

기계식 인공 판막 주위의 유연성 구조가 표면 괴식에 미치는 영향

이환성 · 황성원* · 선 경**

고려대학교 의료원 의공학과, *전북대학교 대학원 기계공학과, **고려대학교 의료원 흉부외과
(2002년 1월 15일 접수, 2002년 8월 17일 채택)

The Effect of Compliance Structures Near the Mechanical Heart Valve on Valve Surface Erosion

Hwan Sung Lee, Sung Won Hwang*, Kyung Sun**

Department of Biomedical Engineering, Korea University Medical Center, *Department of Mechanical Engineering, Graduate School of Engineering, Chonbuk National University, **Department of Thoracic and Cardiovascular Surgery Korea University, Medical Center

(Received January 15, 2002. Accepted August 17, 2002)

요약 : 1980년대에 동물과 인체에 이식한 기계식 인공 판막으로부터 핏트(pit)가 발견된 이래 그 원인으로 캐비테이션 현상이 주목받고 있다. 심실 압력 구배(dp/dt), 최대 폐쇄속도, 스퀴즈 유동 등과 같은 다양한 요소가 캐비테이션 발생의 임계값으로 연구되고 있다. 현재에는 기계식 판막의 표면 괴식의 원인으로는 폐쇄직전에 발생하는 스퀴즈 유동과 수격현상 등이 주목받고 있다. 본 연구에서는 자연 심장에 비교적 가까운 압력 조건하에서 강제 홀더와 유연성을 부가한 홀더를 이용하여 모델 밸브의 디스크의 폐쇄 운동 및 밸브 표면 부위의 압력 변화를 측정하였다. 실험 결과 모든 홀더에서 디스크 표면 근처에서 수증기 압력 이하의 압력 저하가 예상되었다. 또한 폐쇄 직전의 속도가 증가할수록 밸브의 표면 괴식도 증가하였다. 이들의 결과로부터 폐쇄 직전의 판막의 속도가 표면 괴식에 큰 영향을 미친다고 생각됐다.

Abstract : Since the discovery, in the 1980s, of erosion-pit-induced fractures in implanted mechanical heart valves, cavitation on the surface of mechanical heart valves has been widely studied as a possible cause of pitting. Several factors, including peak dp/dt of the ventricular pressure, maximum closing velocity of the leaflet, and squeeze flow, have been studied as indices of the cavitation threshold. In the present study, cavitation erosion on the surface of a mechanical valve was examined by focusing on squeeze flow and the water hammer phenomenon during the closing period of the valve.

In this study, we measured pressure wave forms near a valve and closing velocities of a disk, which were placed in a holder with and without compliance. In case of all holders, pressure drop of below vapor pressure expect at near the surface disk. It was also found that the closing velocity of the disk increased and that cavitation erosion was enhanced too. These results suggest that disk closing velocity during the closing phase has significant effects on pitting erosion.

Key words : Mechanical heart valve, Cavitation erosion, Closing velocity, Compliance structure

서 론

1980년대에 인체로부터 적출한 기계식 인공 판막의 파손 부위로부터 괴식 핏트가 발견된 이래 판막 파손의 원인으로 캐비테이션 현상이 주목받기 시작했다[1]. 캐비테이션이란 유체내

의 물체표면으로부터 유체가 박리될 때에 국소적으로 음압이 발생하여, 이 압력이 수증기 압력 이하에 도달하여 기포가 발생하는 현상을 말한다. 캐비테이션 기포는 매우 빠른 시간 내에 생성, 소멸되며 이 때에 마이크로 제트(micro-jet)와 충격파(shock wave)가 발생한다. 특히 충격파에 의해 최고 1 GPa 정도의 압력이 발생하며[2], 이 압력은 기계식 판막의 재료인 카본의 항복 응력 350-530 MPa를 초과하여 판막 표면 괴식을 일으키는 원인이 된다[3]. 이처럼 인체에 이식한 기계식 판막의 경우에도 캐비테이션이 발생하여 그로 인한 판막 표면 괴식이 발생하여 파손으로 이어지면 환자에 치명적일 수 있다.

통신저자 : 이환성, (136-705) 서울시 성북구 안암동 5가 126-1
고려대학교 의료원 의공학과
Tel. (02)920-5619, Fax. (02)928-8793
E-mail. lee_hwan_sung@hanmail.net

Lee 등[4, 5]과 Shu 등[6]은 현재 시판되고 있는 다양한 기계식 인공 판막을 대상으로 심실 압력 구배(dp/dt)에 따른 폐쇄 시에 발생하는 캐비테이션 기포를 CCD 카메라를 이용하여 관찰하여, 판막 주위에서의 기포 발생 유무로 dp/dt를 캐비테이션 발생의 임계값으로 정의했다. 또한 Graf 등[7]은 판막의 폐쇄 속도로 캐비테이션 발생의 임계값으로 정의하였다. 그러나 캐비테이션은 판막이 폐쇄하기 직전 수십μsec부터 발생한다. 따라서 판막이 완전히 닫힌 후에 발생하는 dp/dt와 평균 폐쇄 속도로 판막에서의 캐비테이션을 평가하는 것은 곤란하다. 현재 폐쇄시에 판막 주위에 발생하는 캐비테이션 기포의 발생을 평가하는 연구는 많이 이루어지고 있으나 캐비테이션에 의한 판막의 표면 피식에 대한 연구는 거의 이루어지고 있지 않다.

