

수두증 치료용 셉트밸브의 압력-유량 제어특성 수치해석

장종윤* · 이종선** · 서창민*

경북대학교 기계공학부*, 한동대학교 기계제어시스템공학부**

(2001년 7월 9일 접수, 2001년 10월 18일 채택)

Numerical Simulation of The Pressure-Flow Control Characteristics of Shunt Valves Used to Treat Patients with Hydrocephalus

Jong Yun Jang, Chong-Sun Lee, Chang Min Suh

School of Mechanical Engineering, Kyungpook National University,
College of Mechanical and Control System Engineering, Handong University

(Received July 9, 2001. Accepted October 18, 2001)

요약: 수두증 환자의 뇌압을 조절하기 위해 사용되는 셉트밸브의 압력-유량제어 특성과 설계변수 변화에 따른 특성곡선의 변화를 수치적으로 해석하였다. 해석에 사용된 셉트밸브는 국내에서 설계, 제작된 일정 압력형 다이어프램 타입이며 실험을 통하여 해석의 타당성을 검증하였다. 셉트밸브 내부에 장착된 압력-유량 제어용 소형 다이어프램이 실리콘 일래스토머 계통의 유연한 재질이므로 유동구조 상호해석을 수행하였다. 구조해석시의 재료 비선형성을 고려하여 고탄성 재료에 대한 무니 리블린(Mooney-Rivlin) 근사를 적용하였다. 수치해석결과 얻어진 압력-유량제어 특성곡선은 실험결과와 유사하였고 셉트밸브를 통한 압력강하의 대부분은 소형 다이어프램에서 이루어짐을 확인할 수 있었다. 본 연구에서 해석된 셉트밸브의 압력-유량 특성곡선의 기울기는 $0.37\text{mmH}_2\text{O}\cdot\text{hr}/\text{cc}$ 로서 상용 셉트밸브의 기울기 평균값 $0.40\text{mmH}_2\text{O}\cdot\text{hr}/\text{cc}$ 과 비슷하여 일정압력형 셉트밸브의 특성을 잘 나타내었다. 오프닝압력의 크기는 밸브 다이어프램의 초기처짐량 크기에 의존하였고, $25\text{mmH}_2\text{O}$ 와 $80\text{mmH}_2\text{O}$ 의 오프닝압력을 얻기 위해서는 $10.2\mu\text{m}$ 와 $35.3\mu\text{m}$ 의 초기처짐량이 필요하였다. 밸브가 열리면서 유동이 발생할 경우, 유동 오리피스 간극이 $10\mu\text{m}$ 이내이므로 셉트밸브의 성공적인 동작을 위해서는 정밀설계와 제작기술이 요구된다. 본 연구를 통해 다이어프램의 초기처짐량과 유동 오리피스를 형성하는 다이어프램 끝단의 라운딩 크기가 압력-유량 특성곡선의 기울기에 영향을 미치는 주요 설계변수임을 확인하였다.

Abstract: The present study analyzed the pressure-flow characteristics of a Korean shunt valve. Changes in the characteristic curve depending on the design parameters were also investigated. The Korean shunt valve used in the present study was constant pressure type and our analyses were validated through experiments. We applied fluid-structure interaction to solve the flow dynamic problem because the small diaphragm in the valve was made from flexible silicone elastomers. Considering the material nonlinearity of the hyper-elastic material, the Mooney-Rivlin approximation was employed. The results of the numerical analyses were close to the experimental results. The major pressure drop was observed to happen in the small diaphragm. The slope of the pressure-flow characteristic curve was computed to be $0.37\text{mmH}_2\text{O}\cdot\text{hr}/\text{cc}$, which was similar to the average value of commercial shunt valves, $0.40\text{mmH}_2\text{O}\cdot\text{hr}/\text{cc}$. Therefore, our valves analyzed in the present study showed a proper pressure control characteristics of the constant pressure type shunt valves. The opening pressure could be controlled by adjusting the amount of predeflection of the valve diaphragm. In order to obtain opening pressures of $25\text{mmH}_2\text{O}$ and $80\text{mmH}_2\text{O}$, respectively, and the required predeflection was found to be $10.2\mu\text{m}$ and $35.3\mu\text{m}$. The flow orifice size was found to be within $10\mu\text{m}$ during valve operation. Therefore, precision design and manufacturing techniques are necessary for successful operations of the shunt valve. The study indicated the amount of predeflection as well as the magnitude of corner rounding of the diaphragm edge are important design parameters to influence the slope of the pressure-flow characteristic curve.

Key words: Shunt valve(셉트밸브), 수두증(Hydrocephalus), 뇌척수액(cerebrospinal fluid: CSF), Fluid-structure interaction(유동구조 상호해석), 무니 리블린(Mooney-Rivlin)

서론

뇌를 감싸고 있는 뇌실안의 액체를 뇌척수액(cerebrospinal fluid; CSF)이라 하며 성인의 경우 그 양은 약 200 cc 정도 된다. 뇌척수액은 뇌실과 인접한 choroid plexus에서 하루에 약 500 cc (20 cc/hr)정도 분비되며 다시 뇌정맥으로 흡수된다[1]. 질병이나 선천적인 이유로 인하여 뇌척수액의 흡수에 문제가 오는 경우 뇌실이 팽창하고 뇌는 압박을 받게된다. 이러한 질병을 수두증(hydrocephalus)이라 하며 배출되지 않고 누적되는 뇌척수액을 제거하지 않을 경우 생명에 위협을 받게 된다. 이를 해결하기 위하여 체내에 삽입되어 뇌척수액을 뇌실로부터 다른 부위로 회귀시키는 미세 유량제어기구가 셉트밸브이다 [2,3].

