

의료용 CSF 제어 밸브 설계를 위한 유동/구조 상호작용 해석

원 찬식^{*1}, 허남건^{*2}, 이종선^{*3}

A Flow/Structure Interaction Analysis for the Design of Medical CSF-Flow Control Valve

C. S. Won, N. Hur, and C. S. Lee

Pressure-flow control characteristics of a commercially available cerebrospinal fluid(CSF) control shunt valve was studied using flow/structure interaction analyses. Pre-stress of the valve diaphragm(membrane) was accounted for the simulation of an actual valve. The present results were in good agreement with the valve specification listed in the commercially available CSF control valve. The flow/structure interaction analysis of the present study can be effectively used to design a variety of CSF control shunt valves.

Key Words: 유동/구조상호작용(Flow/Structure Interaction), 뇌척수액(Cerebrospinal Fluid, CSF), 제어밸브(Control Valve), 프리스트레스(Pre-Stress)

1. 서 론

뇌척수액(cerebrospinal fluid; CSF)은 소량의 당분과 단백질을 포함하는 무색의 액체로서, 뇌와 중추신경계를 감싸며 보호하는 역할을 한다. 성인의 경우 그 양은 약 200 ml 정도이며, 하루에 500~600 ml 정도 분비되어 다시 뇌정맥으로 흡수된다. 뇌척수액이 분비와 흡수기전의 불균형 또는 뇌척수 순환통로의 폐쇄로 인하여 뇌실(ventricle)에 과잉 축적된 상태를 수두증(hydrocephalus)이라 한다. CSF 션트밸브(shunt valve)는 수두증 환자의 머리표피 안에 수술되어 장착되는 소형의 의료기구로서(Fig. 1, 2 참조), 뇌실 속에 과잉 축적되는 뇌척수액을 제거해 주기 위한 장치이다[1, 2]. 이 때 션트밸브는 뇌실 안의 압력에 따라서 효과적으로 유량을 배출시키

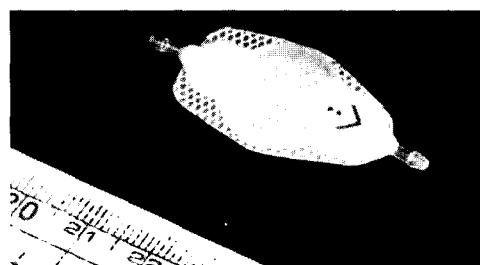


Fig. 1 CSF-flow control shunt valve
(P-S Medical, CSF-flow control valve,
Contoured Regular, Cat. No. 42324)

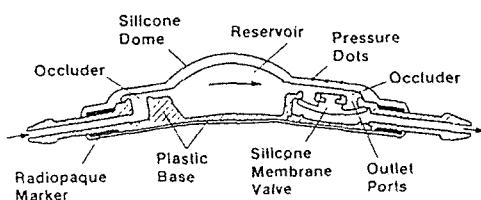


Fig. 2 Cutaway of CSF-flow control valve

* 2000년 11월 2일 접수

^{*1} 서강대학교 대학원 기계공학과

^{*2} 서강대학교 기계공학과, nhur@ccs.sogang.ac.kr

^{*3} 한동대학교 기계제어시스템공학부

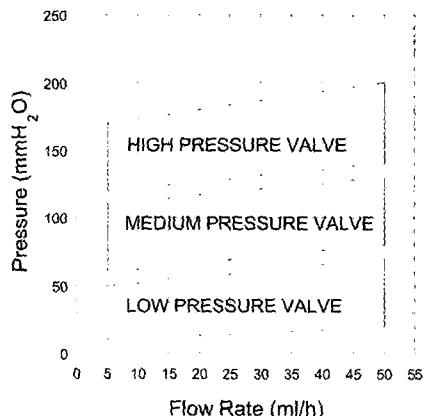


Fig. 3 Pressure-flow characteristics Chart
(P-S Medical, CSF-flow control valve,
Contoured Regular, Cat. No. 42324)

