02
점 도(at 25℃, cp)	450±150	25±7	15±10
표면장력 (at 25℃, dyne/cm)	-	28±2	26±2
포화자화(G)	305±20	380±30	475±30
비등점 (℃, at 760mmHg)	250에서 분해	100	150~250
인화점(℃)	225이상	없음	30~60
증발량 (at 80℃, μg/cm-hr)	3.6	-	-
사용온도범위(℃)	-10~160	10~80	-20~120
용 매	eicosyl- naphthalene	water	kerosene

3. 실험장치 및 실험방법

3.1 실험장치

자성유체 축봉의 내압 특성 시험은 그림 4와 같은 실험장치를 제작하여 검토하였다. 실험장치는, 컴프레서와 압력 레귤레이터로 구성되는 액체 가압 장치와 접속되어 있다. 액체용 자성유체 축봉의 밀봉 압력은 압력센서(KYOWA, PGM-05KG)로 측정하였다.

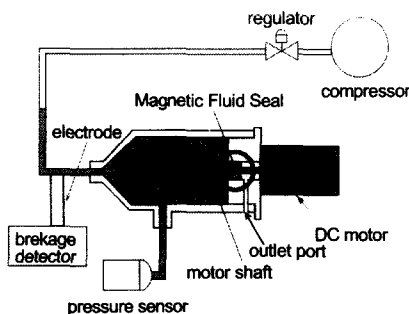


그림 4 실험장치의 개략도
Fig. 4 Experimental setup



그림 5 실험장치 사진
Fig. 5 The photograph of experimental setup

컴프레서에서 가압된 압력은 열화비닐튜브를 통하여 가압실 (pressure chamber)에 유도시킨다. 이때 인가되는 압력은 압력센서에 의하여 모니터링 하여 일정한 압력이 되도록 제어하였다. 그림 중의 원내가 자성유체 축봉이 설치된 곳으로, 회전축의 진동을 억제하기 위하여 볼베어링 2개를 설치하였다. 샤프트 후방에는 밀봉 파괴시의 작동유체가 흘러나갈 수 있는 유출구멍(outlet port)을 만들어 밀봉이 파괴되었을 때 작동유체가 유출되도록 하여, 육안으로도 밀봉의 파괴를 확인 할 수 있도록 하였다.

또한, 컴프레서측의 열화비닐튜브 중간에 2개의 전극을 장착하여, 내압 측정 시험시에 전극이 케이스내의 액체에 매몰되도록 커넥터 부근까지 액체를 주입해 전극에 전압을 걸어 둔다. 또, 2극에 흐르는 전류를 전류기록계로 실험 중 항상 기록하도록 한다. 액체중에 전극이 매몰되어 있는 상태에서는 전극간은 낮은 저항 값을 나타내기 때문에 높은 전류 값이 흐르고 있지만, 밀봉이 파괴되어 후방의 유출구멍으로 자성유체가 유출되면 컴프레서쪽에 있는 전극은 공기에 노출되기 때문에 저항이 커지게 되어 측정된 전류가 낮아짐으로 밀봉의 파손여부를 확인 할 수 있는 구조로 되어 있다.

모터는 브러시리스 DC모터를 사용하였다. 모터는 밀봉 시험 장치에 중심을 맞추어 고정하고, 회전축은 축류형 혈액펌프의 구조에 적합한 직경 3mm로 하였으며, 자성 재료일 필요가 있기 때문에 자성 스테인레스인 SUS420으로 제작한 회전축을 모터에 고정했다.

3.2 실험방법

내압 측정 시험에 사용한 액체는 생리식염수와 소의 혈액을 사용했다. 소의 혈액은, 채혈시에 헤파린 10ml(1,000units/ml)을 첨가한 후, 직후에 CPD(citrate phosphate dextrose) 용액을 혈액 1ℓ에 대해서 180ml의 비율로 첨가하였다.

