

뇌압 펄스하에서 셉트밸브의 압력-유량제어 특성곡선의 변화

홍이송*, 이종선*, 장종윤**

Changes in The Pressure-Flow Control Characteristics of Shunt Valves Under Brain Pressure Pulsation

Yisong Hong*, Chong-Sun Lee*, JongYun Jang**

Keywords: Shunt Valve, Hydrocephalus, Cerebrospinal Fluid (CSF), Pressure Pulsation, Flow Control

Abstract

Shunt valves implanted in the subcutaneous tissue of brain to treat patient with hydrocephalus were numerically simulated to investigate influence of pressure pulsation on their flow control characteristics. Shunt valves are subjected to pressure variation since ventricles enclosing the brain are under pressure pulsation rather than uniform pressure due to blood pressure variation. We modeled flow orifice through shunt valve and imposed pulsating pressure and valve diaphragm movement to compute flow through the valve. The results of our study indicated that flow rate increased by 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 the characteristics obtained by syringe pump test with uniform pressure and no diaphragm movement.

1. 서론

셉트밸브는 뇌를 감싸는 뇌실 안의 뇌척수액(cerebrospinal fluid; CSF)이 잘 배출되지 못하는 수두증 환자의 치료를 위해 사용되는 소형의 유량제어기구이다. 가장 많이 사용되는 VP 셉트밸브(ventriculo-peritoneal shunt valve)는 그림 1에 도시된 바와 같이 목과 정수리 사이의 머리표피 밑에 설치되며 밸브의 입구에서 뇌실(ventricle) 사이에 10~15 cm 정도의 짧은 카테타를 연결하고 밸브의 출구에서 복강(peritoneal cavity) 사이에 90cm 정도의 긴 카테타를 연결하여 뇌척수액을 뇌실에서 복강으로 회귀시킨다[1].

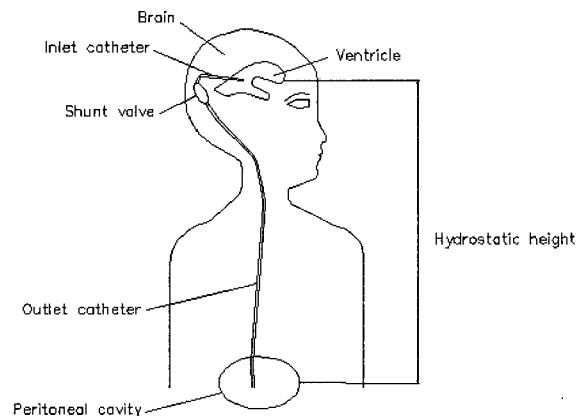


Fig. 1 Ventriculo-peritoneal (VP) shunt system
(valve plus catheters)

그림 2는 본 연구의 해석에 사용된 다이어그램형 셉트밸브의 개략도이다[2]. 밸브의 몸체 안에는 뇌실의 압력을 적절히 유지시키며 유량을 배출하는 기능을 하는 작은

* 한동대학교 기계제어시스템공학부, cslee@han.ac.kr

** 포항1대학 자동화 설계과, jjjang@pohang.ac.kr

다이하프램이 장착되어 있다. 이 다이하프램은 유연한 실리콘 고무로 만들어지며 단단한 플라스틱 베이스(base)에 장착되어 보호된다. 뇌실의 압력이 상승하면 다이하프램의 끝부분이 변형으로 인해 처지게 되므로 유량 오리피스가 형성되어 뇌척수액이 배출된다. 이때 적절한 유량을 유지하기 위하여 유연한 다이하프램에 축방향의 초기처짐 (predeflection: 그림2에서 A면과 B면의 높이 차이)을 부여한다. 이 초기처짐의 영향으로 뇌압이 어느 정도 될 때까지는 다이하프램의 처짐이 일어나지 않는다. 이 초기처짐을 극복하고 유동 오리피스를 형성하기 시작하는 압력을 오프닝 압력이라 하며 밸브의 주요 설계변수가 된다. 일정압력형 밸브의 특성을 나타내기 위해서는 오프닝 압력 이후에 유량의 증가에 따른 압력의 변화가 작아야 하는데 이 특성이 그림2에서 압력-유량 특성 곡선의 완만한 기울기로 나타난다.