본 연구에서는 시판되고 있는 판막이 아닌 단순화한 모델 판막을 이용하여 실험을 단순화 하였으며, 동일한 구동 조건에서 판막의 폐쇄 속도를 주위의 유연성 구조의 크기로 제어 하였다. 폐쇄 시에 판막 표면에 근접한 부분에서의 압력 저하를 측정하여 캐비테이션 발생 가능성을 검토하였다. 또한 판막의 폐쇄 운동을 측정하여 표면 피식에 미치는 영향에 대하여 검토하였다.

실험방법

1. 실험 장치

시판되고 있는 기계식 인공 판막은 고가이고 또한 카본으로 제작되어 캐비테이션에 의한 표면 피식을 관찰하기가 용이하지 않다. 본 연구에서는 카본과 항복 응력이 유사하고 비교적 혈액 적합성이 우수한 듀랄루민 재료로 모델 인공 판막을 제작 하였다.

본 연구에서는 그림 1과 같이 Lee 등[5]이 제작한 장치와 유사하게 압력 조건이 자연 심장에 근접한 실험 장치를 제작 하였다. 모델 판막과 판막 고정용 홀더는 실험 챔버(chamber) 부에 장착하여 실험을 하였다. 실험 중에 모델 판막은 승모판

의 위치에 설치하였으며 심방 챔버의 상부는 대기 중에 개방 하였다. 모델 판막의 개폐 운동은 공기 압축기(compressor)로부터 발생한 압축 공기를 솔레노이드 밸브(solenoid valve)에 의해 주기적으로 심실 챔버에 공급함으로써 이루어진다. 판막의 개폐 시스템은 심실 챔버에 공급되는 공기 구동력에 의해 모델 판막이 폐쇄되며 솔레노이드 밸브의 왕복운동에 의해 심실 챔버부의 공기를 대기 중에 개방하면 심방 챔버부의 수압에 의해 밸브가 열리는 구조이다.

모델 밸브의 구동력이 되는 심실 챔버 내의 압력은 실험 챔버의 유출측 상부에 장착되어 있는 압력 센서(PS-10B, Kyowa Inc, Japan)로 측정하였다(그림 1). 모델 판막 표면 근방의 압력 변화는 직경 2.5 mm, 공진 주파수 250 kHz의 압력 센서(105B02, PCB Inc, USA)로 밸브가 완전히 폐쇄된 상태를 기준으로 밸브 상부의 원주외각 표면으로부터 1, 5, 10, 20 mm 떨어진 위치에서 측정하였다. 인공 판막의 경우 캐비테이션은 판막이 폐쇄될 때에만 발생하므로 자연심장과는 달리, 폐쇄만을 고려한 단일 박동으로 실험을 단순화하였다.

2. 모델 판막과 판막 고정용 홀더

본 연구에서 사용한 판막은 시판되고 있는 것이 아니라 캐비테이션에 의한 피식의 관찰이 용이하도록 모델 판막을 사용 하였다[8]. 모델 판막 디스크는 듀랄루민으로 제작된 직경 20 mm, 두께 1 mm인 원판형이며 하우징은 스테인레스스틸로 제작하였다(그림 2). 단일 박동인 경우 판막이 심방의 수위 차에 의해 완전히 열리도록 판막의 총 이동 거리를 4 mm로 실제 판막의 약 1/8정도로 하였다. 판막 고정용 홀더의 유연성은 홀더의 측면에 서로 다른 크기의 구멍을 내어 구멍의 안쪽과 바깥쪽에 실리콘 시트를 접착하여 공기실을 설치하여 부가하였다. 실험에서는 강제 홀더(그림 3a), 유입 측에 공기실을 부가한 홀더(3.9×10^{-3} , 6.1×10^{-3} ml/mmHg, 그림 3b), 유출 측에 공기실을 부가한 홀더(4.0×10^{-3} , 13.8×10^{-3} ml/mmHg, 그림 3c), 양측에 공기실을 부가한 홀더(9.1×10^{-3} , 19.0×10^{-3} ml/mmHg, 그림 3d)의 총 7개의 홀더를 대상으로 유연성의 위치와 크기

