

뇌압 펄스에 의한 셉트밸브의 압력-유량제어 특성의 변화

홍이송* · 이종선* · 장종윤**

*한동대학교 기계제어시스템공학부, **포항1대학 기계과

(2002년 8월 20일 접수, 2002년 10월 28일 채택)

Changes in The Pressure-Flow Control Characteristics of Shunt Valves by Intracranial Pressure Pulsation

Yisong Hong*, Chong-Sun Lee*, Jong Yun Jang**

College of Mechanical and Control System Engineering,
Handong University, School of Mechanical Engineering, Pohang College

(Received August 20, 2002. Accepted October 28, 2002)

요약 : 수두증 환자를 치료하기 위해 머리에 시술 되는 셉트밸브가 받는 뇌압 펄스가 밸브의 유량조절 특성에 미치는 영향을 수치적으로 해석하였다. 셉트밸브를 통한 유량을 계산하기 위하여 밸브 다이어프램이 형성하는 유량 오리피스를 모델링 하여 맥동압력과 변동하는 압력에 의한 다이어프램의 움직임을 고려하였다. 연구 결과, 압력 펄스와 이에 따른 다이어프램의 움직임에 의하여 유량이 40% 이상 증가함을 보였다. 이 결과는, 뇌실에 시술 되는 셉트밸브의 압력-유량 조절특성이 제조 직후, 맥동이 없는 유량을 공급하는 시린지 펌프를 사용하여 구한 실험 결과와 상당히 다르다는 사실을 보여주었다.

Abstract : Shunt valves used to treat patient with hydrocephalus were numerically simulated to investigate influence of pressure pulsation on their flow control characteristics. We modeled flow orifice through the shunt valve and imposed pulsating pressure and valve diaphragm movement to compute flow through the valve. The results of our study indicated that flow rates increased more than 40% by introducing pressure pulsation and diaphragm movement on the shunt valve. Our results demonstrate the pressure-flow control characteristics of shunt valves implanted above human brain may be quite different from those obtained by syringe pump test just after manufacture that induces uniform pressure.

Key words : Shunt Valve(셉트밸브), Hydrocephalus(수두증), Cerebrospinal Fluid(CSF: 뇌척수액), Pressure Pulsation(압력맥동), Flow Control(유량제어)

서 론

셉트밸브는 뇌를 감싸는 뇌실 안의 뇌척수액(cerebrospinal fluid : CSF)의 생산과 흡수의 불균형으로 인해 뇌실내의 뇌척수액이 적절히 배출되지 않는 수두증 환자의 치료를 위해 사용되는 소형의 유량제어기구이다. 가장 많이 사용되는 VP(ventriculo-peritoneal) 셉트밸브는 그림 1에 도시된 바와 같이 목과 정수리 사이의 머리표피 밑에 설치되며 밸브의 입구에서 뇌실(ventricle) 사이에 10~15cm 정도의 짧은 카테타를 연결하

고 밸브의 출구에서 복강사이에 90cm 정도의 긴 카테타를 연결하여 뇌척수액을 뇌실에서 복강으로 회귀시킨다[1].

그림 2는 본 연구의 해석에 사용된 다이어프램형 VP 셉트밸브의 개략도이다[2]. 밸브의 몸체 안에는 뇌실의 압력을 적절히 유지시키며 유량을 배출하는 기능을 하는 얇은 다이어프램이 장착되어 있다. 이 다이어프램은 유연한 실리콘 고무로 만들어지며 단단한 플라스틱 베이스에 장착되어 보호된다. 뇌실의 압력이 상승하면 다이어프램의 끝부분이 변형으로 인해 처지게 되므로 유량 오리피스가 형성되어 뇌척수액이 배출된다. 이때 적절한 유량을 유지하기 위하여 유연한 다이어프램에 축방향의 초기 처짐(predeflection : 그림 2에서 A면과 B면의 높이 차이)을 부여한다. 이 초기 처짐의 영향으로 뇌압이 어느 정도 될 때까지는 유량 오리피스가 형성되지 않는다. 이 초기