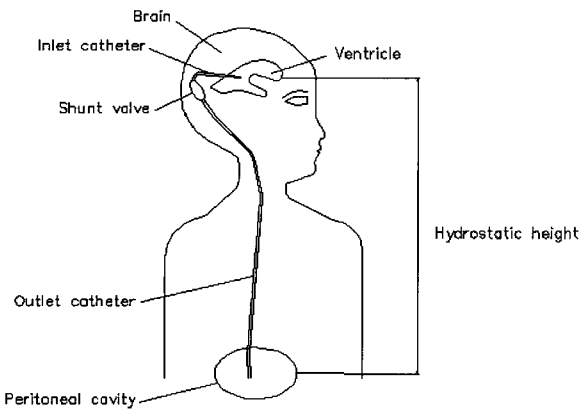


그림 1. VP(ventriculoperitoneal) 셉트 시스템(셉트밸브와 셉트 카테타)

Fig. 1. Ventriculoperitoneal shunt system (shunt valve and catheter)

셉트밸브는 시술 위치에 따라서 Ventriculoperitoneal (VP) 밸브, Lumboperitoneal (LP)밸브, Ventriculoatrial (VA) 밸브의 세 종류로 나뉘어진다. 이 중에서 VP 밸브가 가장 많이 사용되고 있다. 그림 1에 도시된 바와 같이 VP 셉트밸브는 목과 정수리 사이의 머리표피 밑에 삽입되어 설치되며, 밸브의 입구와 뇌실 사이에 10-15 cm 정도의 짧은 카테타(inlet catheter)를 연결하고 밸브의 출구에서 복강(peritoneal cavity)사이에 90 cm 정도의 긴 가테타(outlet catheter)를 피부 안쪽으로 연결하여 뇌척수액을 뇌실에서부터 복강으로 배출시킨다. 이와 같이 셉트시스템은 두 개의 카테타와 셉트밸브몸체로 구성되며 밸브몸체 안에는 뇌실의 압력을 적절히 유지시키면서 유량을 배출하는 소형 유량조절기구가 장착되어 있다. 셉트시스템의 차별화는 주로 이 유량배출기구의 디자인과 성능에 의해 결정된다[4].

상용화된 셉트밸브의 압력조절특성은 제조회사에서 실험적으로 구한 곡선으로 나타내고 있다. 원찬식등은 PS 메디칼의 CSF 셉트밸브의 압력-유량제어 특성곡선을 수치적으로 구하

였다[5]. 유량을 제어하는 셉트밸브의 다이어프램이 유연하므로 유동-구조 상호해석을 상용코드로 수행하였다. 그들은 해석을 통하여 셉트밸브의 수치해석 가능성을 처음으로 제공하였으나 해석으로 구한 압력-유량 특성곡선의 기울기가 실험결과에 비해 훨씬 작은 값을 나타내었다. 해석오차의 주 원인은 상용 셉트밸브에서 사용되는 실리콘 일래스토머의 재료특성(탄성계수)에 대한 정보의 부재로 인해 실제 재료와 다른 일래스토머에 대해 선형 탄성계수(linear elastic modulus)를 가정하여 사용하였기 때문인 것으로 사료된다.

본 연구에서는 국내에서 설계된 셉트밸브의 설계변수에 따른 압력조절 특성곡선의 변화를 수치적으로 해석하고 제조된 밸브의 실험결과와 비교 검증하였다. 설계된 밸브는 시장의 주류를 이루고 있는 일정 압력형 셉트밸브이며 실리콘 일래스토머 재료의 비선형 응력-변형을 관계를 고려하여 해석하였다. 본 연구의 방법은 다른 종류의 셉트밸브의 설계에도 이용될 수 있으며 셉트밸브의 압력-유량조절특성을 설계과정에서 미리 예측할 수 있으므로 새로운 셉트밸브의 제작 과정을 단축시킬 수 있을 것으로 사료된다.

셉트밸브 모델

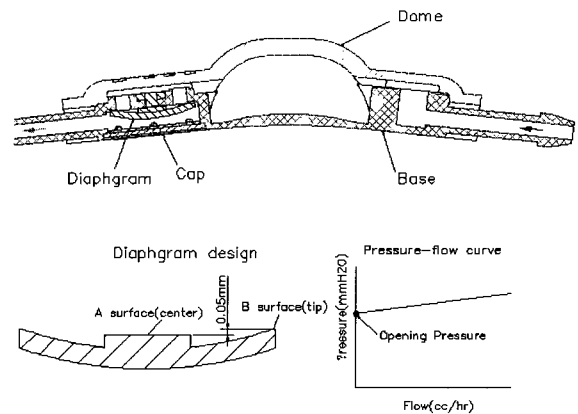


그림 2. 해석에 사용된 VP 셉트밸브의 개략도와 압력-유량 특성곡선 Fig. 2. Assembly drawing of the VP shunt valve employed in the analysis and its pressure-flow characteristic curve

그림 2는 본 연구에서 설계되어 제작된 다이어프램 방식 셉트밸브의 개략도와 다이어프램의 형상 및 전형적인 밸브의 압력-유량 특성곡선을 보여주고 있다. 밸브의 외부몸체(Dome)는 실리콘 일래스토머 계통의 유연한 재료를 사용하며 내부(Base)는 단단한 플라스틱 재료를 사용하여 유연한 다이어프램형 유량조절기구가 안전하게 장착될 수 있도록 보호하고 있다. 장착된 유량조절기구(지름 6 mm, 두께 0.45 mm의 축대칭 다이어프램)는 한 방향으로 작동하는 체크밸브이며 뇌실의 압력이 상승할 때 끝이 하강하여 열림으로 뇌척수액을 배출하고 뇌실압력이 낮아질 때는 닫힘으로 뇌실의 압력을 조절하면서 역 방향 흐름을 방지한다. 압력-유량 특성곡선의 기울기가 유

량에 따라 완만하게 증가하고 있으므로 일정압력형 밸브라 불리운다.

이 밸브의 경우, 어느 정도의 너압이 형성되기 전까지는 뇌척수액의 배출을 방지하여야 하는데 이를 위하여 원형 다이어프램에 축방향의 predeflection(초기처짐: 그림2에서 A면과 B면의 높이 차이)을 부여한다. 그러므로 어느 정도의 압력이 걸려야 밸브 다이어프램이 변형되면서 유량 배출구가 형성된다. 이러한 초기열림압력을 오프닝압력이라 하며 밸브의 주요설계변수가 된다[6]. 일정압력형 밸브의 특성을 나타내기 위해서는 유량의 증가에 따른 압력의 변화가 작아야 하는데 이 특성이 그림2와 같이 압력-유량 특성곡선의 완만한 기울기로 나타난다. 본 연구에서는 국내에서 개발된 섀트밸브의 압력-유량 특성곡선을 해석하고 설계변수의 변화에 따른 특성곡선의 변화를 분석하였다.