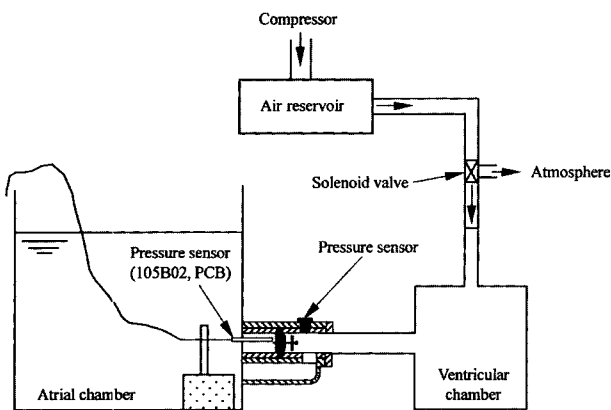


그림 1. 실험 장치의 개략도
Fig. 1. Schematic drawing of experimental system

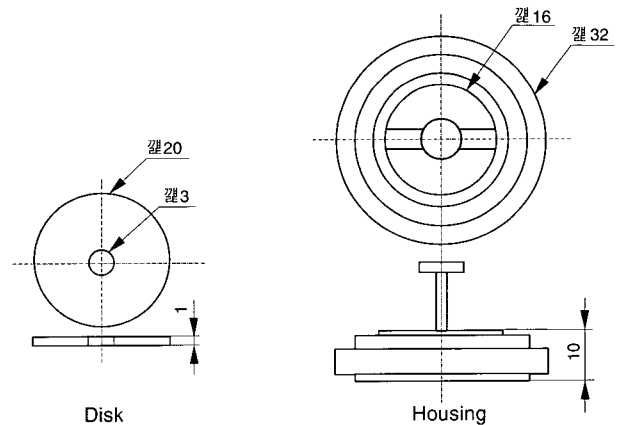


그림 2. 디스크와 하우징의 개략도
Fig. 2. Schematic drawing of a disk and a housing

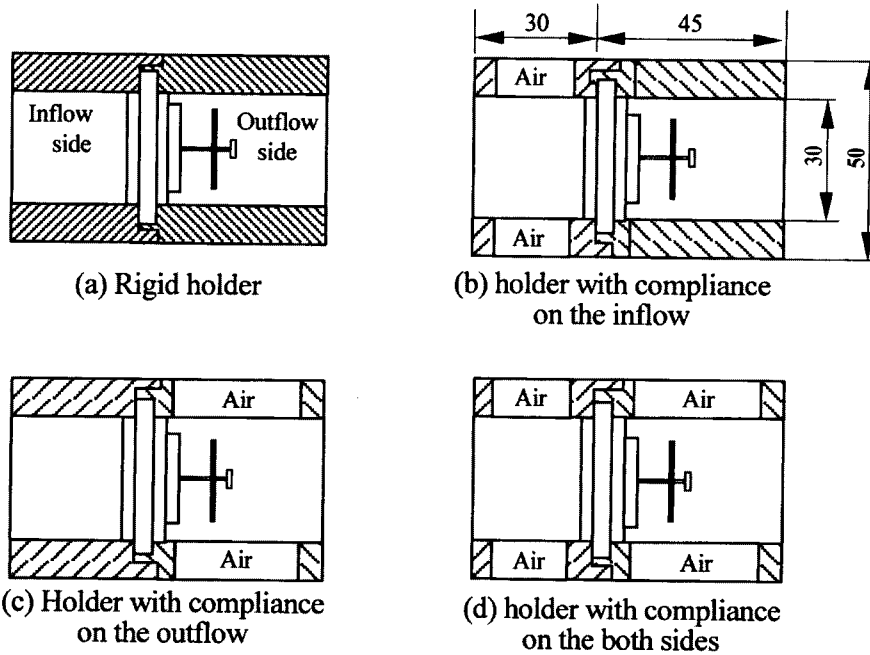


그림 3. 판막 홀더의 개략도
Fig. 3. Schematic drawing of valve holder

가 판막의 표면 피식에 미치는 영향을 평가하였다.

3. 폐쇄 속도의 측정 방법

디스크의 폐쇄속도의 계측을 위하여 그림 4에 표시한 것처럼 레이저를 이용한 삼각법을 사용하였다. 심방측에서 레이저를 디스크의 표면에 입사시켜 표면으로부터 반사되어 오는 반사광을 검출 면적 2×10 mm, 정확도 10 μm인 1차원 위치 센서(1L10SP, SiTek Electro Optics, USA, Accurate 10 μm)로 검출하였다. 레이저의 초점을 맞추기 위하여 위치 센서와 디스크의 중앙에 오목 렌즈를 설치하였다.

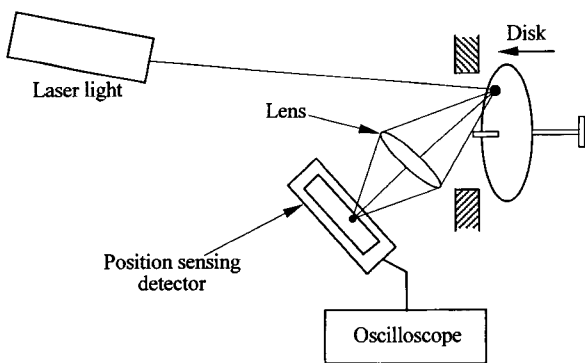


그림 4. 디스크의 폐쇄 속도 측정 개략도
Fig. 4. Schematic drawing of measurement system of disk closing motion

실험조건

본 실험에서 모델 밸브의 개방은 심방과 심실 챔버의 수위 차로만 이루어지는 구조로 판막의 개방이 완전하게 이루어지도록 그 수위 차를 약 40 cm(심방 챔버 내압 30 mmHg)로 하였다. 심실 챔버의 구동 압력은 밸브 양측의 압력 차가 자연 심장의 경우의 120 mmHg이 되도록 150 mmHg로 고정하였다(그림 5의 화살표 부분).