통신저자 : 이종선, (791-940) 경북 포항시 북구 흥해읍 남송리 3번지
한동대학교 기계제어시스템 공학부

Tel. 054-260-1393, Fax. 054-260-1312

E-mail. cslee@han.ac.kr

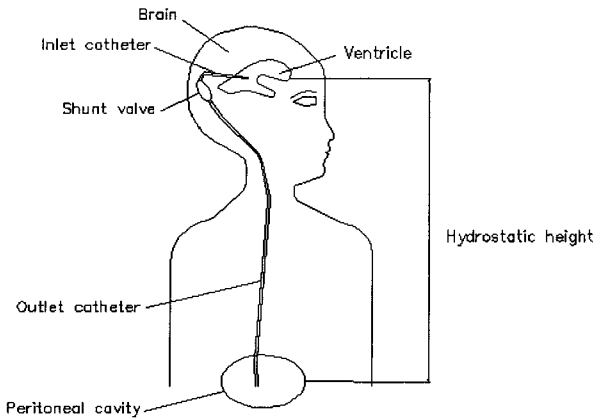


그림 1. VP 셉트 시스템 (밸브와 카테타)
 Fig. 1. Ventriculo-peritoneal(VP) shunt system (valve plus catheters)

치짐을 극복하고 유동 오리피스를 형성하기 시작하는 압력을 오프닝 압력이라 하며 밸브의 주요 설계변수가 된다. 일정압력형 밸브의 특성을 나타내기 위해서는 유량의 증가에 따른 압력의 변화가 작아야 하는데 이 특성이 그림 2에서 압력-유량 특성 곡선의 완만한 기울기로 나타난다.

모든 셉트밸브는 제조 후에 압력-유량 특성실험을 거치게 되며 적절한 압력 범위를 만족시키는 밸브들만이 합격되어 판매된다. 의사들은 이 중에서 환자의 압력조건에 맞는 밸브를 선택하여 시술한다. 압력-유량 특성실험에는 시린지 펌프(syringe pump)가 사용되는데, 몇 가지의 정해진 유량을 공급하고 그 때의 압력을 각각 측정함으로써 압력-유량 특성곡선을 구한다[3]. 그러나 실제의 뇌실은 심장박동의 영향으로 변동하는 압력 펄스(pressure pulsation)를 받게 되며 뇌실에 연결되는 셉트밸브도 압력 펄스 하에 놓이게 된다. 일정 압력이 아닌 주기적으로 맥동하는 압력을 받게 될 때의 셉트밸브의 거동에 대하여는 아직까지 알려진 사항이 없다. 본 연구에서는 셉트밸브가 압력 펄스, 즉 평균압력과 변동압력을 동시에 받을 때 압력-유량 사이의 관계가 어떻게 달라지는지에 대하여 상용 전산유체역학 프로그램을 사용하여 해석하였다. 장 등은 유동-구조 상호해석을 통해 셉트밸브의 압력-유량 특성곡선을 수치적으로 구하였다[4]. 그들이 구한 압력-유량 특성곡선은 제조된 밸브의 실험결과에 근접하였다. 본 연구에서는 장 등이 연구한 셉트밸브 모델과 유사한 밸브에 맥동압력을 부여하고 변동하는 압력에 따른 다이어프램의 운동을 고려하여 유동해석을 수행하였다. 본 연구를 통하여 시술된 셉트밸브가 뇌압 펄스에 의한 맥동 압력 상황에서 갖는 압력-유량 조절특성에 대해 이해하고자 한다.