내압측정 실험순서 :

- ① 자성유체를 마이크로 피펫을 사용해 소량의 자성유체를 흡인하여 모터의 회전축과 자극편 사이의 간극에 자성유체를 주입한다.
- ② 케이스 뚜껑을 닫은 후, 사용 액체를 케이스에 채운다. 이때 케이스 내부 공기를 완전히 제거하여, 압력의 감쇠가 없도록 주의한다.
- ③ 압력센서를 연결하고, 컴프레서측의 커넥터 근처까지 가득 차도록 사용 액체를 충전한다. 이 때, 밀봉 파손 감지센서의 전극이 충분히 액체에 잠겨 있는 것을 확인한다.
- ④ 컴프레서와 압력실의 사이의 밸브를 개방하여 컴프레서의 압력이 압력실에 유도되도록 한다. 부하의 압력계측을 위해 압력계는 기록계에 연결하여 압력 부하 적분부터의 압력을 실시간으로 기록한다.

- ⑤ 컴프레서의 전원을 넣은 후, 기록계 상에서 압력을 모니터링하면서 천천히 압력을 상승시킨다. 동시에 압력 부하를 실시간으로 기록하고, 축봉 시험 장치 후방에 장착된 파손시의 자성유체 유출구멍을 확인하여 자성유체의 누설여부를 판단하여 밀봉의 파손을 확인한다. 자성유체 축봉의 파손 확인은 압력기록계의 압력파형과 밀봉파손 검지 센서의 파형을 통해서도 주의 깊게 확인하도록 하며, 밀봉이 파손되었을 경우의 압력을 축봉내압으로 결정한다.
- ⑥ 자성유체 축봉의 파손 확인 후에는 사용액체 및 자성유체 축봉을 다시 시행한 후 반복 시험을 행한다. 측정은 동일한 모터 회전수에서 적어도 3회씩 시행하여 평균을 구한다.

4. 회전축 편심량

회전축의 진동이 축봉내압에 미치는 영향에 대하여 검토를 하였다. 회전축의 진동은 자극편과 회전축사이의 간극의 편심이 주된 원인으로 축봉의 내압에 직접적으로 영향을 미친다.

회전축의 진동을 레이저센서(Kyence, LB-045)를 사용하여 측정하였다. 이것은 모터축의 진동에 의해 반사레이저광의 반사방향이 변화하는 것을 CCD카메라로 측정하는 방식으로 되어 있다.

측정에 있어서는 회전축에 볼베어링을 장착한 모델과 비장착모델의 2종류에 대하여 수행하였다. 결과를 그림 6에 나타내었다.

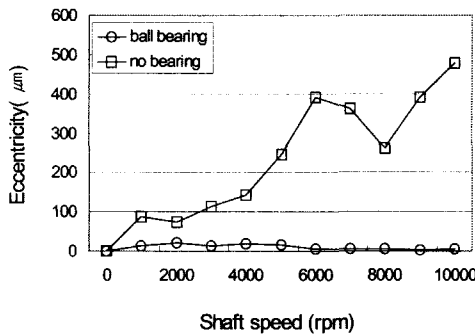


그림 6 베어링 장착 유무에 따른 회전축의 편심량
Fig. 6 Eccentricity of the rotational shaft with and without ball bearing

베어링을 장착하지 않은 상태에서 측정된 결과는 모터축의 회전수 증가와 더불어 편심량도 증가되는 것으로 나타났으며, 10000rpm에서 480μm의 편심을 나타내고 있어, 자극편과 회전축의 간극 50μm를 훨씬 상회하는 결과를 나타내어 베어링의 장착이 없이는 펌프 그 자체로서의 성능발휘조차도 문제가 된다. 반면, 베어링을 장착한 상태에서는 최대 편심량이 2000rpm에서 30μm의 편심량을 나타내고 있으며, 회전수의 증가와 함께 편심량은 감소하여 6000rpm이상에서는 5μm이하의 편심량을 나타내고 있다. 자극편과 회전축의 간극이 50μm임을 고려할때, 충분히 적은량이라고 말할 수 있다.