는 기능을 하며 거꾸로 뇌실 쪽으로 유량이 흘러 가지 못하도록 하는 일종의 체크밸브 역할도 한다. 현재 가장 일반적으로 쓰이고 있는 센트시스템은 뇌실과 센트밸브 입구를 짧은 카테터(catheter)로 연결하고 센트밸브 출구와 복강(peritoneal cavity)사이에 긴 카테터를 연결하여 뇌실 안의 뇌척수액을 체내의 복강쪽으로 배출시키는 기구이다. 시술된 센트시스템(밸브와 카테터)은 카테터의 석회화 현상, 감염, 뇌척수액의 단백질, 티슈 부스러기로 인한 밸브의 오작동 등의 이유로 인하여 5년 후 50%가량의 재수술을 요하고 있는 상황이다. 현재 시장에는 여러 가지 디자인의 센트밸브들이 판매되고 있으며 각 디자인마다 특징이 있으나 수두증의 치료효과에 관하여서는 거의 비슷한 것으로 알려져 있다[3]. 하지만 대부분의 제품을 수일에 의존하고 있어 이에 대한 기술 개발의 필요성이 증가하고 있다.

본 연구에서는 세계적으로 시장 점유율이 가장 높은 밸브인 미국 P-S Medical사의 CSF 센트밸브(Fig. 1, 2)에 대하여 압력-유량 조절 특성을 수치해석을 통하여 알아보았다. 이 밸브는 뇌압이 일정값 이상 걸리게 되면 유연한 다이아프램(실리콘 일레스토머 맴브레인)이며, 직경 6mm, 두께 0.45mm의 변형을 통하여 뇌척수액을 한쪽 방향(Fig. 2의 오른쪽방향)으로 배출시키는 구조이다. 이러한 센트밸브에 있어서 가장 중요한 기능은

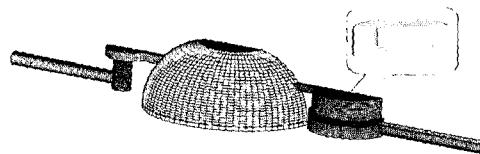


Fig. 4 Computational mesh for flow analysis

압력-유량 조절특성이다. 센트밸브의 압력-유량은 다이아프램의 두께와 pre-stress(초기변형)를 이용하여 변경할 수 있으며, 이를 이용하여 계산된 결과는 Fig. 3에 제시한 유량-압력 특성 도표와 비교하였다. Fig. 3은 PS Medical의 세 가지 다른 두께의 다이아프램에 대한 압력-유량특성을 보여준다. 일반적으로 밸브는 실험을 통해 얻어진 압력 범위내에서 여러 가지 오차를 고려하여 정상적으로 작동해야 하며, 본 연구에서는 Fig. 3의 특성곡선 중에서 medium pressure valve에 대하여 유동해석과 구조 해석을 병행하여 다이아프램의 변형량(원주 끝의 아래쪽 방향으로의 처짐)을 계산하고 이에 따른 압력-유량 특성곡선을 구하였다. 본 연구의 결과는 원하는 압력-유량 조절특성을 갖는 다양한 종류의 센트밸브를 디자인하는데 유용하게 사용될 수 있을 것으로 사료된다.

2. 수치 해석 방법

2.1 유동 해석

유동 해석은 상용 코드인 STAR-CD[4]를 사용하였으며, Fig. 4와 같은 계산 격자를 이용하였다. 계산 격자는 Fig. 1, 2와 같은 실제 제품을 모델로 하여 형성하였지만 reservoir의 형상과 곡면인 바닥면은 계산상 그 영향이 적으므로 실제 형상을 수정하였고, 밸브 부분은 실제 제품을 측정하여 계산 격자를 생성하였다. 지배 방정식은 비압축성, 정상상태, 층류 유동 연속 방정식과 운동량 방정식을 사용하였다. 밸브가 순차적으로 열리고 닫히는 경우, 유동 및 압력 계산을 위해서는 비정상상태 해석이 필요하지만 본 계산에서는 일정간격이 열린 상태에서 유동특성을 확인하고자 하였기 때문에 정상상태 유동해석을 수행하였다. 또한 레이놀즈수가 1.5~20 정도의 값을 갖는 본 연구와 같은 낮은 레이놀즈 수의 유동은 대체

Stokes 방정식으로 계산을 하지만 이 식은 Navier-Stokes 방정식을 근사화한 식이므로 오히려 Navier-Stokes 방정식을 계산하는 것이 더욱 정확한 결과를 예측할 수 있을 것이라 생각된다. 그리고 밸브 주의에서는 그 속도가 매우 크게 되므로 이 부분의 영향을 고려하기 위해서는 Navier-Stokes 방정식을 사용하는 것이 더욱 더 효과적일 것이다.