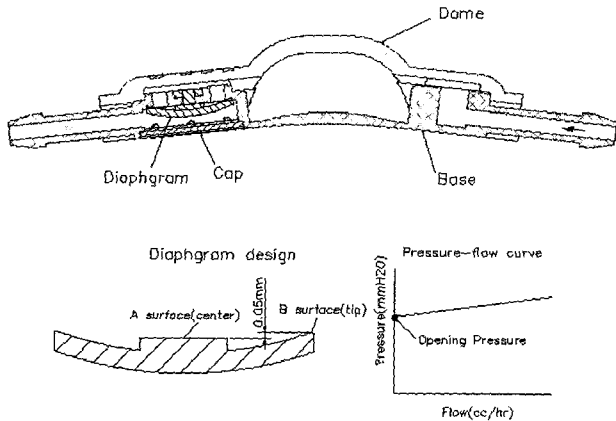


Fig. 2 Schematics of the diaphragm type shunt valve.

모든 셉트밸브는 제조 후에 압력-유량 특성 실험을 거치게 되며 적절한 압력 범위를 만족시키는 밸브들만이 합격되어 판매된다. 이 실험에는 시린지 펌프가 사용되는데, 몇 가지의 정해진 유량을 공급하고 그 때의 압력을 각각 측정 함으로서 압력-유량 특성곡선을 구한다[3]. 그러나 실제의 뇌실은 심장박동의 영향으로 압력 펄스(pressure pulsation)를 받게 되며 머리피부 밑에 삽입된 셉트밸브도 압력 펄스하에 놓이게 된다. 일정 압력이 아닌 압력 펄스를 받게 될 때의 셉트밸브의 거동에 대하여는 아직까지 알려진 사항이 없다. 본 연구에서는 실제의 셉트밸브가 압력 펄스, 즉 평균압력과 변동압력을 동시에 받을 때 압력-유량 사이의 관계가 어떻게 달라지는지에 대하여 조사하였다. 이를 위하여 셉트밸브를 통한 유동의 전산유체 해석모델을 만들고 상용코드를 통한 수치해석을 통하여 압력 펄스의 영향을 연구하였다. 본 연구를

통하여 셉트밸브의 실제적인 압력-유량 특성곡선에 대해 이해하고자 한다.

2. 해석모델

본 연구의 선행연구인 장종윤등[4]의 정상상태(steady state) 유동해석 결과를 보면 셉트밸브를 통한 압력강하는 밸브 몸체에 의한 것도 있지만 대부분이 소형 다이하프램에서 일어났다. 그러므로 본 연구에서도 다이하프램만을 해석 대상으로 하였다. 다이하프램은 기하학적 구조 및 하중조건에 있어서 거의 축대칭이므로 축대칭 모델을 사용하였다. 그러므로 전체의 0.5도만을 모델하고 총 5284개의 축대칭 요소를 사용하였다(그림 3).

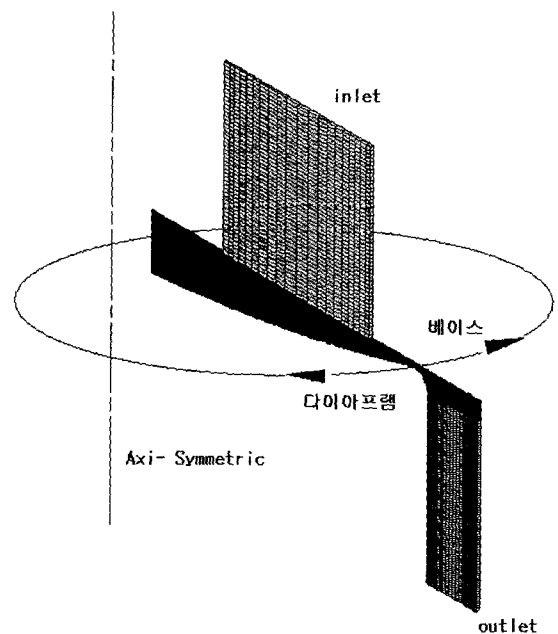


Fig. 3 Numerical Model for Flow Dynamic Analysis.