따라서, 본 실험에서는 자성유체 축봉 내압실험시, 축봉기구에 반드시 볼베어링을 장착한 상태에서 실험을 수행하였다.

4. 실험결과

4.1 자성유체의 주입량에 따른 축봉 내압 변화

자성유체의 최적 주입량의 결정을 위하여, 회전축의 회전을 정지시킨 상태에서 3종류의 자성유체(W-40, HC-50, LS-40)를 각각 5~20μl까지 5μl간격으로 주입하여 축봉 내압을 측정하였다.

측정결과를 그림 7에 나타내었다. 여기에서 HC-50은 모두 133kPa를 나타내고 있으나, 이는 실험장치의 구성상 이 이상의 압력측정이 불가능하였기 때문에 최대 값으로 나타내었다. 따라서, 실제의 축봉 내압은 이 값보다도 높다.

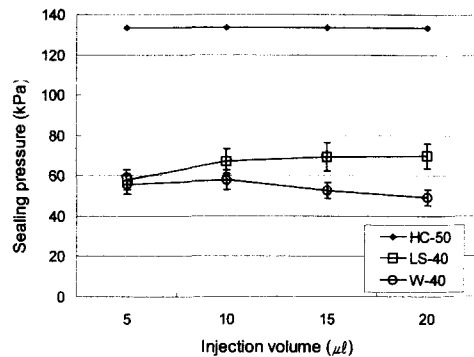


그림 7 자성유체의 주입량에 따른 내압특성(n=4)
Fig. 7 The sealing pressure against the injection volume of the magnetic fluid

혈액펌프로써 사용될 때 인가되는 압력 133kPa과 비교하면, 3종류의 자성유체 모두가 충분한 내압특성을 나타내고 있는 것을 알 수 있다. 이중에서도 HC-50이 가장 큰 축봉내압 값을 나타내고 있다. 그 뒤를 이어, LS-40, W-40의 순서로 축봉내압이 낮아지는 결과를 보였다.

이 사실은 포화자화, 점도, 용매의 차이에 기인하는 것으로 생각된다. 포화자화가 가장 큰 HC-50이 최대 축봉내압을 나타내었으며, 포화자화는 작지만, 점도가 큰 LS-40이 그 뒤를 이었다. 용매가 생리식염수인 W-40이 가장 낮은 축봉내압을 나타내었다.

또한, W-40이 주입량 10μl를 경계로 하여 주입량을 증가시켰음에도 불구하고 내압이 증가하지 않는 것은 간극부의 용적이 약 11μl이기 때문에 이 이상의 자성유체를 주입하여도 실드 밖으로 자성유체가 유출되어 생리식염수에 용해되기 때문에 내압이 증가하지 않는다고 생각된다. 그러나, LS-40은 용매가 eicosyl-naphthalene으로 점도가 큰 특징을 나타내고 있어 단시간에 생리식염수에 용해되지 않기 때문에 축봉내압이 약간 증가하는 것으로 생각된다.

4.2 회전속도 및 공기실에 따른 축봉내압 변화

축류형 혈액펌프의 경우는 비용적형 펌프로 펌프의 체적이 작다는 이점은 있으나, 임펠러를 고속으로 회전시켜야만 소정의 박출량을 얻을 수 있다. 따라서, 모터축의 회전상태에서의 축봉상태를 살펴봐야 한다. 전 절의 실험결과 및 간극부의 용적을 고려하면, 자성유체의 주입량은 약 15μl의 범위가 적절하다고 할 수 있다. 따라서, 자성유체의 주입량을 15μl로 고정하고, 회전축의 회전수를 0~10000rpm까지 2000rpm간격으로 변화시키고, 공기실(cavity)의 유무에 따른 축봉내압 검토를 수행하였다.