유동해석에 사용된 계산 격자는 총 158,612개의 셀을 사용하였으며 이중 유체 셀은 112,060개, 고체 셀은 46,552개이다. 실제 CSF 유동제어 센트에서 유동방향 축을 중심으로 센트의 형상이 좌우 대칭이므로 계산 격자는 절반만 작성하고, 중심 면에는 대칭 경계조건을 사용하였다. 센트 양 끝에는 경계 조건으로 입구조건과 출구조건을 사용하였다. 밸브 출하시의 실험은 상온에서 수행하여 검증하게 되므로 작동유체는 20°C 물로 가정하였고 주어진 유량에 따른 압력과 밸브의 변형량을 계산함으로 밸브의 압력-유량특성을 해석하였다.

2.2 구조 해석

유동 해석을 통해 얻은 밸브의 위, 아랫면의 압력을 보면 원주 방향으로 균일하게 분포한다. 따라서 구조 해석을 하기 위한 유한 요소 모델은 밸브의 형상만을 고려하여 축대칭 8절점 요소를 사용하였다. 축대칭 요소를 사용함으로써 계산 격자를 간단하게 만들 수 있었고 아울러 계산 시간의 단축 효과도 얻을 수 있었다. 구조해석에 사용된 계산 격자는 높이, 0.8 mm, 반경, 3mm로서, Fig. 5에 나타내었고 총 650개의 요소이며 센트밸브에 사용되는 실리콘 일레스토머의 재료특성을 고려하여 밸브의 탄성계수는 2, 3 MPa, 포와송비는 비압축성을 고려하여 0.49의 값을 주었다. 그리고 밸브의 윗쪽 곡면 부분에 유동해석에서 구한 압력값을 주어 계산하였으며, 유한 요소 해석은 ABAQUS[5]를 이용하였다.

2.3 유동/구조 상호작용 해석

본 연구에서는 크게 두 가지로 나누어 수치해석을 수행하였다. 센트밸브내의 유동 환경은 초기에는 밸브가 닫혀져 있다가 일정한 압력(opening pressure, 작동 개시 압력)이 되면 그때부터

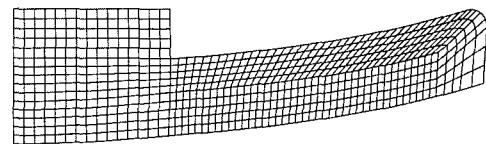


Fig. 5 Axi-symmetric finite element model for valve diaphragm

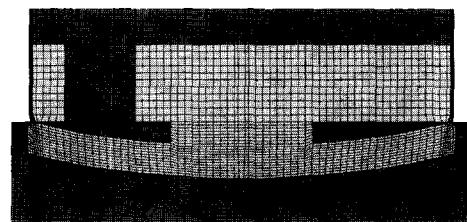


Fig. 6 Computational mesh without pre-stress

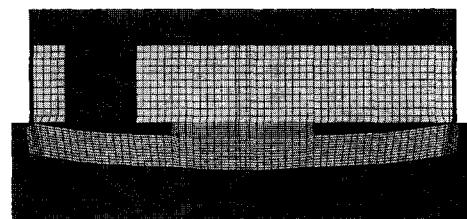


Fig. 7 Computational mesh with pre-stress

밸브가 열려서 유체가 흘러 배출된다. 즉 밸브는 pre-stress가 주어진 상태에서 작동함을 의미한다. Fig. 5의 다이아프램은 압력을 전혀 받지 않은 상태에서는 오른쪽 끝부분의 높이가 중앙고정부위의 높이보다 높게 설계되어 있다. 따라서 다이아프램이 Fig. 2와 같이 플라스틱 베이스 내에 장착되면 초기변형이 생기며 pre-stress에 의해 일정한 작동 개시 압력을 갖게 된다. 이러한 점을 고려하여 pre-stress가 없는 경우(Fig. 6)와 있는 경우(Fig. 7)를 각각 나누어 계산을 하였다. pre-stress를 유동 해석에 적용하기 위하여 우선 구조 해석을 통해 pre-stress가 주어진 경우 밸브의 변형 정도를 계산하고 이때 얻어진 밸브의 형상을 이용하여 Fig. 7과 같이 유동 계산 격자를 변형시켰다. 구조해석을 수행한 결과 밸브의 작동 개시 압력이 80 mmH₂O인 경우 다이아프램 끝의 아래쪽 방향으로의 초기 변형량이 117.6 μm이