해석 및 실험방법

다이어프램 방식 섀트밸브의 압력-유량 특성은 밸브몸체 안

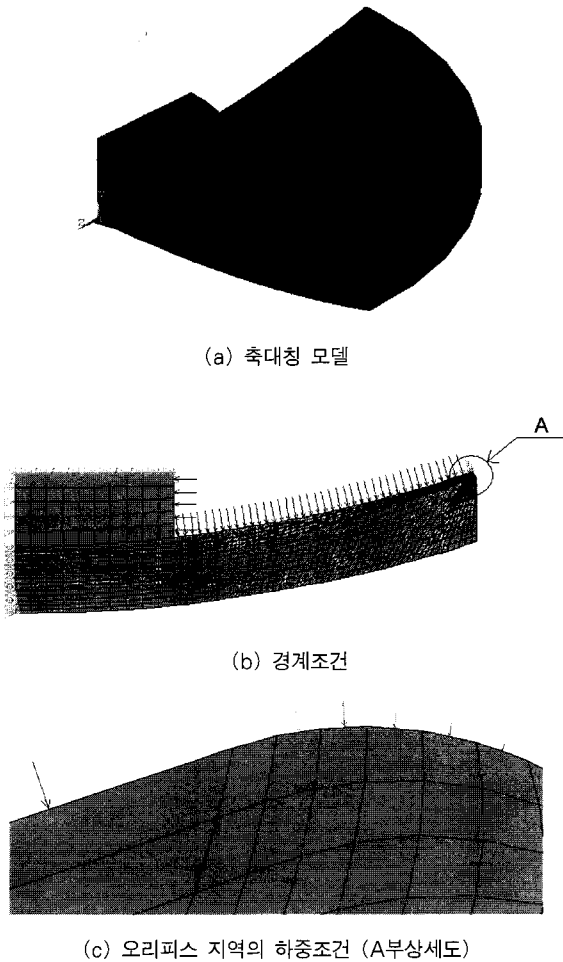


그림 3. 섀트밸브 다이어프램의 구조해석 모델 (ANSYS)
 Fig. 3. Structural analysis model of the shunt valve diaphragm(ANSYS)(a) Axisymmetric model (b) Boundary condition (c) Pressure load condition near the flow orifice

에 장착된 소형의 유량조절기구인 다이어프램에 의하여 거의 좌우되므로 다이어프램만을 해석 대상으로 선정하였다. 다이어프램을 제외한 밸브몸체를 통한 압력강하는 미약하였고 섀트밸브의 다이어프램을 제거한 상태에서 실험적으로 구하여 추가하였다. 다이어프램의 재료로는 유연한 실리콘 일래스토머를 사용하였으므로 유동-구조 상호해석을 수행하였고 다이어프램의 초기 처짐량의 변화와 다이어프램 끝단 코너부의 라운딩 크기의 변화에 따른 특성곡선의 변화를 해석하였다. 다이어프램은 기하학적 구조 및 하중조건에 있어서 축대칭이므로 해석시에 축대칭 모델을 사용하였다. 한편 해석의 검증을 위하여 제작된 한국형 섀트밸브를 실험하여 비교하였다. 다음에서는 압력(뇌압)을 받는 다이어프램의 처짐에 대한 구조해석과 다이어프램의 끝단의 처짐에 의해 형성된 오리피스스를 통한 유동해석과 두 해석의 상호작용 해석방법을 기술한다.

1. 구조해석

다이어프램은 기하학적 구조 및 하중조건에 있어서 축대칭이며, 고탄성의 실리콘 일래스토머 재질로 제작되므로 ANSYS 구조해석시 축대칭 4절점 고탄성요소(Axisymmetric 4-node hyper-elastic element, [7])를 사용하였다. 그림 3(a), (b)는 축대칭 다이어프램의 사분의 일 유한요소모델과 경계조건을 각각 나타낸다. 다이어프램의 중앙부는 밸브 베이스에 고정되어 있으며 다이어프램 상면에 화살표로 표시된 뇌실의 압력이 작용하고 하면에 대기압이 작용한다. 계산에 사용된 총 요소수는 950개이며, 다이어프램의 재료로 사용되는 실리콘 일래스토머(Q7-4735, Dow Corning 사)의 비압축성을 고려하여 프와송비는 0.49로 하였다.

실리콘 일래스토머는 고탄성체(Hyper-elastic material)로서 비선형 탄성특성(material nonlinearity)을 나타내므로, 이를 구조해석시 적절히 반영하기 위해 인장시험(화학시험 연구원)에서 측정된 Q7-4735의 응력-변형률 선도를 Mooney-Rivlin 모

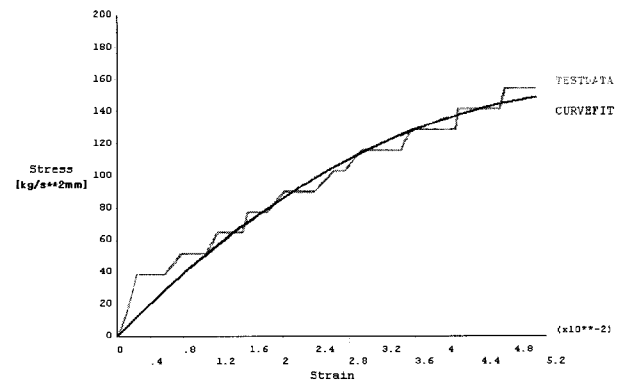


그림 4. 실리콘 일래스토머 Q7-4735의 인장시험결과와 고탄성재료의 해석을 위한 2계수 Mooney-Rivlin 곡선
 Fig. 4. A tensile test result of the silicone elastomer Q7-4735 and a two coefficients Mooney-Rivlin approximation to analyze hyperelastic material

델로 근사화 하였다[8]. 그림 4는 실리콘 일레스토머의 인장시험 데이터와 2계수 Mooney-Rivlin 모델을 사용하여 근사화한 응력-변형을 선도를 나타낸다. 또한 다이어프램의 변형률이 수% 정도 되므로 대변형 윷선(geometric nonlinearity)을 부여하고 10개의 서브 스텝으로 나누어 해석하였다.

선트벨브의 유동/구조 상호작용 해석을 정확히 수행하기 위해서 구조해석시 다이어프램에 부가하는 하중조건을 유동해석의 결과로 얻어지는 다이어프램 상면의 압력분포와 일치시켰다. 특히, 유동 오리피스를 형성하는 다이어프램 끝단의 코너부에서 급격한 압력의 하강이 이루어지므로 이 부분의 압력분포는 다이어프램의 처짐크기에 중요한 영향을 미치고 유동-구조 상호해석 결과에 큰 영향을 미치게 된다. 그림 3(c)는 유동해석 결과를 반영하여 다이어프램 코너부에 부여한 압력하중조건을 나타낸다. 다이어프램 끝단부의 압력이 라운딩 근처를 지나면서 급격히 떨어지는 것을 관찰할 수 있다.