공기실의 역할은 그림 2에서 알 수 있는 바와 같이 자성유체와 액체(혈액 또는 생리식염수)의 직접적인 접촉을 방지하는 역할을 한다. 즉, 압력이 인가되면 액체는 회전축의 간극을 통하여 공기실내에 유입되려 하나, 공기실의 용적이 감소하면서 압력이 상승하게 됨에 따라 액체의 유입이 억제된다. 또한, 자성유체와 액체는 누설특성, 점성이 크게 다르기 때문에 양자가 섞일 가능성이 적어지게 된다.

실험순서는 실험장치의 회전축과 자극편 사이에 15μl의 자성유체 주입 및 공기실의 설치를 완료한 후, 모터를 소정의 회전수로 회전시킨 후, 컴프레서를 가동하여 압력을 서서히 높이며, 축봉이 파괴될 때까지의 압력을 측정하였다. 결과 값은 그림 8에 나타내었다.

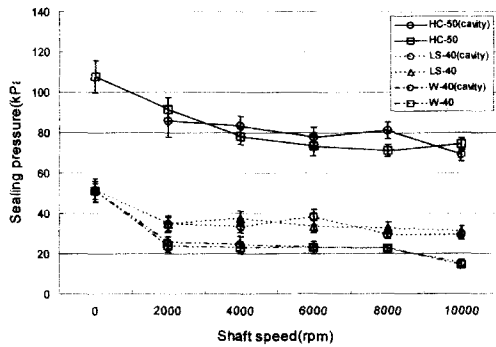


그림 8 shaft의 회전속도에 따른 내압특성(n=4)
Fig. 8 The sealing pressure against the shaft rotational speed

자성유체 HC-50 및 LS-40의 경우는 축류형 혈액펌프의 구동조건 13.3kPa와 비교하여 충분한 내압특성을 나타내었다. 그러나, W-40의 경우는 공기실이 비장착된 상태에서 회전수 10000rpm의 경우 14.4kPa, 공기실을 장착하여도 15.3kPa로 구동조건과 거의 같은 수준의 내압특성을 나타내고 있기 때문에, 실제 혈액펌프의 구동시에는 축봉에 문제가 발생할 위험성을 내포하고 있다.

또한 공기실의 유무에 관해서는 W-40, LS-40의 경우는 큰 변화는 없었으나, HC-50의 경우는 내압특성의 향상을 볼 수 있었다. 이것은 자성유체 W-40의 경우는 용매가 생리식염수이며, 내압도 별로 높지 않기 때문에 공기실의 효과가 나타나기 전에 축봉이 파괴되었기 때문이라 생각된다. LS-40의 경우는 점도가 크기 때문에 단기간의 실험에서는 공기실의 유무에 영향을 받지 않으리라 생각된다. 그러나 이들과 비교하여 HC-50은 점도가 작고 내압특성도 충분히 높기 때문에 공기실의 효과를 발휘할 시간적, 압력적 여유가 충분하였기 때문에, 공기실의 장착에 의하여 내압특성이 향상되었다고 할 수 있다.

4.3 작동유체에 따른 축봉내압 변화

지금까지 축봉내압 특성 평가에는 작동유체의 사용상의 편리성으로부터 주로 생리식염수를 사용하여 축봉의 내압특성을 조사하였으나, 혈액과 생리식염수는 점성을 비롯하여 액체의 물리적인 성질이 다르기 때문에 생리식염수와 내압특성에 차이를 나타낼 가능성이 있다. 따라서, 본 절에서는 작동유체로써, 생리식염수와 소의 혈액을 사용하여, 공기실이 장착시의 양자간의 내압특성을 살펴보았다.

자성유체축봉에 사용하는 자성유체는 전절의 실험에서 축류형 혈액펌프에 최적으로 생각되는 LS-40을 사용하였다.

작동유체로써 사용되는 소의 혈액은 부패하기 쉬우며, 시간의 경과에 따른 물리적 특성이 변화할 가능성이 있기 때문에 취급에는 세심한 주의가 필요하다. 신선한 소의 혈액을 얻기 위해서는 실험이 실시되기 직전에 채혈하는 것이 좋으나, 여건이 허락되지 않기 때문에, 실험당일 오전에 도축시설에 도착하여, 도축된 소의 혈액을 즉시에서 채취한 후 실험실에 운반하여 사용하도록 하였다.

