

혈압에 의해 Edwards MIRA 기계식인공심장판막에 발생하는 비선형 탄성변형률의 계산

Computation of Nonlinear Elastic Strains Occurring in the Leaflet of the Edwards MIRA Mechanical Heart Valve by the Applied High Blood Pressure

권영주† 윤구영*

Kwon, Young-Joo Yoon, Koo-Young

(논문접수일 : 2008년 6월 17일 ; 심사종료일 : 2008년 9월 15일)

요지

본 논문은 유한요소법을 이용하여 Edwards MIRA 기계식인공심장판막에 높은 혈압이 작용할 때 발생하는 비선형 탄성변형률을 계산하였다. 상용 유한요소해석 코드인 NISA의 수치해석기법을 채택하여 Edwards MIRA 기계식인공심장판막에 대하여 판침의 두께를 조금씩 변화시키면서 구조해석을 수행하여 판침내에 발생하는 최대응력이 판침재질(Si-Alloyed PyC)의 항복응력보다 작도록 판침 표면에 혈압이 작용할 시에 판침에 발생하는 탄성변형률을 계산하였다. 따라서 높은 혈압 작용 시에 판침의 재질에 따른 물질비선형변형률 보다는 구조적인 기하학적 형상비선형변형률만이 예상되기 때문에 오직 기하학적 형상비선형성만 가정되었다. 계산된 선형, 비선형 변형률들은 발생한 탄성변형률의 비선형성을 확인하기 위하여 비교검토 되었다. 비교검토 결과는 비교적 매우 얇은 판침에서 혈압이 높게 작용할 때에 높은 탄성변형률이 발생하는 것을 보여주고 있다. 그렇지만 동시에 해석결과는 매우 낮은 혈압이나 매우 두꺼운 두께의 판침에서는 높은 혈압이 작용하더라도 매우 작은 탄성변형률이 발생함을 보여주고 있다. 따라서 기계식인공심장판막의 구조설계 시 비선형 구조해석은 꼭 필요함을 알 수 있다.

핵심용어 : Edwards MIRA 기계식인공심장판막, 비선형 탄성변형률, 유한요소해석법

Abstract

This paper presents a computation of nonlinear elastic strains that may occur in the leaflet of the Edwards MIRA mechanical heart valve by the applied high blood pressure using the finite element analysis methodology. By adopting numerical analysis techniques of the commercial finite element analysis code, NISA, structural analyses of the Edwards MIRA mechanical heart valve are performed for the slight variation of leaflet thickness to get the elastic strains occurring in the leaflet while the high blood fluid pressures are applied to the leaflet surface in order that the maximum stress occurring in the leaflet may be less than the yield stress of the leaflet material(Si-Alloyed PyC). And so, only the geometric non-linearity is assumed because large geometric nonlinear elastic strains are expected rather than material nonlinear strains due to the applied high blood pressure. Computed linear and nonlinear elastic strains are compared to make sure the non-linearity of the computed elastic strain. The comparison result shows that large elastic strains occur clearly in the very thin leaflets as high blood pressures are applied. However, only the linear elastic strains occur for low blood pressures, and also for thick leaflets even for the high blood pressures. Hence the nonlinear structural analysis is very required in the structural design of a mechanical heart valve.

Keywords : edwards mira mechanical heart valve, nonlinear elastic strain, finite element analysis methodology

1. 서 론

심장은 인간의 생명 유지에 매우 중요하다. 심장은 인간 몸

구석구석을 실은 혈액을 공급해주는 일종의 펌프와 같다. 심장은 신체 순환기 계통의 중심이며 끊임없는 펌프(pump)작용으로 혈액을 내보내는 기관이다. 좌, 우 두개의 이중 펌프

† 책임저자, 정회원 · 홍익대학교 기계정보공학과 교수

Tel: 041-860-2484 ; Fax: 041-866-6598

E-mail: yjkwon@wow.hongik.ac.kr

* 홍익대학교 기계정보공학과 부교수

• 이 논문에 대한 토론을 2008년 12월 31일까지 본 학회에 보내주시면 2009년 2월호에 그 결과를 게재하겠습니다.