해석 모델

본 연구의 선행 연구인 장 등[4]의 정상상태(steady state) 유동해석 결과를 보면 셉트밸브를 통한 압력강하는 밸브 몸체 보다는 대부분이 소형 다이어프램에서 발생하였다. 그러므로

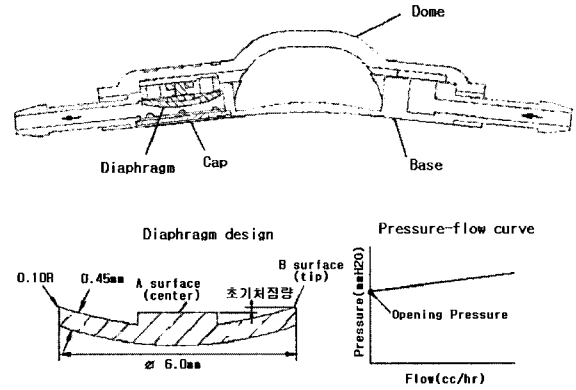


그림 2. 해석에 사용된 VP 셉트밸브의 개략도와 압력-유량 특성곡선
 Fig. 2. Schematics of a diaphragm-type shunt valve used in the simulation and its pressure-flow characteristic curve

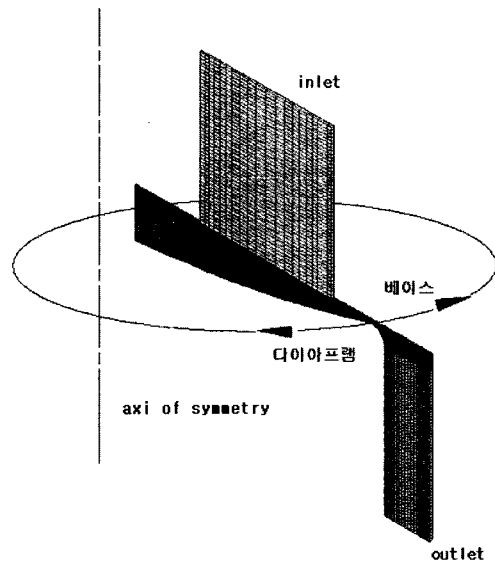


그림 3. 전산유체역학 해석을 위한 모델
 Fig. 3. Numerical Model for Computational Flow Dynamic Analysis

본 연구에서도 다이어프램만을 해석 대상으로 하였다. 다이어프램은 기하학적 구조 및 하중조건에 있어서 거의 축대칭이므로 축대칭 모델을 사용하였다. 축대칭을 고려하여 전체의 0.5도만을 모델하고 총 5284개의 축대칭 요소를 사용하였다(그림 3).

본 연구에서는 오프닝 압력 80mmH₂O를 갖는 중압력용 셉트밸브를 대상으로 하였으며, 그림 2에 도시된 바와 같이 다이어프램은 지름 6mm, 두께 0.45mm, 끝 단 라운딩 0.1mm를 갖는다. 다이어프램이 압력 펄스에 따라 움직이므로 장 등[4]의 해석결과로부터 다이어프램의 위치(오리피스 간극) 및 입구압력의 평균값을 결정하였다. 참고논문 [4]에 따르면 유량 50cc/hr에서의 다이어프램의 수직 치짐(오리피스 간극)은 7.61μm이며 이때의 압력은 105.3mmH₂O이다. 이 중에서 4.5mmH₂O는 셉

트벨브 몸체의 압력강하 이므로 다이아프램만의 압력강하는 $100.8\text{mmH}_2\text{O}$ 이다. 또한 20cc/hr 에서는 다이아프램의 수직 처짐이 $5.37\mu\text{m}$ 이며 이때의 압력은 $98.0\text{mmH}_2\text{O}$ 이다. 이 경우 셉트벨브 몸체의 압력강하는 $2.5\text{mmH}_2\text{O}$ 이므로 입구 압력은 $95.5\text{mmH}_2\text{O}$ 이다. 본 연구에서는 뇌실의 압력 펄스를 $20\text{mmH}_2\text{O}$ 로 가정하고[5], 다이아프램 입구의 압력 조건을 유량 50cc/hr 의 경우 식 (1), 20cc/hr 의 경우 식 (2)로 부여하였다. 뇌압펄스의 주기는 1초이며 출구 경계조건은 대기압으로 하였다.