2. 유동해석

다이어프램은 기하학적으로 축대칭이므로 2차원 축대칭 모델에 대한 유동해석을 수행하였다. 그림 5는 유동해석에 사용된 축대칭 모델이다. 해석시 사용된 총 요소의 수는 21875개이다. 유동시 다이어프램의 끝단이 형성하는 오리피스 부위에서 매우 큰 속도변화와 압력강하가 발생하므로 오리피스 근방의 요소수를 증가시켰다. 선트벨브의 유동은 매우 저속이고 벨브 몸체의 입구 및 출구 관지름을 기준으로 할 때 레이놀드수가 10 이하이므로 비압축성, 층류유동 조건을 부여하였다.

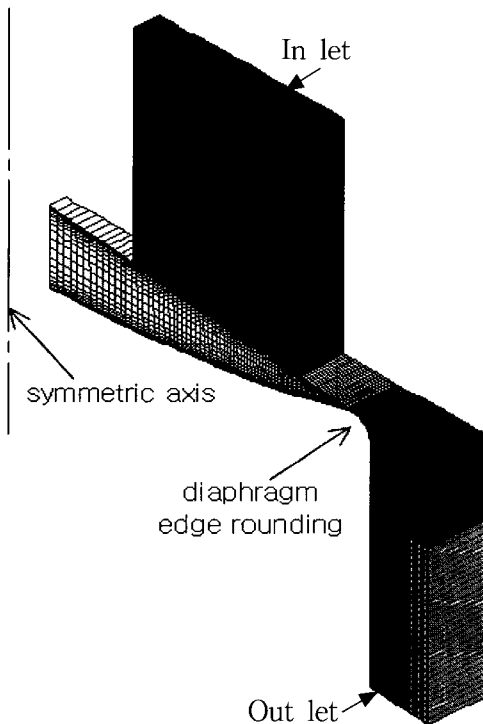


그림 5. 축대칭 유동해석 모델 (STAR-CD)
Fig. 5. Axisymmetric flow analysis model(STAR-CD)

뇌척수액은 특별한 질병이 없는 한 물과 비슷한 무색의 액체이며 뇌실의 온도는 37℃이며 평균뇌압의 약 20-30%에 해당하는 압력펄스를 갖는다. 그러나 선트벨브는 제작후 상온에서 정상유동 상태의 씨런지 펌프와 증류수를 압력-유량 특성을 테스트하므로[9] 작동유체를 20℃의 물로 간주하고 정상유동(steady state flow) 해석을 수행하였다. 입구 경계조건은 유량을 속도로 환산하여 균일속도 분포를 부여하였으며, 출구 경계조건은 벨브 작동 실험시에 일반적으로 사용되는 대기압으로 하였다. 해석을 위해 상용코드인 STAR-CD를 사용하였다[10].

3. 유동-구조 상호해석

선트벨브의 다이어프램은 초기에는 닫혀져 있으나 다이어프램의 상면을 채우고 있는 유체의 압력이 벨브의 오프닝압력이상이 되면 다이어프램의 끝단이 처지면서 유동 오리피스가 형성된다. 다이어프램이 유연한 실리콘 일레스토머 재질로 되어 있어서 유동영역이 고정되어있지 않고 유체의 압력에 의해 변형되며, 대부분의 압력강하는 다이어프램 끝단 코너부의 오리피스를 지나면서 발생한다. 따라서 벨브의 유동을 정확히 해석하기 위해서는 구조해석과 유동해석이 병행되어야 한다[11].

그림 6은 유동/구조 상호작용 해석에 사용된 알고리즘이다. 우선 미변형된 유한요소 모델에 오프닝압력을 부가하여 다이어프램 코너부의 제일 높은 부분(그림 2의 B부분)의 처짐량을 계산한다. 오프닝압력 부가후에 다이어프램 코너부 제일 높은 부분의 위치(그림 2의 B)와 다이어프램 중앙 고정부위(그림 2의 A)의 높이가 일치하도록 모델을 수정한다. 이렇게 오프닝압력을 맞춘 유한요소모델에 오프닝압력 보다 약간 높은 압력을 부가하여 비선형 구조해석을 수행한다. 그리고 변형된 다이어

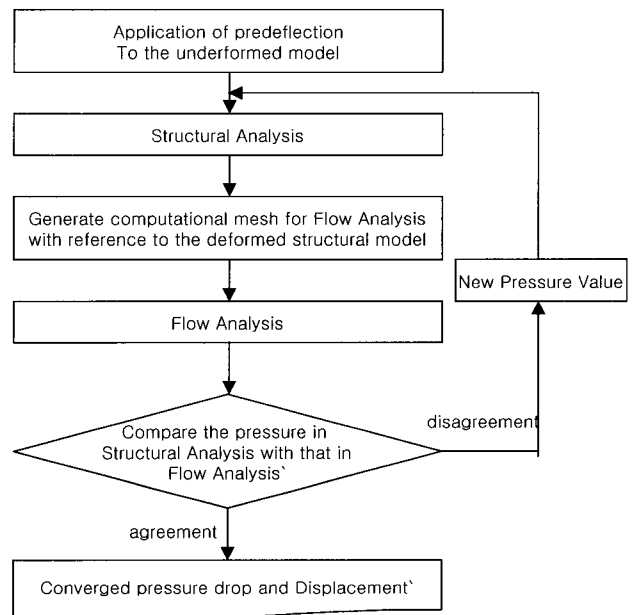
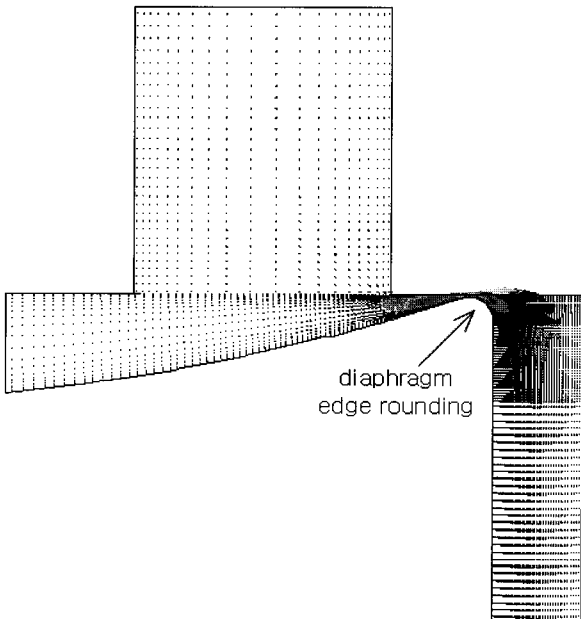