본 연구의 해석 모델은 오프닝 압력 $80\text{mm H}_2\text{O}$ 를 갖는 중압력용 셉트밸브를 대상으로 하였으며 다이하프램은 지름 6mm , 두께 0.45mm , 끝단 라운딩 0.1mm 를 갖는다. 밸브 다이하프램이 압력 펄스에 따라 움직이므로 장종윤등[4]의 해석결과를 사용하여 다이하프램의 위치(오리피스 간극) 및 입구압력을 결정하였다. 참고논문 [4]에 따르면 유량 50cc/hr 에서의 다이하프램의 수직 처짐은 $7.61\mu\text{m}$ 이며 이때의 압력은 $105.3\text{mm H}_2\text{O}$ 이다. 이 중에서 $4.5\text{mm H}_2\text{O}$ 는 셉트밸브 몸체의 압력강하이므로 다이하프램만의 압력강하는 $100.8\text{mm H}_2\text{O}$ 이다. 본 연구에서는 압력 펄스 $20\text{mm H}_2\text{O}$ [5]를 가정하여 다이하프램 입구의 압력 조건을 식 (1)로 부

여 하였다. 뇌압펄스의 주기는 1초로 부여 하였으며 출구 경계조건은 대기압으로 하였다.

$$P_{inlet}(t) = 100.8 \pm 20.0\sin(\omega t) \text{ mmH}_2\text{O} \quad (1)$$

한편 압력변동에 따른 유량 오리피스스의 개폐 효과를 고려하기 위하여 식 (2)와 같이 다이어프램 끝단부에 진폭 5.22 μm 주기 1초의 상하 움직임을 부여하였다.

$$h(t) = 7.61 \pm 5.22\sin(\omega t) \text{ } \mu\text{m} \quad (2)$$

참고문헌 [4]에 의하면 오프닝 압력이 80mm H₂O 이므로, 20.8mm H₂O 의 압력에 의하여 오리피스 간극 7.61 μm가 발생하는 것을 알 수 있다. 그러므로 20mm H₂O 의 압력 펄스가 가해질 경우에, 다이어프램의 움직임이 실제로는 약 7.3 μm 만큼 있어야 한다. 그러나 오리피스 간극이 너무 작아지면 해석 메쉬가 찌그러지므로 수렴에 문제가 있어서 본 연구에서는 다이어프램의 진폭을 평균 오리피스 간극의 65%에 해당되는 5.22 μm 로 부여하였다. 문제를 간단히 하기 위하여 다이어프램의 수직 처짐 크기는 축 중심을 기준으로 하여 반지름에 비례한다고 가정하여 모델링하였다. 그림 4에는 다이어프램의 움직임을 유동장 계산 결과와 함께 나타내었다.

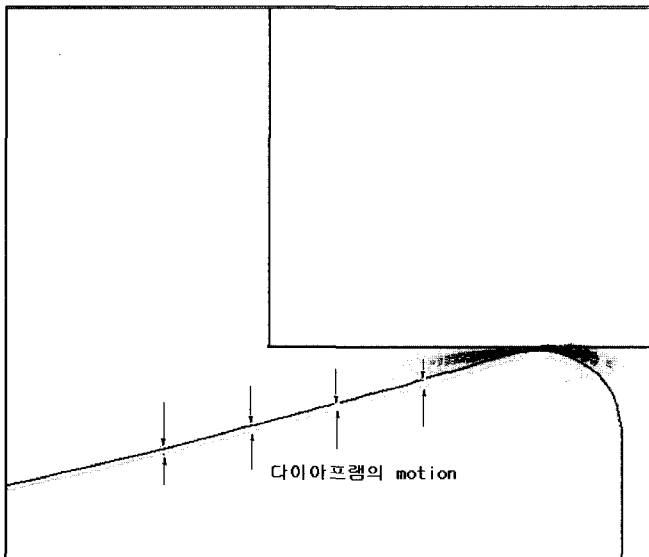


Fig 4. Diaphragm motion followed by pulsation pressure.

선트밸브를 통한 유동은 매우 저속이고(최고 50 cc/hr), 밸브 몸체의 입구 및 출구 관지름을 기준으로 할 때 레이놀드 수가 10 이하이므로 비압축성, 층류유동 조건을 부여 하였다.

뇌척수액은 특별한 질병이 없는 한, 물과 비슷한 무색의 액체이기 때문에 작동유체를 물로 모델하였다. 온도는 37도가 맞으나 선트밸브의 실험조건이 20도의 상온임을 고려하여 20도로 선택하였다.

3. 해석 방법

상용 코드인 STAR-CD를 사용하였으며 수치해석은 표1에 도시된 4가지 경우에 대하여 해석을 수행하여 압력 펄스와 다이어프램의 운동에 의한 선트밸브를 통한 유량의 변화를 살펴보았다.