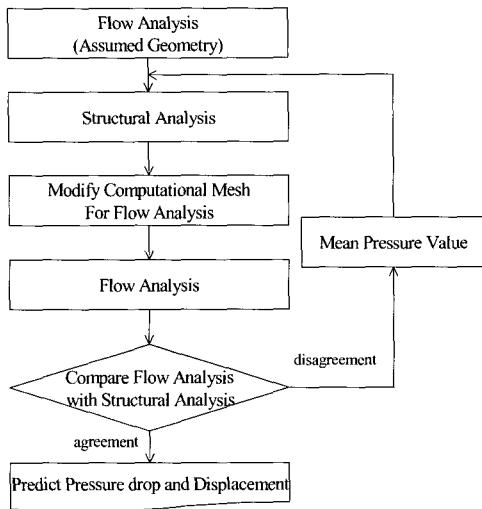


Fig. 8 Analysis algorithm

며, 이 값이 적용된 변형된 계산 격자(Fig. 7)를 이용하여 유동 해석을 수행하였다. 유동해석을 위해 미리 계산한 작동 개시 압력과 초기변형은 해석에 사용된 실제 밸브의 작동 조건과 거의 일치하였다. 유동/구조 상호작용 기법은 유동 해석 결과를 이용하여 유연성 있는 다이아프램의 변형 양상을 예측하며, 변형된 다이아프램의 형상은 유동장에 다시 영향을 미치는 상호관계를 반복계산을 통하여 수렴시켜 가는 것이다. 실제로 이 기법은 김태근 등[6]에 의하여 oil fence의 변형 예측 연구에 성공적으로 사용된 바 있다.

유동/구조 상호작용기법을 CSF 제어 밸브에 적용하기 위한 알고리즘을 Fig. 8에 나타내었으며 그 방법은 다음과 같다. 우선 주어진 유량조건에

Table. 1 Computational conditions

	Flow Analysis	Structural Analysis
Computer	Silicon Graphics Origin 2000	Hewlett Packard SPP 2000 S-Class
CPU	4	4
Memory	2GB	2GB
Hard Disk	36GB	22GB
Analysis Program	STAR-CD	ABAQUS
Number of Cells	158,612	650
Calculation Time	5 Hours	1 Minute

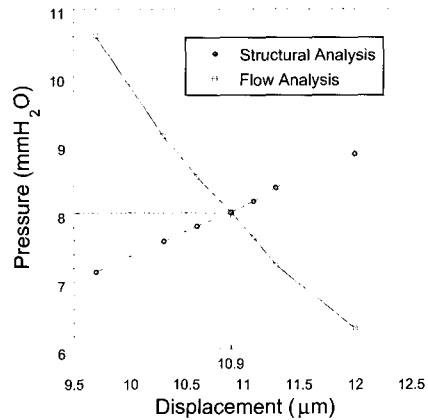


Fig. 9 Method of determining pressure drop and displacement for given flow rate through flow/structure Interaction

대하여 임의의 변형량을 갖는 밸브형상에 대하여 유동 해석을 수행하고 이 때 얻는 밸브 주위의 압력조건을 사용하여 구조 해석을 수행한다. 구조 해석의 결과, 밸브의 변형 형상을 구할 수 있으며, 이를 사용하여 유동 해석을 위한 계산 격자를 재작성하고 유동해석을 재 수행한다. 이렇게 유동 해석을 통해 얻은 압력을 구조 해석에 적용된 압력과 비교하여 차이가 있으면 새로운 압력을 사용하여 구조해석부터 다시 반복 수행한다. 구조해석에 사용한 압력값과 유동해석의 결과 압력값을 비교하여 차이가 없으면 계산을 종료하며 이때 얻는 결과가 주어진 유량조건에서의 변형형상과 압력값이 된다.