그림 6. 유동-구조 상호해석 알고리즘
Fig. 6. Fluid-Structure interaction algorithm

프램 모델을 유동경계로 하는 유동해석모델을 생성한 후 유동 해석을 수행한다. 구조해석에서 다이어프램 상면에 부가한 압력은 유체의 압력이므로 유동해석에서 얻어진 다이어프램 상면의 압력과 일치하여야 한다. 만일 일치하지 않으면 다이어프램 상면의 새로운 압력(구조해석과 유동해석에서 얻은 압력의 중간 값)을 부가하여 구조해석을 수행한다. 이러한 반복적인 상호해석 작업을 구조해석에서 부가한 압력과 유동해석에서 얻어진 압력이 같아질 때까지 수행한다. 구조해석에서 부가한 압력과 유동해석에서 얻어진 압력이 같으면 실제 밸브의 유동상황에 수렴한 것이므로, 그 때의 압력과 밸브 오리피스 간극(다이어프램 끝단부의 처짐량)을 결과로 얻을 수 있다. 유량조건을 5, 10, 20, 30, 50 cc/hr로 변화시켜가면서 상기 언급한 방법으로 유동-구조 상호작용 해석을 수행한다.

4. 실험방법

수치해석의 검증을 위하여 그림 2의 개략도에 나타난 일정 압력형 다이어프램 밸브를 제조하여 압력-유량 특성곡선을 구



(a) 전체모델(축대칭)



(b) 다이어프램 끝단의 오리피스 지역

그림 7. 셉트밸브 다이어프램 부위의 속도분포
 Fig. 7. Velocity distribution near the shunt valve diaphragm
 (a) Whole model(axisymmetric) (b) Orifice region at the diaphragm edge

하였다. ISO7197 방법에 따른 참고문헌 [12]의 실험세팅에서 일정유량을 공급하기 위하여 씨린지 펌프(종상 테크노, IS2D)를 사용하였고 밸브 입구에 마노미터를 연결하여 유량조건 5, 10, 20, 30, 50 cc/hr에 대하여 압력을 각각 측정하였다. 밸브를 통한 압력강하는 밸브의 입구부분과 출구부분의 압력차이로 측정된다.

한편 다이어프램을 제외한 부분의 압력강하 크기를 알아보기 위하여 다이어프램을 제거한 후에 동일한 실험을 반복하였다. 또한 그 상태에서 90 cm 길이의 출구 카테타를 연결하여 카테타에 의한 압력강하의 크기를 측정하였다.

해석결과 및 고찰

1. 상호해석 결과

그림 7은 유동해석 결과로 얻은 다이어프램 주위 유동영역의 속도벡터이다. 다이어프램 주위의 유동은 전반적으로 매우 저속 유동이지만 유동시 4-10 μm 정도의 간격을 유지하는 다이어프램 끝단의 오리피스에서 유속이 매우 빨라지다가 오리피스를 통과한 뒤에는 속도가 다시 떨어진다. 그림 8은 유동해석 결과로 얻은 다이어프램 끝단 부근 유동영역의 압력분포이다. 대부분의 압력강하는 좁은 오리피스를 통과하면서 발생하였다. 그러므로 수두증환자의 뇌실압력을 조절하는 셉트밸브에서는 오리피스 근방의 설계가 압력제어 성능에 중요한 영향을 미친다고 판단된다. 전절에서 언급한 바와 같이 구조해석 시에 다이어프램 상면에 압력을 부가해 줄 때, 유동해석 결과로 얻어진 오리피스 근방의 압력분포와 동일한 압력을 반영하였다. 다이어프램 코너부에 부가해 주는 압력 변화의 정도에 따라 오리피스 간격이 상당히 달라지고 결과적으로 유동해석에서 오리피스 부위의 압력강하에 많은 영향을 미치게 된다. 그러므로 오리피스 부의 압력변화를 구조해석 시에 그대로 반영하는 것이 중요하다고 사료된다.

그림 9는 오프닝압력 25 mmH₂O(저압력용), 다이어프램 끝

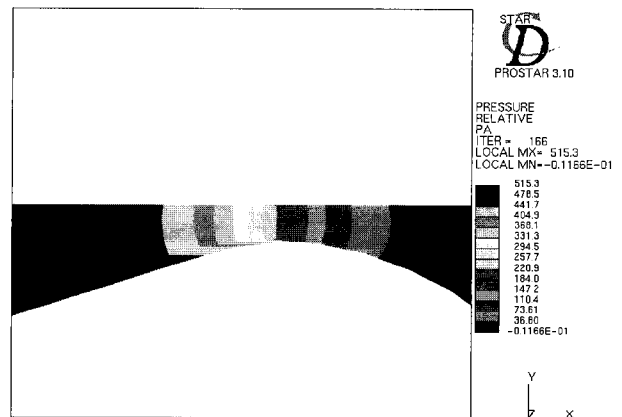
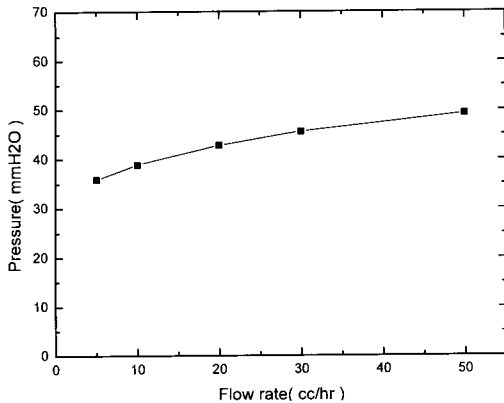
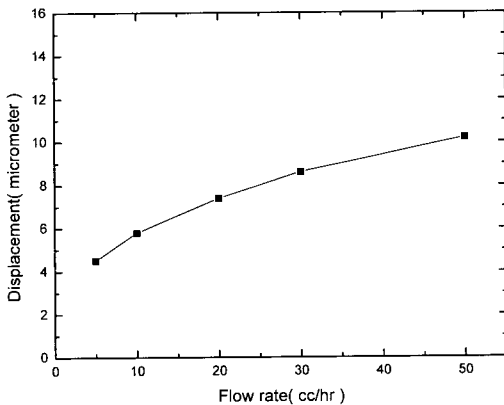