$$P_{\text{inlet}}(t) = 100.8 + 20.0\sin(\omega t) \text{ mmH}_2\text{O}$$

for 50cc/hr 유량조건 (1)

$$P_{\text{inlet}}(t) = 95.5 + 20.0\sin(\omega t) \text{ mmH}_2\text{O}$$

for 20cc/hr 유량조건 (2)

한편 맥동압력에 따른 유량 오리피스 간극의 크기 변화를 고려하기 위하여 50cc/hr 의 경우 식 (3)과 같이 다이아프램 끝단부에 진폭 $5.22\mu\text{m}$ 주기 1초의 상하 움직임을 부여하였으며 20cc/hr 경우는 식 (4)와 같이 진폭 $3.47\mu\text{m}$ 를 부여하였다. 이때 간극의 평균 크기는 앞에서 언급한 바와 같이 참고문헌[4]에서 구한 $7.61\mu\text{m}$ 및 $5.37\mu\text{m}$ 를 부여하였다.

$$h(t) = 7.61 + 5.22\sin(\omega t) \mu\text{m} \text{ for } 50\text{cc/hr} \text{ 유량조건} \quad (3)$$

$$h(t) = 5.37 + 3.47\sin(\omega t) \mu\text{m} \text{ for } 20\text{cc/hr} \text{ 유량조건} \quad (4)$$

참고문헌 [4]에 의하면 오프닝 압력이 $80\text{mmH}_2\text{O}$ 이므로, $20.8\text{mmH}_2\text{O}$ 의 압력에 의하여 오리피스 간극이 유량 50cc/hr 에서 $7.61\mu\text{m}$ 만큼 발생하는 것을 알 수 있다. 그러므로 $20\text{mmH}_2\text{O}$ 의 압력 펄스가 가해질 경우에, 다이아프램의 움직임이 실제로는 약 $7.3\mu\text{m}$ 만큼 발생할 것이다. 그러나 오리피스 간극이 너무 작아지면 해석 메쉬가 찌그러지므로 수렴에 문제가 있어서 본 연구에서는 다이아프램의 진폭을 평균 오리피스 간극의 65%에 해당되는 값을 부여하였다. 이는 유량 50cc/hr 및 20cc/hr 에 대하여 식 (3), (4)와 같이 $5.22\mu\text{m}$ 및 $3.47\mu\text{m}$ 에 해당하는 값이다.

다이아프램의 수직 처짐의 크기는 축 중심을 기준으로 하여 반지름에 비례한다고 가정하여 모델링 하였다. 그림 4에는 다이아프램의 움직임을 유동장 계산 결과와 함께 나타내었다. 그림 4의 화살표의 간격은 압력 펄스에 의해 다이아프램의 위 표면이 아래 위로 운동하는 범위를 나타낸다. 셉트벨브를 통한 유동은 매우 저속이고(최고 50cc/hr), 벨브 몸체의 입구 및 출구 관지름을 기준으로 할 때 레이놀드수가 10 이하이므로 비압축성, 층류유동 조건을 부여하였다. 뇌척수액은 특별한 질병이 없는 한, 물과 비슷한 무색의 액체이기 때문에 작동유체를 물로 모델하였다. 실제 작동온도는 37°C 이나 셉트벨브의 실험 조건이 20°C 의 상온임을 고려하여 20°C 로 선택하였다.