Fig. 9는 위 알고리즘에 의한 해석 결과를 보여주는 그림이다. 즉, 주어진 유량조건에서 밸브의 변형량과 차압을 유동해석의 결과와 구조해석의 결과가 서로 만나는 점으로부터 구할 수 있다. Table 1에는 구조 해석과 유동 해석에 장비의 사양과 계산 시간을 나타내었다.

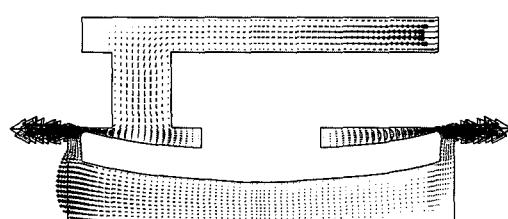


Fig. 10 Velocity vector around the valve

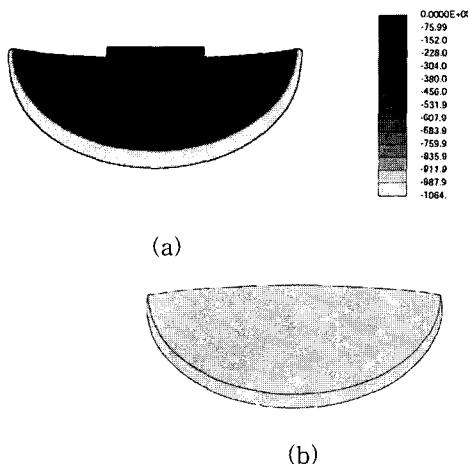


Fig. 11 Pressure distribution on the valve
(a) upside view (b) downside view

3. 해석 결과

유동 해석은 유량이 5, 10, 20, 30, 50 ml/h인 경우에 대하여 계산을 하였다. Fig. 10, 11은 밸브 다이아프램 부위의 유동 속도 벡터와 압력 분포를 각각 나타낸다. 속도 분포를 보면 다이아프램(flexible)과 윗벽(rigid) 사이 부분에서 급격히 속도가 증가함을 볼 수 있다. 이 부분에서 큰 압력강하가 생기며 이는 전체 밸브 시스템에서의 압력강하의 대부분을 차지한다. 압력 분포를 보면 밸브의 아랫면은 균일한 압력 분포를 갖지만, 밸브 윗면에서의 압력은 전체적으로

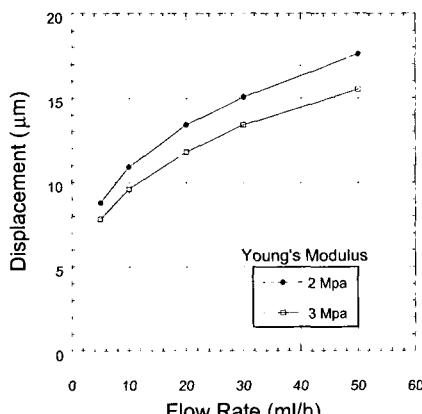


Fig. 12 Displacement-flow rate characteristics for the valve installed without pre-stress

균일한 압력 분포를 보이다가 끝부분에서 급격한 압력강하의 영향을 받는다. 밸브의 위, 아랫면의 압력차를 얻기 위해서 밸브 윗면에서의 압력은 평균된 값을 사용하였다. 그리고 밸브의 두께는 0.45 mm로 매우 작은 값을 가지므로 위 아랫면의 압력차를 구할 때는 밸브 측면을 고려하지 않았다. 유동 해석 결과를 살펴보면 밸브 윗면 전체에 걸쳐 고른 압력분포를 보이다가 밸브 끝단에서 대부분의 압력 강하가 발생하고 밸브 아랫면에서도 고른 압력 분포를 보이므로 아래 윗면에서 각각 면적 평균한 압력 값을 구하여 구조해석에 적용하였다.