디스크의 개폐 주기는 디스크가 충분히 열리도록 실제 심박동수 보다 작은 10 beats/min으로 하였다. 실험 유체로서는

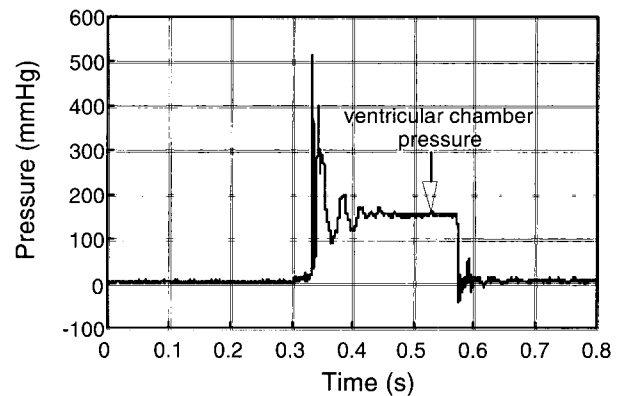
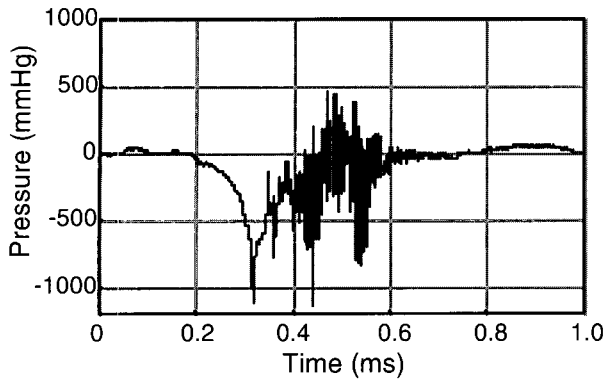
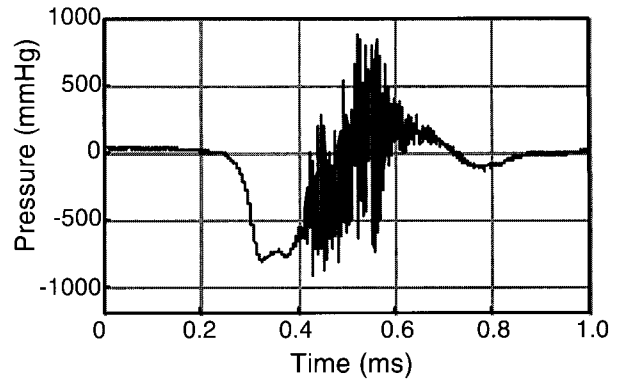


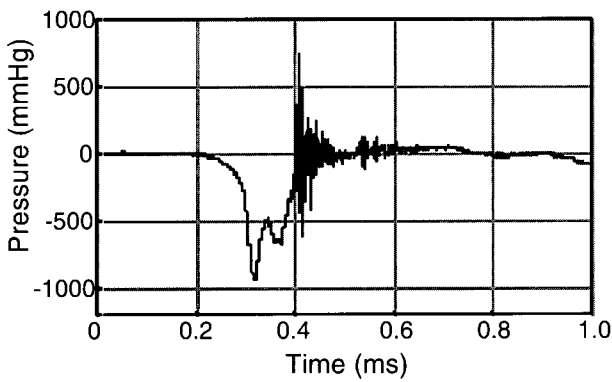
그림 5. 강체 홀더의 경우의 유출측 압력 파형
Fig. 5. Pressure waveform of the outflow side in case of rigid holder



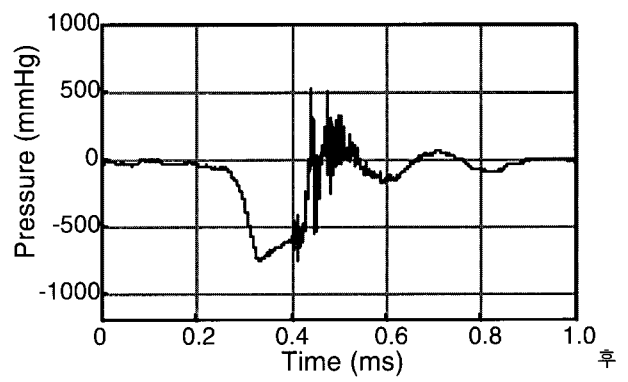
(a) rigid holder



(b) compliance on the inflow side ($3.9 \times 10^{-3} \text{ml/mmHg}$)



(c) compliance on the outflow side ($4.0 \times 10^{-3} \text{ml/mmHg}$)



(d) compliance on both sides ($19.0 \times 10^{-3} \text{ml/mmHg}$)

그림 6. 디스크 표면으로부터 1 mm 떨어진 위치에서의 압력 파형
Fig. 6. Pressure waveforms at 1 mm away from a disk surface

33%의 글리세린 수용액(점성 3.5 cp, 밀도 1.1 gm/cc)을 사용하였다. 3,000회의 개폐 광학 현미경을 이용하여 디스크의 표면의 피석을 관찰하였다.