소의 혈액은 5ℓ들이 용기에 4ℓ 정도의 혈액은 채취한 후 헤파린(노보헤파린, 1000units/ml) 10ml와 CPD용액 560ml를 첨가한다. 이들의 과정을 모두 마친 후에 혈액을 아이스박스에 넣어 운반을 하는데 가능한 한 아이스박스는 동요하지 않도록 신중히 운반하도록 한다. 이와 같이 운반된 혈액에 대해서는 가능한 한 당일의 실험에만 사용하도록 하여, 매번의 실험때 마다 신선한 혈액을 사용하도록 주의를 기울였다.

그림 9에 생리식염수와 소의 혈액을 사용하였을 때의 축봉내압 특성을 나타내었다.

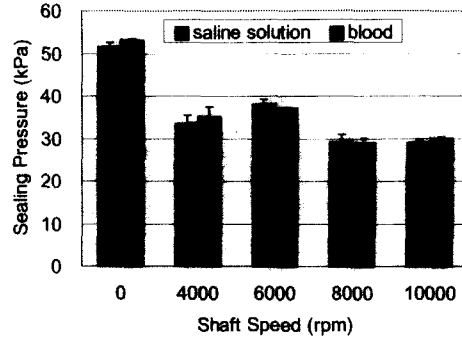


그림 9 생리식염수와 혈액의 축봉내압특성(n=3)
Fig. 9 The sealing pressure for saline solution and blood

두 액체 모두 회전축 정지상태에서는 상당히 높은 내압특성을 나타내었으나, 회전축의 회전에 의하여 내압특성이 약간 감소하는 경향을 나타내어, 4000~6000rpm사이에서는 30kPa정도의 내압특성을 나타내고 있다. 또한, 생리식염수나 소의 혈액을 사용하였을 경우의 내압특성에 있어서 유의한 차이는 보이지 않고, 모두 오차범위에서 거의 같은 내압특성을 나타내고 있다.

5. 고찰

자성유체 축봉은 액체 밀봉으로 고체간의 접촉이 없기 때문에 마찰 열이나 마모가루의 발생이 거의 없고, 회전축의 표면 가공 정밀도에 관해서도 그다지 크게 고려를 하지 않아도 되기 때문에 상당히 단순한 밀봉이라 말할 수 있다. 이 때문에, 축봉의 구조는 박판의 자극편, 영구자석 그리고 간극을 채울 수 있을 만큼의 자성 유체가 있으면 축봉이 가능하다. (물론 이들 모든 재료가 자성재료이어야 한다.)

또한, 중량이나 용적은 아주 적기 때문에, 소형화를 주요점으로 개발하고 있는 축류형 혈액펌프에 있어서는 상당히 유효한 축봉 구조라고 말할 수 있다. 액체 밀봉의 가장 큰 약점은 내압 성능에 있다. 메카니칼 축봉의 경우는 내압이 2kPa정도까지 유지할 수 있는 축봉도 존재하고 있는 것을 보면, 기껏해야 100kPa이 한계 내압인 자성유체 축봉은 내압 성능에 뛰어나다고 하기는 어렵다. 그러나, 본 연구에서는 축류형 혈액펌프의 축봉에 사용하는 것을 목적으로 하고 있기 때문에, 인간의 생리적인 혈압을 이길 만큼의 내압특성을 생각하면, 자성유체 축봉을 축류형 혈액펌프에 사용하는 것은 문제시되지 않는다. 본 연구에서 수행한 축봉 내압실험에 의해 혈액펌프의 구동조건인 차압 1.33 kPa(100mmHg)보다 훨씬 큰 값을 나타내고 있어, 혈액펌프의 축봉으로써 충분히 사용가능함을 알 수 있었다.