장치를 가지고 있는데, 좌측은 전신으로 동맥혈을 보내는 체순환(systemic circulation)이 시작되는 곳이고 우측은 폐로 정맥혈을 보내는 폐순환(pulmonary circulation)이 시작되는 곳이다. 이들 경로는 엄격한 구분은 없지만 전자는 좌심실에서 우심방까지의 경로이며, 후자는 우심방에서 좌심실까지 혈액을 넣어주므로 끝난다. 심장 내부(interior of heart)는 2방2실로 나뉘어져 있다. 즉 좌, 우 두 개의 심실(ventricle)이 있는데, 위의 두 심방 사이는 심방중격(interatrial septum)에 의해 두 심실 사이는 심실중격(interventricular septum)에 의해 막혀 있어 심방 간 또는 심실 간은 막혀 있다. 그러나 각 측의 심방과 심실 사이는 판막(valve)으로 통해있다. 우심방과 우심실 사이의 것은 3개의 판으로 되어 삼첨판(tricuspid valve)이라고 하고 좌심방과 좌심실 사이의 것은 2개의 판으로 되어 이첨판(bicuspid valve) 혹은 승모판(mitral valve)이라고 각각 부른다. 폐동맥구에는 폐동맥판(pulmonary valve), 대동맥구에는 대동맥판(aortic valve)이 존재하며 이들 판막의 작용은 혈액이 심방 혹은 심실로 역류하지 않도록 방지해주는 역할을 하며 심장에는 항상 일정한 방향으로 혈액을 흘르게 하는 4곳의 판막이 있다(Fig. 1). 심장판막(heart valve)은 크게 방실판(atrioventricular valve)과 반월판(meniscus)으로 나눈다. 방실판은 심방(atrium)과 심실(ventricle)사이에 위치하여 심방에서 심실로의 혈액의 유동을 제어하는 판막이다. 반월판(동맥판)은 심실(ventricle)에서 동맥(대동맥과 폐동맥)(artery)으로 혈액을 보내는 통로에 위치하며 혈액의 흐름을 제어(control)한다. 심장판막질환은 크게 유전에 기인하는 선천적인 것(congenital heart valve disease)과 원래 정상적인 심장에 이상이 오는 후천적인 것(acquired heart valve disease)으로 나눌 수가 있다. 특히 육류식성을 갖는 서양인에게 후천적인 심장질환 발병빈

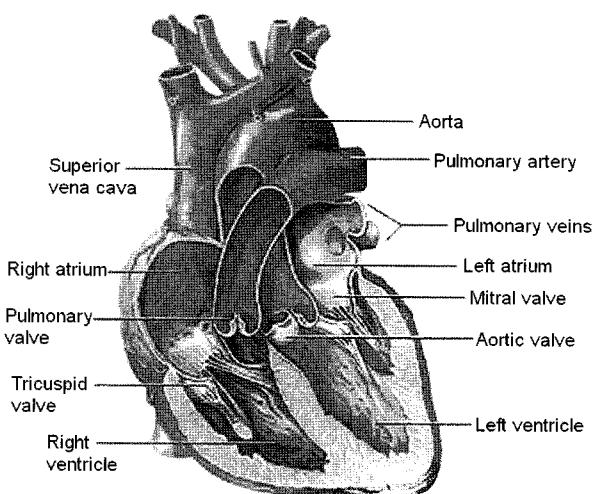


Fig. 1 Human heart

도가 높다. 우리나라로 식단에 육류 비율이 높아지면서 후천적인 심장질환이 점차 증가하고 있다. 후천적인 심장판막질환은 다음과 같이 나눌 수가 있다.

① 류마티스성 판막병(rheumatic heart valve disease)

② 퇴행성 판막병(degenerative heart valve disease)

③ 심내막염(endocarditis)

④ 허혈성 판막병(ischemic heart valve disease)

이와 같은 병변이 원인이 되어 판막에 여러 가지 기능상 부작용이 발생한다. 부작용은 주로 대동맥판(aortic valve)과 승모판(mitral valve)에 나타나는데 이는 주로 높은 혈압이 이 두 판막에 집중되기 때문이다. 판막의 부작용은 다음과 같이 구분할 수 있다.

① 판막함몰증(valve prolapse) : 판막이 늘어나거나 판막지근육이 너무 길어 판막이 제대로 작동되지 않는 증상으로 승모판(mitral valve)에 주로 나타난다.

② 혈액역류증(blood regurgitation) : 판막손상(구멍등)에 의해 판막이 완전히 닫혔을 때 혈액의 역류를 막지 못하고 파손된 곳을 통해서 혈액이 심방이나 심실로 역류되는 증상이다.

③ 판막협착증(valve stenosis) : 판막이 약해져서 판막이 완벽하게 열리거나 닫히지 않아 혈액흐름에 이상이 생기는 증상이다.

여러 가지 병변으로 손상된 심장판막에 대하여 궁극적으로는 판막 치환수술이 시행된다(Fig. 2). 1960년대 초 판막치환수술이 보고되면서부터 세계 각국에서 시행되어 왔고, 국내에서도 1970년 초부터 본격적인 판막치환수술이 시행되고 있다. 우리나라의 경우 2001부터 2006년까지 6년 동안 약 1만례의 판막이식수술이 시행된 것으로 보고되고 있다. 이식된 판막의 대부분(95%)이 기계식판막제품(mechanical heart valve)이었다. 판막치환에 사용되는 인공심장판막은 과거 40여 년간 구미각국에서 연구 개발된 것을 국내에서는 막대한 외화를 들여서 전량 수입해서 사용하고 있다. 1961년 미국의 외과의인 Starr와 기계기술자인 Edwards는 Starr Edwards ball valve라는 기계식인공심장판막을 세계최초로 개발하여 현대적 의미의 새로운 심장판막치환수술의 시대를 개막하였다. 그 후 개발된 많은 ball valve들과 disc valve들은 기계적 결함과 혈전 발생 등으로 인하여 사용 중지되었다. 대표적인 예로 1970년 Stockholm의 Björk와 California의 Shiley회사가 공동으로 개발한 Björk Shiley tilting disc valve는 200,000례의 판막치환수술에 사용되었으나 판막의 구조적 결함에 의한 법의학적 문제 때문에 시판이 중지되었다. 지금까지 판막치환수술에 널리 사용되어 오고 있는 기계식판막은 1977년 개발된 St. Jude Medical 이엽판막과 Medtronic Hall