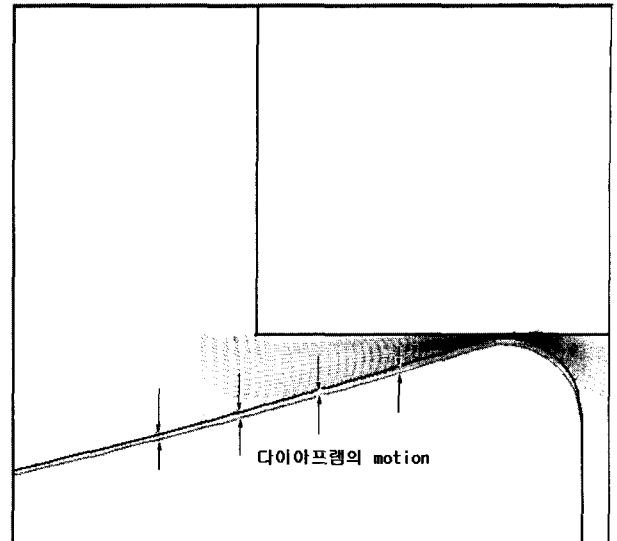


그림 4. 압력 펄스에 의한 다이아프램의 운동
Fig. 4. Diaphragm motion induced by pressure pulsation

해석 방법

해석을 수행하기 위해 상용코드인 STAR-CD를 사용하였으며, 공간에 대해서는 2차의 정확도를 갖는 중앙차분법(2nd-order central difference scheme), 시간에 대해서는 1차의 정확도를 갖는 암시도식(implicit Euler Method)을 사용하였다. STAR-CD에서는 벽면 운동(wall motion)을 고려하기 위한 보존 방정식으로서 SCL(Space Conservation Law)이 사용되며, 비정상상태문제를 해결하기 위해 PISO(Pressure Implicit with Splitting of Operators)알고리즘을 사용하였다. 시간증분(Δt)는 0.01s 를 사용하였고, 수치해석을 수행한 구간은 $0.0 \sim 5.0\text{s}$ 로 맥동의 5주기 동안이다.[6,7]

압력 펄스와 다이아프램의 운동에 의한 셉트벨브의 유량변화를 이해하기 위하여, 표 1에 도시된 4가지 경우를 각각 해석하였다. 식 (1), (2), (3), (4)와 같이 압력의 변동과 다이아프램의 움직임을 사인 함수로 부여하였다. 해석결과에 Least-square 방법을 적용하여 평균유량과 유량의 진폭을 구하였다. 초기의 시작효과를 없애기 위하여 5번째 주기에서의 결과값을 사용하였으며 수렴조건으로 속도에 대하여 10^{-3}m/s , 압력에 대하여 0.1Pa 를 사용하였다.

격자 개수의 타당성을 검증하기 위해 가장 유동변화가 큰

표 1. 수치해석에 고려된 4가지 경우
Table 1. Four cases considered in our numerical simulation

	압력변동	다이아프램 운동
케이스 1	X	X
케이스 2	0	X
케이스 3	X	0
케이스 4	0	0

표 2. 격자 개수에 따른 유량값의 비교

Table 2. Comparison of flow rates depending on number of cells

평균유량(cc/hr)	유량진폭(cc/hr)	유량진폭(cc/hr)	R ²
격자 1*	29.31	38.88	0.931
격자 2	29.32	37.45	0.930
격자 3	29.76	36.70	0.928

*격자 1 : 모델의 격자 개수가 5284개

격자 2 : 모델의 격자 개수가 20766개(수평방향 격자 개수 증가)

격자 3 : 모델의 격자 개수가 28426개(수직방향 격자 개수 증가)