그림 8. 셉트밸브 다이어프램 끝단 오리피스 부위의 압력분포(Pa)
 Fig. 8. Pressure distribution at the orifice region near the diaphragm Edge (Pa)



(a) 다이어프램 입구의 압력



(b) 다이어프램의 처짐

그림 9. 섀트밸브 다이어프램의 압력조절 특성 ($P_{open}=25\text{mmH}_2\text{O}$, $R=0.10\text{mm}$)

Fig. 9. Pressure Control characteristics of the shunt valve diaphragm ($P_{open}=25\text{mmH}_2\text{O}$, $R=0.10\text{mm}$)

(a) Pressure at the diaphragm entrance (b) Deflection of the diaphragm

단의 라운딩 반지름(R) 0.1 mm에 대한 상호해석 결과이다. 그림 9(a)는 유량변화에 따른 압력강하의 변화를 나타낸 것이다. 세로축의 압력은 다이어프램 압구와 출구의 압력차이다. 유량의 증가에 따라서 압력이 서서히 증가하고 있다. 유량변화에 따른 압력증가 곡선의 기울기는 초기에는 크다가 점점 작아지는 경향을 보인다. 유량-압력 곡선의 기울기는 다이어프램의 강성(stiffness)에 의해 많은 영향을 받으므로 다이어프램의 제

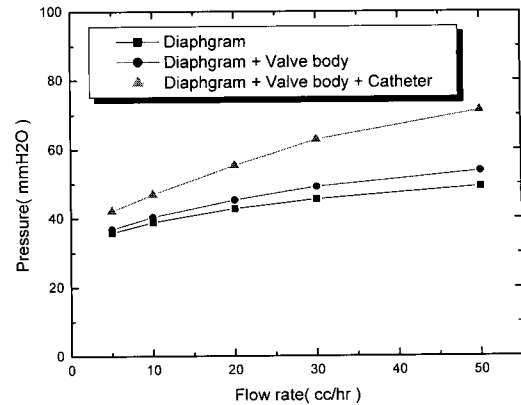


그림 10. 섀트시스템을 통한 압력강하($P_{open}=25\text{mmH}_2\text{O}$, $R=0.10\text{mm}$)

Fig. 10. Pressure drop across the shunt system ($P_{open}=25\text{mmH}_2\text{O}$, $R=0.10\text{mm}$)

료 선정이 밸브 성능에 많은 영향을 미친다고 할 수 있겠다 [5]. 본 연구의 해석 결과, 다이어프램의 강성이 줄어들수록 더 완만한 곡선의 기울기를 나타내었다. 그림 9(b)는 유량변화에 따른 오리피스 간격을 나타낸다. 밸브의 작동이 오리피스 간격 4-10 μm 에서 이루어지는 것을 볼 때, 섀트밸브는 미세유량 조절용 정밀밸브임을 알 수 있으며 따라서 제품화를 위해서는 정밀설계 및 제작기술이 필요하다는 것을 확인할 수 있다.

표1 및 그림 10은 다이어프램($P_{open}=25\text{mmH}_2\text{O}$, $R=0.1\text{mm}$)을 수치해석하여 얻은 다이어프램의 압력강하와 제작된 섀트밸브에서 다이어프램을 제거한 밸브몸체 부분 및 90cm 출구 카테타의 압력강하 실험결과를 다이어프램의 수치해석 결과에 더하여 비교한 그래프이다. 이렇게 실험을 수행한 것은 다이어프램에서의 압력강하, 밸브의 다이어프램 이외의 몸체부분에 의한 압력강하, 카테타가 장착될 경우의 압력강하의 정도를 파악하기 위해서이다. 표1에 도시된 바와 같이 밸브의 다이어프램을 제외한 몸체에서 발생하는 압력강하는 다이어프램에서 발생하는 압력강하에 비하면 매우 작다는 것을 알 수 있다. 다이어프램만의 압력강하는 5 cc/hr에서 35.85 mmH₂O, 50 cc/hr에서 49.20 mmH₂O이며 밸브몸체에서의 압력강하 성분은 5 cc/hr에서 1.0 mmH₂O, 50 cc/hr에서 4.50 mmH₂O이다. 섀트밸브 압력곡선의 평균 기울기(압력증분/유량증분)는 0.37 mmH₂O. hr/cc의 값을 나타낸다. 90cm 카테타를 부착할 경우, 카테타만의

표 1. 섀트시스템을 통한 압력강하 ($P_{open}=25\text{mmH}_2\text{O}$, $R=0.1\text{mm}$)

Table 1. Pressure drop through the shunt system ($P_{open}=25\text{mmH}_2\text{O}$, $R=0.1\text{mm}$)

단위: mmH₂O

밸브종류	유량	5cc/hr	10cc/hr	20cc/hr	30cc/hr	50cc/hr
다이어프램		35.85	38.86	42.80	45.55	49.20
섀트밸브 (다이어프램과 밸브몸체)		36.85	40.36	45.30	49.05	53.70
섀트밸브와 출구카테타(90cm)		42.10	46.86	55.30	62.80	71.20

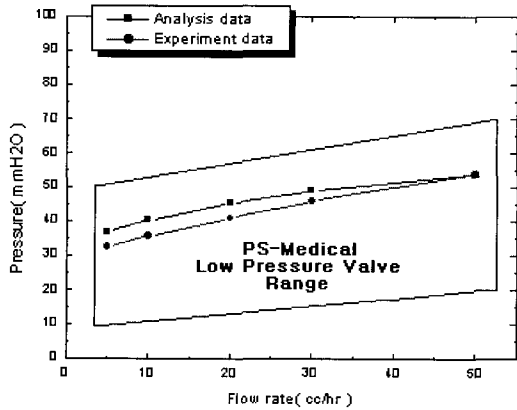


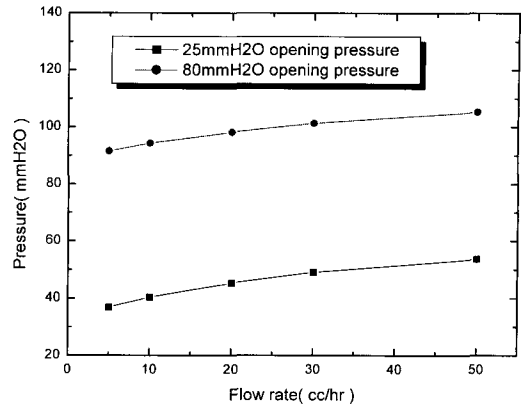
그림 11. 셉트밸브의 압력-유량특성곡선: 수치해석과 실험의 비교 (다이아프램 + 밸브몸체)