실험결과

1. 압력 저하

실험에 의해서 실제로 캐비테이션이 발생하는 부위의 압력 계측은 불가능하므로 본 실험에서는 표면으로부터 1 mm 떨어진 위치에서의 압력을 측정하여 디스크 표면의 압력변화를 예측하였다(그림 6). 판막이 폐쇄될 때에 강제 홀더에서는 피크 압력이 최대 -1,000 mmHg 이하인 매우 큰 압력 저하가 발생하였다(그림 6a). 유입 측에 유연성을 부가한 홀더($3.9 \times 10^{-3} \text{ml/mmHg}$)에서는 -780 mmHg, 유출 측에 유연성을 부가한 홀더($4.0 \times 10^{-3} \text{ml/mmHg}$)에서는 -970 mmHg, 양측에 유연성을 부가한 홀더($19.0 \times 10^{-3} \text{ml/mmHg}$)에서는 -750 mmHg로 강제 홀더의 경우보다는 작으나 역시 수증기 압력 이하까지의 저하가 발생하였다.

수증기 압력 이하의 지속 시간을 계측한 결과, 강제 홀더에

서는 8 ms였다. 유입 측에 유연성을 부가한 홀더($3.9 \times 10^{-3} \text{ml/mmHg}$)에서는 64 ms, 유출 측에 유연성을 부가한 홀더($4.0 \times 10^{-3} \text{ml/mmHg}$)에서는 16 ms, 양측에 유연성을 부가한 홀더($19.0 \times 10^{-3} \text{ml/mmHg}$)에서는 32 ms로 유연성을 부가한 홀더의 경우, 강제 홀더보다 수증기 압력 이하의 지속 시간이 길게 나타났

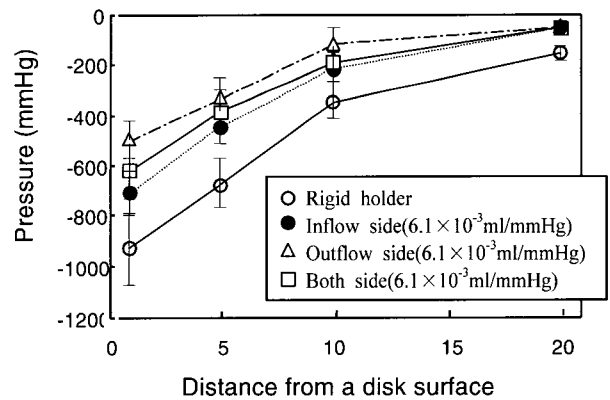
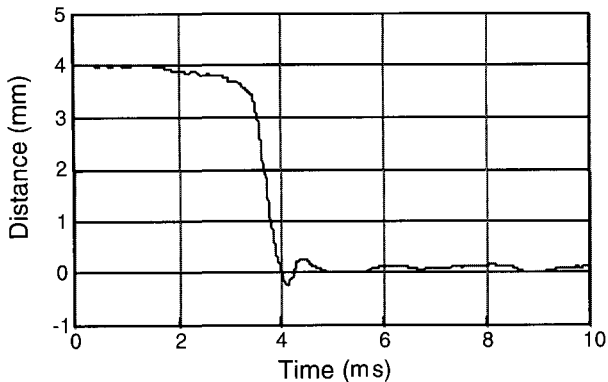
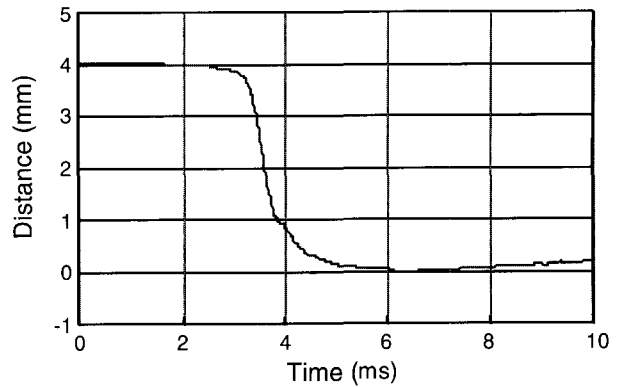


그림 7. 디스크의 표면으로부터 거리에 따른 음압의 변화
Fig. 7. Pressure reduction at different distance away from a disk surface



(a) rigid holder



(b) compliance on both sides(19.0×10^{-3} ml/mmHg)

그림 8. 폐쇄시의 디스크의 궤적

Fig. 8. The trace of disk during closing phase

으며, 유연성이 클수록 그 지속시간이 증가하는 경향이 관찰되었다.