자성유체 축봉의 내압특성을 높이기 위해서는 영구자석의 자력을 높이는 것이 가장 유효한 수단이라 할 수 있다. 그러나, 자장강도가 높은 자석을 사용하여도, 자성유체 자체의 자화한계(포화상태)가 있기 때문에, 축봉을 향상시키기 위해서는 강력한 영구자석의 사용은 물론이고, 자화가 높은 자성유체를 사용하여야 하며, 회전축이나, 자극편에 투자율이 높은 재료를 사용할 필요가 있다.

각종 자성유체와 축봉내압의 관계를 살펴보면, 자화특성이 큰 자성유체가 큰 축봉내압 특성을 나타내었다. 또한, 실험결과로부터 HC-50, LS-40, W-40 모두 축류형 혈액펌프의 자성유체 축봉에 사용될 수 있는 것으로 나타났으나, 가장 큰 내압 특성을 나타낸 HC-50은 장기간 사용한 후에 유체에 약간의 경화현상이 나타났으며, W-40의 경우는 회전축의 회전수 10000rpm때 13.3kPa에 접근해 있어서 다소의 불안이 남아 있다. 이와 같은 것들을 고려하면, LS-40이 가장 적절하다고 할

수 있다.

자성유체 축봉의 내압측정 실험에 있어서는 혈액을 직접적으로 사용함에 따른 곤란함 때문에 작동유체로 생리식염수를 사용하여 내압특성을 조사하였으나, 혈액과 생리식염수는 점성을 비롯하여 액체의 물리적인 성질이 다르기 때문에, 작동유체의 종류에 관한 내압특성의 비교가 필수적으로 필요하였다. 따라서, 작동유체로 생리식염수를 사용하였을 경우 가장 적절하다고 판단된 자성유체 LS-40을 사용하고, 작동유체로 생리식염수와 혈액을 사용하여 내압 측정 시험을 행한 결과 양자의 내압특성을 비교하였다. 그 결과 양자가 거의 일치하는 결과를 얻었다. 다소간의 차이가 있는 것은, 자성유체 축봉이 액체밀봉이기 때문에, 간극이 매우 좁은 곳에 매회 동일한 축봉을 행한다고 하는 것은 현재의 수법으로는 곤란하였다. 또, 편심에 관해서도 현재의 구조에서의 간극 50 μ m의 1/10정도인 5 μ m로 확인 되었으나, 주변의 진동 등의 영향에 의하여 다소간의 편심량이 증가되었다고도 생각 된다. 이와 같은 상황을 고려하면, 이번의 내압 측정 시험 결과, 생리식염수와 혈액의 2종류의 작동유체간에는 축봉내압 특성의 차이가 거의 없다고 말할 수 있어, 생리식염수를 작동유체로하는 내압특성 시험의 결과를 신뢰할 수 있다고 생각 된다.

6. 결 론

본 연구에서는 자성유체 축봉을 체내이식 축류형 혈액펌프에 사용할 목적으로 축봉의 내압특성의 관점에서 성능평가를 수행하였으며, 다음과 같은 결론을 얻었다.

- ① 회전축 진동의 억제에는 볼 베어링을 장착함으로써 회전축의 편심량이 자극편과 회전축의 간극 50 μ m를 훨씬 하회하는 5 μ m 정도로 안정화 되어, 회전축의 지지에는 볼베어링의 유효성을 확인할 수 있었다.
- ② 내압성능에 관해서는 자성유체 HC-50, LS-40의 경우 혈액펌프의 구동범위인 13.3kPa를 훨씬 상회하는 내압성능을 나타내고 있어, 축봉의 유효성을 확인할 수 있었다. 그러나, W-40의 경우는 샤프트 회전수 10000rpm때 13.3kPa에 근접해 있어서 실제 사용에는 다소의 불안이 남아 있다.
- ③ 자성유체 축봉의 사용기간에 관해서는, HC-50의 경우는 점도가 작고 휘발성이 크기 때문에 단기 사용에 한정하여 사용할 수 있다고 생각 되며, 장기간 사용을 위해서는 충분한 내압 특성을 얻을 수 있으며, 휘발성이 작고, 점도가 큰 LS-40이 적합하다.
- ④ 자성유체 축봉에 공기실을 설치함으로써 내압성능의 향상을 확인할 수 있었으며, 또한 중요한 목적의 하나인 밀봉하고자 하는 액체와의 혼합의 방지라는 측면에서도 육안으로 관찰하였을 때, 생리식염수와 자성유체의 혼합이 없는 것을 알 수 있어 공기실의 효과가 확인 되었다.
- ⑤ 생리식염수와 소의 혈액을 사용한 내압특성 시험에서 양자간의 차이는 거의 없었기 때문에, 자성유체 축봉 개발시, 유체역학적인 차원에서의 내압성능 평가 시에는, 혈액을 사용하는 번거로움을 피할 수 있는 생리식염수만으로 평가 하여도 무방하다.