Table. 1 Four Case Considered in our numerical simulation.

	압력변동	다이어프램 운동
케이스 1	X	X
케이스 2	O	X
케이스 3	X	O
케이스 4	O	O

식 (1), (2)와 같이 압력의 변동과 다이어프램의 움직임을 사인 함수로 부여하였다. 해석결과에 Least square 방법을 적용하여 평균유량과 유량의 진폭을 구하였다. 초기의 시작효과를 없애기 위하여 5번째 주기에서의 결과값을 사용하였다. 수렴조건으로 오차범위는 상용코드에서 제공하는 기본값을 부여하였다. 비정상 상태해석인 케이스 2,3,4의 경우에는 550번 만에 rate of change가 수렴조건을 만족하였으며, 정상상태 해석인 케이스1의 경우는 35821번 만에 수렴조건을 만족 하였다.

4. 결과

그림 5에 한 주기에서의 유량의 변화가 도시되었고 표2에 유량의 평균 및 진폭값 등이 비교되었다. 정상상태인 케이스 1의 경우, 유량이 52.9 cc/hr이며 이는 동일한 압력 100.8 mm H₂O 에서의 참고문헌 [4]에서 계산된 값 50 cc/hr 보다 약간 큰 값이다. 다이어프램은 운동하지 않고 압력만 변동하는 케이스 2의 경우, 평균 유량이 50.0 cc/hr로 오히려 떨어졌다. 다이어프램만 운동하는 경우인 케이스 3의 경우, 유량이 65.6 cc/hr 로 크게 증가하였다. 또한 유량의

진폭도 평균유량 보다 큰 값인 82.9 cc/hr 이며 상관계수 R^2 값이 0.95로 떨어져 유량곡선이 사인곡선에서 약간 벗어남을 알 수 있다. 그러므로, 다이어프램의 운동은 셉트밸브를 통한 유량에 민감한 영향을 미침을 알 수 있다. 압력도 변동하고 다이어프램을 운동하는 케이스 4의 경우, 평균유량이 74.4 cc/hr로 정상상태에 비하여 40% 정도의 증가를 보였다. 이 때 유량의 진폭도 98.5 cc/hr로 상당한 크기이며 상관계수는 0.93으로 떨어졌다.

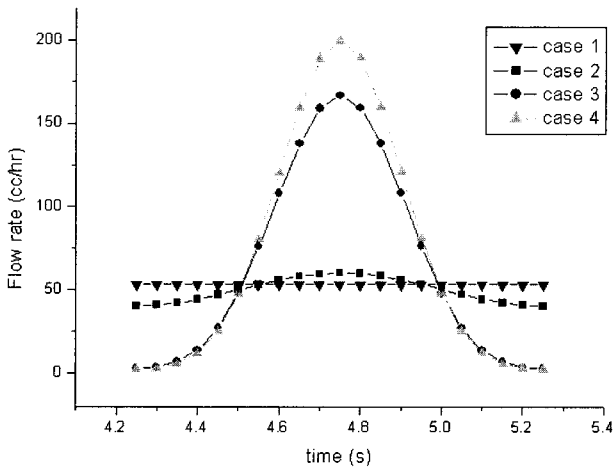


Fig. 5 Comparison of flow waveform.

Table. 2 Comparison of mean and amplitude of flow waveforms

	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

5. 결론

수치해석 결과는 셉트밸브가 인체에 삽입 되었을 때에 뇌압 펄스 및 다이어프램의 운동으로 인하여 훨씬 더 많은 양의 유량을 배출한다는 것을 보였으며 유량의 변동 폭이

뇌압의 주기를 따라 상당한 크기임을 나타내었다. 실제의 셉트밸브에는 짧은 입구 카테타와 긴 출구 카테타가 연결되므로 뇌압펄스의 변동폭 (진폭)이 감소하는 효과가 있을 것이다. 또한 출구 카테타의 압력강하의 크기가 밸브에서의 압력강하 크기에 비하여 무시하지 못할 만큼 상당한 것으로 알려져 있다[1]. 이러한 효과로 인하여 실제 셉트밸브에서의 뇌압 펄스의 변동 효과는 적절한 실험을 통하여 검증되어야 할 것이다.

후기

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

참고문헌

- [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: sterile, 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, 59:817-821, 198