Fig. 11. Pressure-flow control characteristics of the shunt valve: Comparison between the numerical analyses and experiments (diaphragm + valve body)

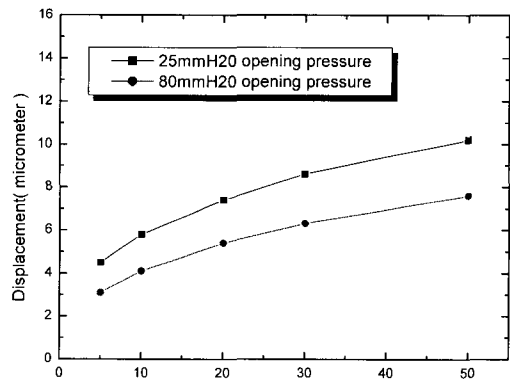
압력강하는 5 cc/hr에서 5.25 mmH₂O, 50 cc/hr에서 17.5 mmH₂O이다. 밸브에 90 cm 카테타를 부착할 경우, 압력-유량특성곡선의 기울기는 0.67 mmH₂O.hr/cc로서 셉트밸브만의 경우에 비해 두 배 정도로 증가하게 된다.

2. 실험과 해석결과의 비교

그림 11은 수치해석과 실험결과를 비교한 것이다. 수치해석 결과 얻어진 축대칭 다이아프램의 압력강하에 다이아프램을 제거한 셉트밸브 몸체부분의 압력강하 실험결과를 더하여 셉트밸브를 통한 압력강하를 구하였다. 이렇게 구한 값을 제작된 밸브의 실험결과와 비교하였다. 그림 11의 박스는 셉트밸브 시장 점유율이 가장 높은 PS 메디칼사의 저압력용 밸브의 압력-유량 특성곡선의 범위를 나타내는데 본 연구에서 해석된 밸브의 특성곡선이 위 그림의 박스안에 충분히 들어감을 볼 수 있다. 압력-유량 특성곡선의 기울기는 유량증가에 따른 압력증가의 크기를 의미하며 일정압력형 셉트밸브의 경우, 기울기 값이 크지 않도록 제한하고 있으며 상용밸브에서는 그림11에 나타난 바와 같이 0.40 mmH₂O.hr/cc 정도의 값을 취하고 있다. 본 연구에서 해석된 저압력용 밸브의 평균 기울기 0.37 mmH₂O.hr/cc로서 만족할 만한 값을 나타낸다. 상용밸브의 해석과 실험데이터의 차이는 실리콘 일래스토머에 대한 재료시험의 정확



(a) 셉트밸브 입구(보실)의 압력



(b) 다이아프램의 처짐

그림 12. 오픈링 압력의 변화에 따른 셉트밸브의 압력-유량특성곡선의 변화

Fig. 12. Changes in the pressure-flow control characteristics depending on the change in the opening pressure (a) Pressure at the diaphragm entrance (b) Deflection of the diaphragm

도와 Mooney-Rivlin모델의 응력-변형률곡선 근사화에 기인된다고 사료된다. 또한 제작된 한국형 셉트밸브의 다이아프램이 실리콘재료의 특성상 제작시, 프레스공정에서 열변형으로 인해 축대칭 형상을 정확하게 유지하지 못함에도 기인된다고 판단된다.

원잔식등에 의한 상용 셉트밸브 해석은 압력-유량 특성곡선의 기울기가 0.15 mmH₂O.hr/cc의 상당히 낮은 값을 보였다 [5]. 그 이유는 실리콘 일래스토머 탄성계수의 비선형성을 고

표 2. 설계변수 (오픈링 압력, 다이아프램의 코너부 라운딩)의 변화에 따른 셉트밸브의 압력조절 특성

Table 2. Pressure control characteristics depending on the design parameters(opening pressure, rounding of the diaphragm edge)

단위: mmH₂O

밸브종류	유량	5cc/hr	10cc/hr	20cc/hr	30cc/hr	50cc/hr
$P_{open}=25\text{mmH}_2\text{O}$, $R=0.10\text{mm}$		36.85	40.36	45.30	49.05	53.70
$P_{open}=80\text{mmH}_2\text{O}$, $R=0.10\text{mm}$		91.50	94.20	98.02	101.30	105.30
$P_{open}=25\text{mmH}_2\text{O}$, $R=0.05\text{mm}$		34.95	38.00	42.30	45.70	50.00

려하지 않았기 때문인 것으로 판단된다. 그림 4의 인장테스트 결과에서 볼 수 있듯이 일래스토머 재질은 초기 변형을 부근에서 매우 큰 저항을 보이는데 본 연구의 Mooney-Rivlin 모델은 이러한 비선형성을 잘 반영하고 있다.

3 다이어프램 설계변수의 영향: 다이어프램의 초기처짐 및 끝단 코너부의 라운딩

그림 12는 밸브 다이어프램의 초기처짐(그림 2의 A부분과 B부분의 높이 차이)의 변화에 따른 섀트밸브의 압력특성곡선의 변화를 나타낸다. 해석된 두 종류의 초기처짐은 저압력용($P_{open}=25 \text{ mmHg}$)과 중압력용 밸브($P_{open}=80 \text{ mmHg}$)의 특성을 나타낸다. 저압력용 밸브에서는 초기처짐량이 $10.2 \mu\text{m}$ 이고 중압력용 밸브에서는 초기처짐량이 $35.3 \mu\text{m}$ 로 구하여 졌다. 그림 12에서 볼 수 있듯이 초기처짐이 커지면 오프닝압력이 증가하지만 유량-압력 특성곡선의 기울기는 감소한다. 그러므로 저압력 및 중압력용 밸브에서 동일한 기울기를 원한다면 중압력용 밸브의 경우 다이어프램의 두께를 늘여서 강성을 증가시켜야 할 것이다. 두 경우에 대하여 같은 두께($t=0.45 \text{ mm}$)의 다이어프램을 사용하였으므로 중압력용 밸브의 압력곡선 기울기($0.31 \text{ mmHg}\cdot\text{hr}/\text{cc}$)가 저압력용($0.37 \text{ mmHg}\cdot\text{hr}/\text{cc}$)에 비해 더 작은 값을 나타내었다.