압력 저하를 디스크 표면으로부터의 거리에 따라 계측한 결과(그림 7), 모든 홀더에서 디스크의 표면에 근접할수록 압력 저하가 현저하게 증가되는 것이 관찰되었다. 특히 강제 홀더의 경우 매우 큰 압력 저하가 관찰되었다. 유연성을 부가한 홀더의 경우에는 음압의 피크 값은 강제 홀더보다 작았으나 유연성을 부가한 위치에 따른 차이는 보이지 않았다.

2. 폐쇄 속도

그림 8은 폐쇄 중의 디스크의 궤적을 나타내며, 이 궤적의 기울기가 폐쇄속도를 의미한다. 디스크는 완전히 열려진 상태(그림 8에서 종축의 4 mm 부분)로부터 닫힐 때까지(그림 8에서 종축의 0 mm 부분) 총 4 mm를 약 3-5 ms 동안에 이동한다. 강제 홀더의 경우 폐쇄 개시부터 속도가 증가되며 그 후 등속 운동을 한다(그림 8a). 양측에 유연성을 부가한 홀더

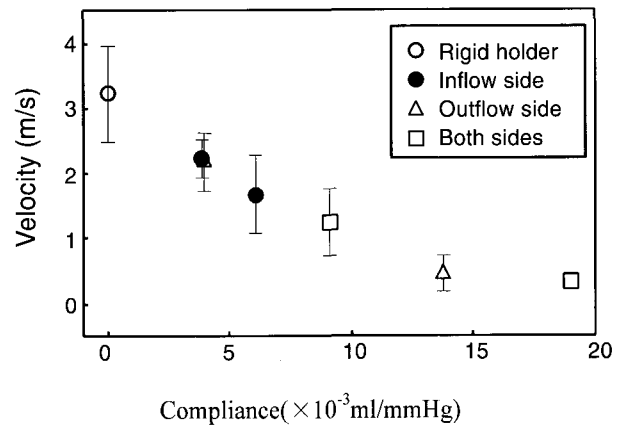
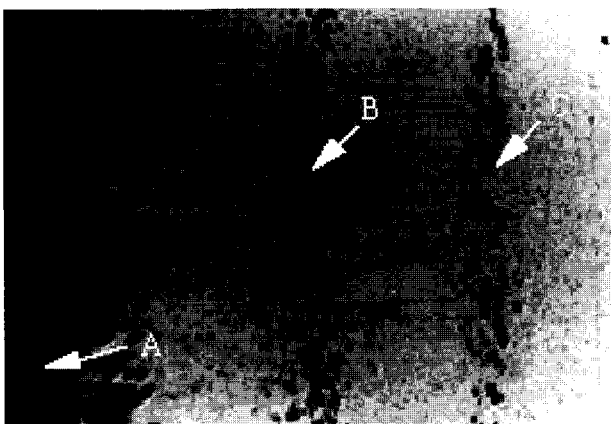


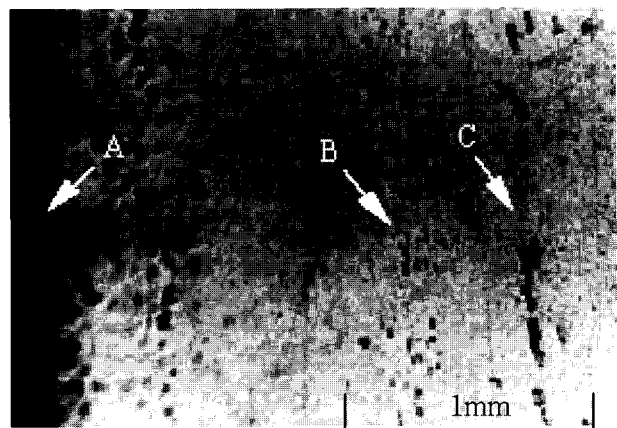
그림 9. 폐쇄 직전의 디스크의 속도

Fig. 9. Closing velocity of disk just before closure

(19.0×10^{-3} ml/mmHg)의 경우, 폐쇄 개시에는 강제 홀더와 유



(a) rigid holder



(b) compliance on both sides(19.0×10^{-3} ml/mmHg)

그림 10. 디스크의 표면 핏트 사진

Fig. 10. Photographs of surface pitting on disk

사한 운동을 하나 폐쇄 직전에 현저한 감속 운동이 관찰되었다(그림 8b).

폐쇄 직전의 속도만이 디스크와 하우징 사이에서 스퀴즈 운동을 발생시키며, 이로 인하여 캐비테이션이 발생한다고 간주하여[10] 본 실험에서는 폐쇄하기 직전 0.3 mm에서 완전히 폐쇄할 때까지의 평균 속도를 폐쇄 속도로 정의하였다(그림 9). 유연성을 부가한 위치에 관계없이 그 크기가 클수록 폐쇄속도가 감소하는 것을 알 수 있었으며, 강제 홀더의 경우에는 3.21 ± 0.74 m/s, 유연성이 가장 큰 홀더의 경우에는 0.35 ± 0.12 m/s로 강제 홀더의 약 1/10 정도였다.