감사의 글

본 연구는 한국과학재단 특정기초연구(R01-2000-00378)지원으로 수행된 연구로서, 관계부처에 감사드립니다.

참 고 문 헌

- [1] Nose Y., Long-term ex vivo implantation (Longer than one year) of rotary blood pumps., *Artificial Organs*, Vol. 21, pp. 863, 1997
- [2] Yada I, Golding LR, Harasaki H, Jacobs G, Koike S, Yozu R, Saito N, Fujimoto LK, Snow J, Olsen E, Murabayashi S, Venkatesen VS, Kiraly R, Nose Y., Physiopathological studies of nonpulsatile blood flow in chronic models., *Artificial Organs*, Vol. 29, pp. 520-525, 1983
- [3] Y. Mitamura, H. Nakamura, E. Okamoto, R. Yozu, S. Kawada, D.W Kim, "Development of the Valvo-Pump: Axial flow pump implanted at the heart valve position preserving the diseased heart muscle, *Artificial Organs*, Vol.23, No.6, pp.566-571, 1999
- [4] 김동욱, 三田村 好矩, "심장내 이식형 축류 혈액펌프의 in-vitro 특성에 관한 연구", *의공학회지*, Vol.19, No.1, pp.33-38, 1998
- [5] 김동욱, 三田村 好矩, "심장내 이식형 축류 혈액펌프 용혈특성에 관한 연구", *의공학회지*, Vol.21, No.4, pp.353-362, 2000
- [6] Y. Mitamura, H. Nakamura, D. W. Kim, R. Yozu, S. Kawada, E. Okamoto, "Prediction of hemolysis in rotary blood pumps with computational fluid dynamics (CFD) analysis", *Journal of Congestive Heart Failure and Circulatory Support*, Vol.1, No.4, pp.331-336, 2001
- [7] Kenji Yamazaki, Robert Kormos, Toshio Mori, et al., "An intraventricular axial flow blood pump integrated with a bearing purge system", *ASAIO J* 41:M327-M332, 1995
- [8] Robert k Jarvik, "System considerations favoring rotary artificial hearts with blood-immersed bearings", *Artificial Organs*, Vol.19, No.7, pp.565-570, 1995
- [9] Chang-Hee Park, Kazunobu Nishimura, Tomoyuki Yamada, et al., "A magnetically suspended centrifugal pump", *ASAIO J* 41:M345-M350, 1995

저 자 소 개



김 동 욱 (金 東 郁)

1964년 10월 23일생. 1988년 전북대 기계공학과 졸업 1992년 일본 Hokkaido Univ. 생체공학과 석사과정졸업(공학석사) 1995년 동대학원 박사과정졸업(공학박사). 현재 순천향대학교 정보기술공학부 조교수
Tel & Fax : (041) 530-1340
E-mail : bmedwkim@sch.ac.kr



Yoshinori Mitamura(三田村好矩)

1944년 2월 1일생. 1966년 名古屋工業大學 계측공학과 졸업. 1971년 일본 Hokkaido Univ. 전자공학과 박사 수료(공학박사) 현재 Hokkaido Univ. 공학연구과 생체시스템공학 강좌 교수