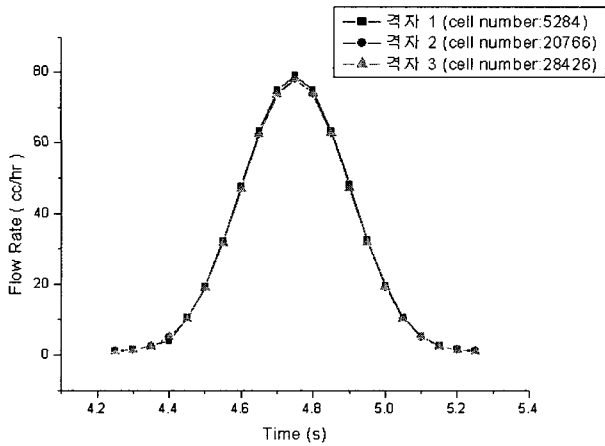


그림 5. 격자 개수에 따른 유량곡선의 비교

Fig. 5. Comparison of flow waveform for different cell numbers

오리피스 부근을 기준으로 격자 aspect ratio가 20정도를 만족 하도록 수직 및 수평방향의 격자 개수를 증가시켜 계산 값의 차이를 비교하였다. 표 2는 격자개수에 따른 유량값의 비교를 나타내며 그림 5는 표 2의 세가지 격자의 해석결과를 그래프로 보여준다. 표2에서 격자 1은 본 연구의 해석에 사용된 격자이며 격자 2는 유동 오리피스 지역의 수평방향의 격자 수를 7 배 증가시켜 aspect ratio를 20 : 1로 감소시킨 경우이며, 격자 3은 격자 2의 수직방향 격자를 50% 증가시킨 경우이다. 격자를 20766개(격자 2)로 증가시킨 경우 평균 유량은 29.32 cc/hr이며 28426개(격자3)의 경우 29.76cc/hr로 격자 1의 결과인 29.31cc/hr와 비교할 때 각각 약 0.03%,1.54% 차이가 있음을 확인하였다. 따라서, 본 연구의 목적을 위하여는 계산에 사용된 격자 1 모델을 신뢰할 수 있을 것으로 판단되었다.

결과 및 고찰

그림 6과 7에 유량 50cc/hr 및 20cc/hr 경우에 대한 한 주기에서의 유량의 변화가 도시 되었고, 표3과 4에 Least square 방법으로 구한 유량의 평균 및 진폭값이 비교되었다. 50cc/hr 경우에서 정상 상태인 케이스 1의 경우, 유량이 52.9cc/hr이며 이는 동일한 압력 100.8mmH₂O에서의 참고문헌 [4]에서 계산된 값 50cc/hr보다 약간 큰 값이다. 20cc/hr의 경우는 정상상태