Fig. 12, 13은 pre-stress가 없을 때 유량에 따른 밸브의 변형량과 작용하는 압력을 나타낸 그레프이며, 구조 해석시 밸브 재질의 탄성계수를 다르게 하여 계산하였다($E=2, 3 \text{ MPa}$). 위 값은 션트밸브에 사용되는 실리콘 일래스토머 재질의 20% 스트레인 내에서의 탄성계수 범위에 해당된다. 계산된 결과를 보면 탄성계수가 클수록 밸브의 변형량(다이아프램 끝부분의 아랫쪽 방향으로의 처짐)은 작아지며, 밸브에 걸리는 압력은 커지게 된다. 탄성계수가 3 MPa인 경우, 변형량은 약 12%정도 감소하고 압력은 25% 정도 증가한다. 그러므로 제품 제작시 이러한 특성을 고려하여 밸브의 재료를 선택하여야 할 것이다.

Fig. 14, 15는 pre-stress를 고려하여 탄성계수 2MPa를 갖는 밸브의 변형량과 작용하는 압력을 나타내었다. Fig. 15에서, Shunt 전체 입, 출구

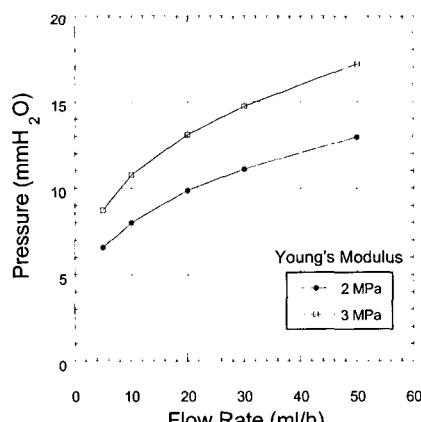


Fig. 13 Pressure-flow rate characteristics for the valve installed without pre-stress

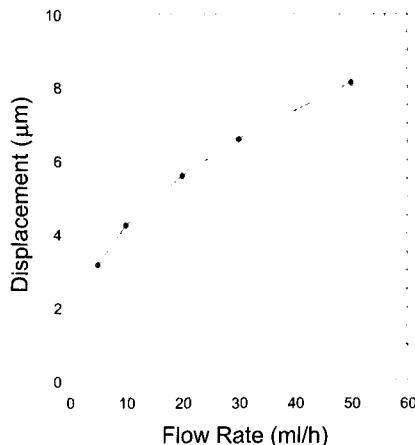


Fig. 14 Displacement-flow rate characteristics for the valve installed with pre-stress

사이의 압력강하는 85~92 mmH₂O로서 Fig. 3에 주어진 medium pressure valve의 작동 압력 범위 안에 대체적으로 잘 일치한다[1]. 하지만 밸브 다이아프램에서의 압력차(ΔP_{valve})와 시스템 전체의 압력차(ΔP_{total})를 보면 유량이 증가할수록 그 차이가 점점 커짐을 볼 수 있다. 이는 유량이 증가 할 때 밸브 시스템의 다른 부위에 의한 압력강하가 증가되어 더해지기 때문이다.

그리고 수치해석의 결과 얻어진 압력강하에 대한 유량 변화가 실험치에 비해 훨씬 민감하게 반응하는 경향을 보인다. 이러한 경향성의 이유는 우선 밸브의 재질적 특성에서 기인한다고 볼 수 있다. Fig. 12, 13에서도 볼 수 있듯이 밸브의 탄성계수와 같은 재질 특성에 따라 밸브의 작동특성도 달라진다. 특히 밸브 자체의 크기 및 변형량이 매우 작으므로 재질의 특성이 중요한 인자로 작용하게 된다. 본 연구에서 사용한 밸브재질의 탄성계수가 실제 밸브재질의 탄성계수와 차이가 있을 수 있기 때문이다. 따라서, 실제 제작된 센트 밸브의 재질 특성을 사용하여 해석한다면 좀 더 나은 결과를 얻을 수 있을 것이다.