3. 표면 괴식

그림 10에 강제 홀더와 양측에 유연성을 부가한 홀더(19.0×10^{-3} ml/mmHg)의 디스크 표면의 확대 사진을 나타냈다. 사진의 좌측(그림 10a, b의 A부분)이 디스크의 원주 외각이며, 이 원주 외각으로부터 내측 방향으로 약 1 mm 구간이 하우징과 접촉하는 부분이다. 하우징과 접촉하는 부위의 양단부(A 또는 B 부분)로부터 캐비테이션에 의한 것으로 추정되는 핏트가 관찰되었다. 사진중의 C부분으로부터도 핏트가 관찰되었으나 이것은 하우징의 가이드 핀과 디스크 중앙의 구멍과의 간격(약 0.4 mm)의 편심에 의한 것으로 B의 핏트와 동일한 것으로 추정된다. 실험 후, 디스크 표면을 광학 현미경을 이용하여 관찰한 결과 강제 홀더의 경우에 핏트가 다량으로 관찰되었으며, 그 밖의 홀더의 경우에도 핏트가 관찰되었다.

고 찰

1. 압력저하와 캐비테이션

Knapp 등[2]은 수증기 압력 이하의 음압의 크기와 그 지속 시간이 캐비테이션 발생에 중요한 영향을 미친다고 보고하고 있다. 캐비테이션 기포는 폐쇄하기 직전의 판막 표면 근처에서 발생하나 이 부분의 압력을 실측하는 것은 쉽지 않다. 따라서 본 연구에서는 판막의 표면으로부터의 거리에 따른 압력 저하를 측정하여 표면 근접 위치의 압력저하를 예측하였다. 그 결과, 디스크 표면에 근접할수록 압력 저하는 현저히 나타났으며 일부의 홀더의 경우를 제외하고는 모든 홀더에서 디스크 표면 근접에서 수증기 압력(20°C 글리세린 수용액의 경우, -720 mmHg) 이하의 압력 저하가 예상되었다. 따라서, 그림 10에 나타난 디스크 표면으로부터 관찰된 핏트는 캐비테이션에 의해 발생한 것이 확실시된다.

또한, 폐쇄 직전의 속도가 상당히 저하됐는데도 불구하고 유연성을 부가한 홀더의 경우 그 수는 적으나 강제 홀더의 경우와 동일한 핏트가 발생한 결과로부터 수증기압 이하의 음압의 크기뿐만 아니라 그 지속 시간도 표면 괴식에 깊이 관여하고 있다는 Knapp의 보고를 뒷받침하고 있다. 그러나 압력 저하의 크기나 그 지속 시간이 표면 괴식에 미치는 영향을 정량적으로 평가하는 것은 어렵고 앞으로 연구의 대상이 되리라 생각이 든다.

2. 폐쇄 속도와 캐비테이션

캐비테이션은 국부적으로 수증기압 이하의 압력 저하가 발생함으로 인해 기포가 발생, 소멸하는 현상으로 기계식 인공 판막의 경우, 캐비테이션 기포의 관찰 시간은 0.05-0.6 ms정도이다[4]. 지금까지 보고되고 있는 in vitro 실험에서는 심실의 최대 압력 구배(dp/dt)가 캐비테이션 발생의 평가 지표로 사용되고 있다[6, 7]. 그러나 심실 압력은 판막이 완전히 폐쇄한 뒤에 발생하기 때문에 최대 dp/dt로 캐비테이션 발생의 평가 지표로 사용하기에는 문제가 있다. 최근에는 판막이 폐쇄 직전에 발생하는 스퀴즈 유속이 캐비테이션 발생에 깊이 관여하는 것으로 보고되고 있다[9]. 그러나 스퀴즈 유속은 폐쇄 시에 판막과 하우징 사이의 수 μm 의 간격에서 매우 짧은 시간에 발생하기 때문에 그 유속을 측정하는 것은 불가능하다. 그러나 폐쇄시에 발생하는 스퀴즈 유속은 폐쇄 직전의 속도와 매우 밀접히 관계하고 있으므로 이를 캐비테이션 발생을 평가하는 지표로서 타당하다는 주장이 있다[10]. Wu 등[10]은 Medtronic-Hall 기계식 판막의 폐쇄 속도를 측정하여 캐비테이션 발생의 임계값이 1.58-1.89 m/s라고 보고했다. Makhijani 등[11]은 Edwards-Duromedics 기계식 판막에서 캐비테이션이 발생 임계값의 폐쇄속도 1.6 m/s의 경우에 발생하는 스퀴즈 유속을 계산한 결과 그 값은 약 5.1 m/s라고 보고하였다. 그러나 이들 연구들에서는 캐비테이션 기포의 발생에 대한 연구가 이루어져 있을 뿐 실제로 표면 괴식을 일으키는 것에 관한 연구는 이루어지지 않았다. 본 연구에서는 폐쇄 직전의 속도를 가지고 판막 표면 괴식을 관찰하였다.