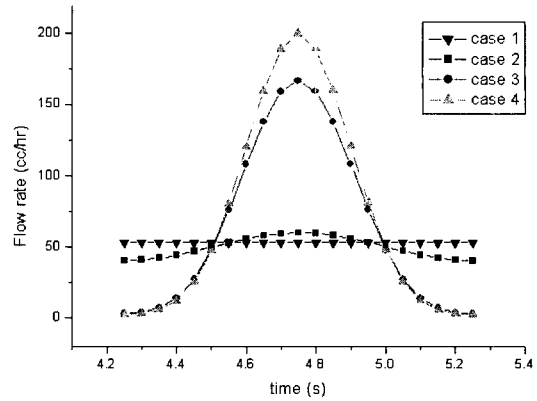


그림 6. 50cc/hr에서 유량곡선의 비교

Fig. 6. Comparison of flow waveforms for 50cc/hr case

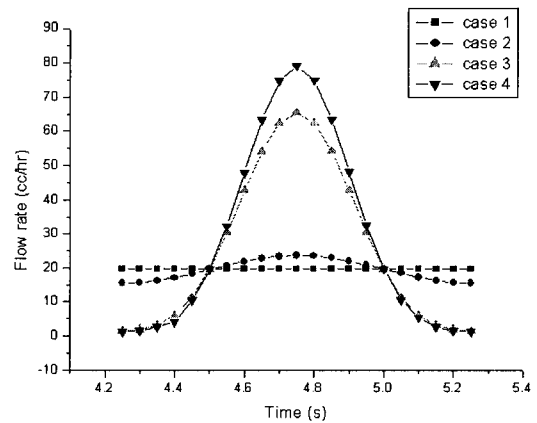


그림 7. 20cc/hr에서 유량곡선의 비교

Fig. 7. Comparison of flow waveforms for 20cc/hr case

인 케이스 1에서 유량이 19.7cc/hr로 동일한 압력 95.5mmH₂O에서의 참고문헌 [4]에서 계산된 값 20cc/hr보다 약간 작은 값이다. 이러한 차이는 해석 모델의 격자구조의 차이에 의한 것으로 판단되며 본 연구에서는 앞에서 언급한 격자 개수의 타당성 검증을 통하여 적절한 격자 구조를 사용한 것으로 판단 된다.

다이아프램은 운동하지 않고 압력만 변동하는 케이스 2의 경우, 50cc/hr경우는 평균 유량이 50cc/hr로 오히려 떨어졌으며 20cc/hr의 경우는 19.5 cc/hr로 역시 조금 떨어졌다. 다이아프램만 운동하는 경우인 케이스 3의 경우, 50cc/hr 및 20cc/hr에 대하여 유량이 각각 65.6cc/hr, 26.2cc/hr로 24% 및 32.9% 증가하였다. 한편 유량의 진폭은 평균유량보다 큰 값을 나타내었으며 상관계수 R²값이 0.95정도로 떨어져 유량곡선이 사인 곡선에서 조금 벗어났음을 알 수 있다. 그러므로, 다이아프램의 운동은 섀트밸브를 통한 유량에 큰 영향을 미침을 알 수 있다. 압력도 변동하고 다이아프램도 운동하는 케이스 4의 경우, 50cc/hr의 경우 평균유량이 73.4cc/hr이며, 20cc/hr의 경우는 29.3cc/hr로 정상상태에 비하여 각각 40% 및 48%의 증가를

표 3. 50cc/hr에서 유량곡선의 평균유량과 유량진폭의 비교
Table 3. Comparison of mean and amplitude of flow waveforms for 50cc/hr case

	평균유량(cc/hr)	유량진폭(cc/hr)	R ²
케이스 1	52.9	-	-
케이스 2	50.0	9.9	1.000
케이스 3	65.6	82.9	0.951
케이스 4	73.4	98.5	0.929

표 4. 20cc/hr에서 유량곡선의 평균유량과 유량진폭의 비교
Table 4. Comparison of mean and amplitude of flow waveforms for 20cc/hr case

	평균유량(cc/hr)	유량진폭(cc/hr)	R ²
케이스 1	19.7	-	-
케이스 2	19.5	4.1	1.000
케이스 3	26.2	32.3	0.954
케이스 4	29.3	38.9	0.931

보였다. 이 때 유량의 진폭도 크게 증가하였으며 상관계수는 각각 0.929 및 0.931로 각각 떨어졌다.

결국, 뇌압의 변동과 이에 따른 셉트밸브 다이어프램의 운동은 셉트밸브를 통한 배출 유량을 40-50% 정도 증가시키는 것으로 계산 되었다. 압력변동 효과보다는 다이어프램의 운동이 유량증가에 더 큰 영향을 미침을 알 수 있었다. 그림 8에서는 본 연구에서 구한 정상상태(케이스 1)와 맥동상태(케이스 4)의 압력과 유량값을 사용하여 셉트밸브의 압력-유량 특성곡선을 그려 보았다. 매우 작은 유량인 5cc/hr에서의 값은 장 등의 논문[4]에서 구한 정상상태 값을 적용하였다. 압력 펄스 효과에 의해 더 낮은 압력-유량 특성곡선을 보임을 그림 8에서 관찰 할 수 있다. 그러므로 밸브가 몸 속의 맥동압력 하에서 작동할 때에는 밸브 제조직후에 구한 압력-유량 특성곡선보다 더 낮은 압력값과 완만한 기울기를 나타낸다는 것을 알 수 있다.