또한 밸브 재질의 특성과 함께 밸브 두께의 부정확성 등과 같은 밸브 형상적인 측면에서도 그 영향을 생각해 볼 수 있다. 현재 계산은 밸브가 균일한 두께를 갖는다는 가정하에 해석을 수행하였지만 실제 제작되는 밸브의 두께는 균일하지

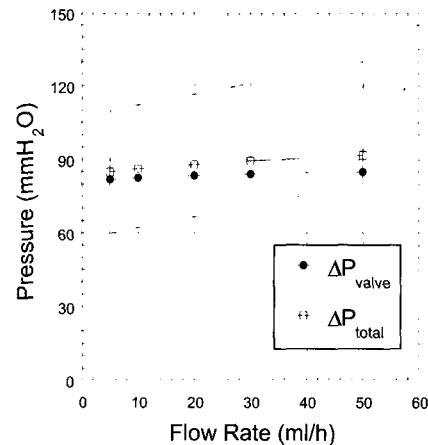


Fig. 15 Pressure-flow rate characteristics for the valve installed with pre-stress

않을 수 있으며 이러한 형상적 요인은 밸브의 변형 정도와 압력에 많은 영향을 줄 수 있다. 특히 밸브의 두께가 축의 중심쪽으로 갈수록 두꺼워지거나 얇아진다면 밸브의 변형에 큰 영향을 미칠 수도 있기 때문이다. 또한, 밸브의 두께가 균일하지 못하다면 밸브의 아랫방향 처짐이 비대칭적으로 이루어질 것이며 이에 따라 밸브 위 아랫면의 압력분포는 상당히 달라지며 본 연구의 구조해석에서 채택한 밸브의 축대칭성의 가정이 맞지 않게 되어 해석결과와 실험결과가 다르게 나올 수도 있을 것이다.

본 연구의 결과 얻어진 밸브의 작은 처짐량(아랫방향 처짐)을 고려해 볼 때 밸브 제작시 오차를 줄이기 위해 상당한 주의와 컨트롤이 필요함을 알 수 있다. 그러므로 제작된 밸브들은 일일이 실험을 통해 압력-유량 특성을 검증하여 품질관리를 할 필요성이 있을 것으로 사료된다. 또한 밸브의 재질 특성도 제품 제작시 중요하게 고려하여야 할 것이다.

4. 결 론

본 연구에서는 유동현상과 구조물의 거동양상 상호간의 영향을 순차적으로 반복 계산하는 유동/구조 상호작용 해석을 통하여 의료용 CSF 제어 밸브에 작용하는 압력과 변형량을 해석하였다.

해석 결과 밸브의 탄성계수가 2MPa이고 pre-stress를 적용한 경우, 밸브 전체의 압력강하는 실제 사용되고 있는 CSF 제어 밸브의 압력 범위 내에 있음을 확인할 수 있었다. 그러나 실험에 비하여 수치해석 결과 유량 변화가 압력강하에 대해 민감하게 반응하는 경향을 보였는데 이는 밸브의 변형이 워낙 작은 관계로 인하여 밸브의 재질 특성과 밸브 두께와 같은 형상 등이 유량 및 압력강하에 실질적으로 많은 영향을 미치고 있기 때문으로 사료된다. 앞으로 다양한 종류의 센트 제품 설계시 본 연구에서 사용한 유동/구조 상호작용 해석을 효과적으로 적용하면 밸브의 초기압력과 초기 변형량, 압력-유량특성곡선, 작동 시 밸브의 처짐량을 미리 예측하여 밸브의 설계 변수를 결정할 수 있을 것이다.

후 기

본 연구는 보건복지부 중점연구 “다종류 인체 삽입용 shunt system의 개발” (HMP-99-E-12-0005)의 일환으로 수행되었습니다. 관계자 여러

분께 감사드립니다.

참고문헌

- [1] CSF-Flow Control Shunts Manual, PS Mediclal.
- [2] <http://www.medtronic.com/neuro/psmedical/csfflow.html>.
- [3] 이종선, 장종윤, “수두증 환자의 치료를 위한 션트밸브의 특성연구,” 한동대학교 논문집, Vol.3 (2000), pp.20-35.
- [4] STAR-CD User's Manual, Version 3.1, Computational Dynamics Limited, (1999).
- [5] ABAQUS Standard User's Manual, Version 5.8, Hibbit, Karlsson & Sorensen Inc. (1999).
- [6] 김태균, 김욱, 허남건, “유체.구조물 상호작용 기법을 이용한 오일 펜스의 변형 예측,” 한국전산유체공학회지 제5권 제3호 (2000), pp.16-22.