표 2는 다이어프램 코너부의 라운딩 반지름의 변화에 따른 다이어프램을 통한 압력강하에 대한 해석결과이다. 라운딩 반지름을 크게함에 따라 압력강하는 증가하게 된다. 이러한 현상은 라운딩 반지름이 커지게 되면 유동 오리피스 형성구간이 길어지고 오리피스 구간에서 발생하는 마찰손실의 증가에 기인한다고 판단된다. 따라서 대부분의 압력강하가 이루어지는 다이어프램 코너부에서의 라운딩 반지름은 밸브의 유량-압력 특성, 특히 곡선의 기울기에 중요한 영향을 미치는 설계변수임을 알 수 있다.

결 론

본 연구에서는 수두증 환자의 치료에 사용되는 일정압력형 다이어프램 방식 섀트밸브에 대한 유동-구조 상호작용 해석을 수행하여 섀트밸브의 설계를 검증하고 관련 데이터를 확보하였으며 다음과 같은 결론을 얻었다.

(1) 섀트밸브를 통한 압력강하의 대부분은 밸브 다이어프램 부에서 발생하며 다이어프램을 제외한 밸브 몸체를 통한 압력강하는 상대적으로 작은 값이다.

(2) 본 연구에서 해석된 섀트밸브의 압력-유량 특성곡선의 기울기는 $0.37 \text{ mmHg}\cdot\text{hr}/\text{cc}$ 로서 상용 섀트밸브의 기울기 평균값 $0.40 \text{ mmHg}\cdot\text{hr}/\text{cc}$ 과 비슷하여 일정압력형 섀트밸브의 특성을 잘 나타내었다. 90 cm 출구 카테타를 장착하면 추가저항의 발생으로 섀트밸브 시스템의 압력-유량 특성곡선의 기울기는 두 배정도 증가한다.

(3) 저압력 및 중압력용 밸브의 오프닝 압력(25 mmHg) 및

80 mmHg)을 얻기 위해서 필요한 다이어프램의 초기처짐량은 $10.2 \mu\text{m}$ 와 $35.3 \mu\text{m}$ 의 작은 크기이다. 또한 유량범위 $5 \text{ cc}/\text{hr} \sim 50 \text{ cc}/\text{hr}$ 사이에서 다이어프램의 처짐에 의한 유동 오리피스의 크기는 $4 \mu\text{m} \sim 10 \mu\text{m}$ 크기의 매우 작은 양이다. 그러므로 섀트밸브 다이어프램의 성공적인 동작을 위해서는 매우 정밀한 금형과 제작공정이 필요하다.

(4) 다이어프램 초기처짐량의 증가에 따라 오프닝압력은 증가하고 유량-압력 성능 곡선의 기울기는 작아진다. 그러므로 오프닝 압력을 높게 책정할 경우, 밸브 다이어프램의 두께를 키워야 동일한 압력-유량 특성곡선의 기울기를 나타낸다.

(5) 다이어프램 끝단 코너부의 라운딩 값이 압력강하에 영향을 미치는 설계변수이다. 라운딩 크기를 0.05 mm 에서 0.10 mm 로 증가시키면 마찰 손실이 커지므로 압력강하도 증가한다.

(6) 구조해석시에 실리콘 일래스토머 재질의 초기 재료 비선형 거동을 Mooney-Rivlin 모델을 통해 고려해야 한다. 또한 구조해석시 다이어프램 끝단 코너부에 유동해석 결과에서 얻어진 압력분포와 동일한 압력을 부여해야 정확한 결과를 얻는다.

본 연구의 방법은 다른 종류의 섀트밸브의 설계에도 이용될 수 있으며 섀트밸브의 압력-유량조절특성을 설계과정에서 미리 예측할 수 있으므로 섀트밸브의 제작 과정을 단축시킬 수 있을 것으로 사료된다.

후 기

본 연구는 보건복지부 중점연구 "다종류 인체삽입용 shunt system의 개발" (HMP-99-E-12-0005)의 지원으로 수행되었습니다. 관계자 여러분께 감사드립니다.

참 고 문 헌

1. Kent M, Van De G, "Human Anatomy", Wm. C. Brown Publishers, Dubuque, Iowa, 1984
2. Drake JM, Saint-Rose C, "The Shunt Book", New York Blackwell Scientific, 1995
3. Post EM, "Currently available shunt systems: a review", Neurosurgery. 16:257-260, 1985
4. C.S. Lee, J.Y. Jang, "Characteristic study of shunt valve to treat patients with hydrocephalus" Handing Global University, Vol. 3, NO. 1, 2000
5. C.S. Won, N. Hur, C.S. Lee, "Flow/Structure Interaction Analysis for Design of Medical CSF-Flow Control Valve" Korean Society of Computational Fluids Engineering, Vol. 3, pp. 40-46
6. J.Y. Jang, C.S. Lee, C.M. Suh, "Analysis of design parameters for shunt valves and anti-siphon device used to treat patients with hydrocephalus" KSME International, Vol.15, pp.1070-1080

7. ANSYS User's manual, Version 5.6
8. Y.D. Kwon, K.T. Roh, C.S. Ri, S.P. Hong, "A Study on the convergency of the finite element analysis of rubber using numerical differentiation method" Korea Society of Automotive Engineers, Vol. 7, No. 5, pp. 141-153, 1999
9. "Neurological implants: sterile, single use hydrocephalus shunts and components", ISO7197 2nd. ed. 1997
10. STAR-CD User's manual, Ver 3.10
11. W. Kim, T.G. Kim, N. Hur "Prediction of deformation of an oil fence by using fluid · structure interaction method" Korean Society of Computational Fluids Engineering, Vol. 5, No. 3, pp. 16-22
12. C.S. Lee, Y.H. Kim, J.Y. Jang, C.M. Suh, G.S. Yang, C.H. Sohn, Y.S. Ra, Y.S. Kim "Development of shunt valves used to treat patients with hydrocephalus" Journal of Biomedical Engineering Research, Vol. 22, No. 5, pp. 431-418