결 론

모든 셉트밸브는 제조 직후, 압력-유량 조절 특성실험을 거치게 되며 적절한 압력-범위를 만족시키는 밸브들만이 통과되어 판매된다. 이 실험은 시린지 펌프를 사용하여 일정 유량을 공급한 후, 압력을 측정하는 과정이다. 그러나, 실제의 뇌실은 심장박동의 영향으로 압력 펄스를 받게 되는데, 일정압력이 아닌 주기적인 맥동압력을 받을 때 셉트밸브의 압력-유량 조절 특성이 어떻게 변할 지에 대해서는 아직 알려진 바가 없다. 본 연구의 수치해석 결과는 셉트밸브가 인체에 삽입되었을 때 뇌압 펄스에 의한 압력 변동 및 다이어프램의 운동으로 인하여 훨씬 더 많은 양의 유량을 배출한다는 것을 보였으며 유량의 변동 폭이 뇌압의 주기를 따라 상당한 크기임을 나타내었다. 그러므로, 셉트밸브의 압력-유량 특성곡선은 제조 직후 시린지 펌프를 사용하여 구한 정상상태 실험의 결과보다 더 낮은 압력값 및 작은 기울기를 나타낼 것으로 사료된다. 그러므

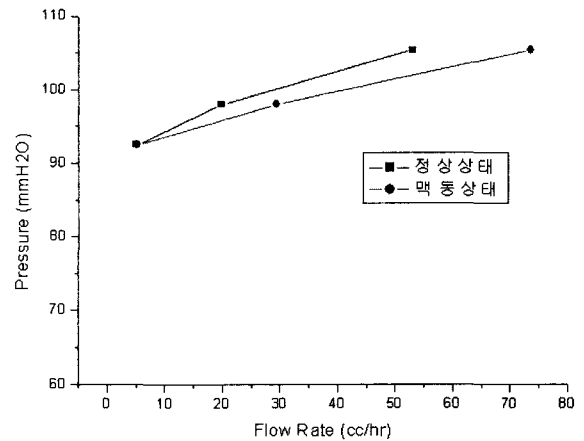


그림 8. 정상상태와 맥동상태에서의 압력-유량 특성곡선의 비교
Fig. 8. Comparison of pressure-flow characteristic curves for steady and pulsed flows.

로 맥동압력은 셉트밸브를 통한 유량의 배출을 더욱 빨리 이루어지게 함으로서 뇌압을 더욱 일정하게 유지시키는 효과를 가져올 것으로 판단된다.

후 기

본 연구는 학술진흥재단의 지방대 육성과제(2001-002-F00149 F3302)의 지원으로 수행되었으므로 관계자 여러분께 감사 드립니다

참 고 문 헌

1. Drake JM, Saint-Rose C, "The Shunt Book", New York Blackwell Scientific, 1995
2. 이종선, 김용환, 장종윤, 서창민, 양근수, 손창현, 나영신, 김용수 수두증 환자의 치료에 사용되는 셉트밸브의 개발 대한의용생체공학회 2001, 22:431-438
3. "Neurological implants: streile, single use hydrocephalus shunts and components", ISO7197, 2nd. ed., 1997
4. 장종윤, 이종선, 서창민 수두증 치료용 셉트밸브의 압력-유량 제어특성 수치해석 대한의용생체공학회 2001, 22:403-411
5. Cardoso ER, Rowan JO "Analysis of the cerebrospinal fluid pulse wave in intracranial pressure" J. Neurosurg. 1983, 59:817-821
6. STAR-CD User's Guide V3.10A, Computational Dynamics Limited, 1999
7. 최주환, 이종선, 김찬중 맥동유동 하에 있는 탄성혈관에서 벽면운동과 임피던스 페이즈앵글이 벽면전단응력에 미치는 영향 대한의용생체공학회 2000, 21:363-372