본 연구는 Makhijani 등의 실험 조건과 판막이 다르므로 그 결과를 직접 비교하기는 어렵지만 강제 홀더의 경우의 디스크의 속도는 3.21 ± 0.74 m/s로, Makhijani 등이 보고한 임계값의 약 2배로 캐비테이션 발생 가능성이 높으며 디스크의 표면으로부터 관찰된 핏트는 캐비테이션에 의한 것이 확실시된다. 유연성을 부가한 홀더(19.0×10^{-3} ml/mmHg)의 경우에는 디스크의 속도가 0.35 ± 0.12 m/s로 Makhijani 등의 약 1/5 정도였으나 역시 디스크 표면으로부터 캐비테이션에 의한 것으로 추정되는 핏트가 관찰되었다. 이 결과로부터 캐비테이션에 영향을 미치는 것은 디스크의 평균 폐쇄 속도보다는 스퀴즈 유속에 영향을 미치는 폐쇄 직전의 속도라는 것을 알 수 있다. 따라서 실제로 정의된 캐비테이션 임계값으로서의 폐쇄 속도보다도 적은 폐쇄 직전의 속도에서 캐비테이션 발생할 수 있는 가능성이 있다고 본다.

결 론

자연 심장과 유사한 압력 조건에서 디스크 근처에 인체와 유사한 유연성을 부가하여 실험을 한 결과, 유연성이 클수록 디스크의 폐쇄속도는 감소되었으나, 유연성이 큰 경우에도 디스크 표면으로부터 캐비테이션에 의한 것으로 추정되는 표면 괴식이 발견되었다. 이러한 사실로부터, 디스크의 폐쇄 속도가

충분히 감속되더라도 폐쇄 직전에 디스크와 하우스링 사이에서 스퀴즈 유동이 발생하여 이로 인하여 캐비테이션이 발생하는 것으로 판명되었다. 캐비테이션에 의한 표면 피식에 영향을 주는 임계값으로서의 폐쇄 직전의 디스크의 속도에 관한 연구가 앞으로 필요하리라 사료되며, 또한 실제로 시판되고 있는 인공 판막의 경우에 대한 연구도 이루어져야 한다고 생각된다.

참 고 문 헌

1. W. Klepetko, A. Moritz, J. Mlczoch, H. Schurawitzki, E. Domanig and E. Wolner, "Leaflet fracture in Edwards Duromedics bileaflet valves", J Thorac. Cardiovasc. Surg, pp. 90-94, 1989
2. R.T. Knapp, J.W. Daily and F.G. Hammitt, "Cavitation", Iowa City, Institute of Hydraulic Research, University of Iowa, pp. 218-226, 1979
3. J.C. Bokros, L.D. LaGrange and F.J. Schoen, "Control of structure of carbon for use in bioengineering", New York, Chemistry and Physics of Carbon, 1972
4. C.S. Lee, K.B. Chandran and L.D. Chen, "Cavitation dynamics of Mechanical heart valve prostheses", Artif Organs Vol.18, pp .758-767, 1994
5. C.S. Lee, K.B. Chandran and L.D. Chen, "Cavitation dynamics of Medtronic Hall mechanical heart valve prosthesis:fluid squeezing effect", J Biomech Engineering, Vol.118, pp .97-105, 1996
6. M.C.S. Shu, L.H. Leuer, T.L. Armitage, T.E. Schneider and D.R. Christiansen, "In vitro observations of mechanical heart valve cavitation", J Heart Valve Disease, Vol.3(Suppl.I), pp. 85-93, 1994
7. T. Graf, H. Reul, C. Detlefs, R. Wilmes and G. Rau, "Causes and formation of cavitation in mechanical heart valve", J Heart Valve Disease, Vol.3(Suppl.I), pp. 49-64, 1994
8. H.S. Lee, T. Shimooka, Y. Mitamura, K. Yamamoto and T. Yuhta, "Surface pitting of heart valve disks tested in an accelerated fatigue tester", Frontiers Med. Biol. Engng, Vol.10,No.3, pp. 167-176, 2000
9. Z.J. Wu, Y. Wang and N.H.C. Hwang, "Occluder closing behavior:A key factor in mechanical heart valve cavitation", J Heart Valve Disease, Vol. 3 (Suppl.I), pp. 25-34, 1994
10. Z.J. Wu, B.Z. Gao and N.H.C. Hwang, "Transient pressure at closing of a monoleaflet mechanical heart valve prosthesis: Mounting compliance effect", J Heart Valve Disease, Vol.4, pp. 553-567, 1995
11. V.B. Makhijani, H.Q. Yang, A.K. Singhal and N.H.C. Hwang, "An experimental- computational analysis of MHV cavitation: Effect of leaflet squeezing and rebound", J Heart Valve Disease, Vol.3(Suppl.I), pp. 35-48, 1994