disc 판막이다. 그러나 현재에는 최근에 개발된 On-X® 이엽판막도 사용되고 있다. 이와 같은 여러 형태의 disc 판막들 사이에는 혈역학적 차이는 거의 없는 것으로 보인다. 또한 ball valve보다 disc valve들이 좀 더 나은 혈액유동특성 때문에 더 많이 사용되고 있는 현실이다. 그러나 현재 사용되고 있는 모든 기계식판막들은 다음 두 가지 문제점을 갖고 있다. 즉 첫째는 혈전색전증(thrombo embolism)방지를 위한 영구적인 항응고제(blood thinner 혹은 anticoagulant medication)복용이고, 둘째는 그에 따른 출혈(hemorrhage)이다. 혈전색전증 문제 때문에 기계식판막과 병행하여 1960년대 후반부터 생체조직판막(tissue valve)들이 개발되어 혈전색전증 발생빈도를 훨씬 줄였지만 수년(10~15년) 내에 벨브들이 퇴행되는 내구성(durability)때문에 사용이 중단되었다. 생체판막을 이루고 있는 재료들은 생체조직이기 때문에 보관(preservation)문제 또한 심각하다. 따라서 비록 혈전색전증과 출혈문제가 있지만은 내구성에서 앞서는 기계식판막들이 현재에는 널리 사용되고 있는 실정이다. 현재 시판되고 있는 인공심장판막들이 Table 1에 정리되어 있다.

현재 국내에서는 인공심장판막을 연구 개발하는 곳은 없다. 구미 각국(미국, 이탈리아 등)에서는 1960년대부터 심장판막 치환 수술이 시작되면서 인공심장 판막이 개발되기 시작하여 근 40여년의 연구개발 기간을 거치면서 기술 축적이 이루어져 크게 기술이 앞서 있다. 1970년대 이후 미국은 보건의료기술 분야에 막대한 연구 개발비를 투자하여 현재 이 분야에서 세계를 선도하고 있다. 앞에 언급한 St. Jude Medical 회사에서 개발한 St. Jude Medical 판막은 이와 같은 연구개발투자의 좋은 결과이다. St. Jude Medical 판막개발은 기계식판막 연구개발을 더욱 촉진시켜 1990년대 들어서는 미국의 Baxter 회사에서 Edwards MIRA 판막을 개발하였다. St. Jude Medical사와 Baxter사의 제품이외에 현재 널리 사용되고 있는 기계식판막은 판첨의 재질을 기준의 Silicon alloyed

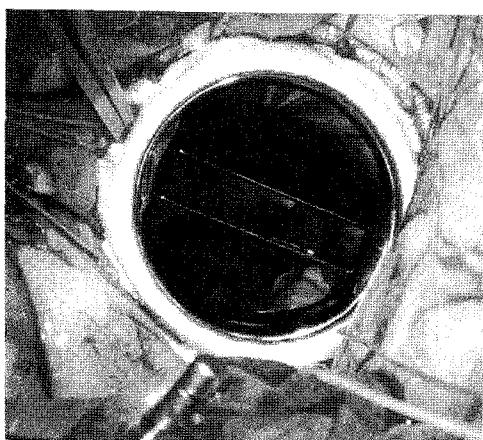


Fig. 2 Valve replacement(mitral valve in place)

Table 1 Commercially available heart valve replacements most commonly implanted

Type of valve	Brand names	Manufacturer
Mechanical Bileaflet Valves	On-X® Prosthetic Heart Valves	Medical Carbon Research, LLC
	ATS Open Pivot® Heart Valve	ATS
	St. Jude Medical® Valves	St. Jude Medical
	Sorin Carbomedics Valves	Sorin
	Medtronic Advantage® Valves	Medtronic
Stented Pericardial Valves (Cow Tissue)	Carpentier Edwards Perimount® Valves	Edwards Lifesciences
	Sorin Carbomedics Mitroflow® Valve	Sorin
Stented Tissue Valves (Pig Tissue)	Hancock II® Bioprostheses	Medtronic
Stentless Tissue Valves (Pig Tissue)	Medtronic Freestyle® Aortic Root Bioprostheses	Medtronic
	St. Jude Toronto SPV® Valve	St. Jude Medical
Homograft Tissue Valves (Human Donor Tissue)	CryoValve®	CryoLife

Pyrolytic Carbon에서 Pure Carbon으로 개량하고 판류디자인을 개량한 On-X® 판막이 있다(Table 1).

현재 시판되고 있는 기계식인공심장판막의 문제점으로 지적되고 있는 혈전형성(thrombus formation), 판막파괴(valve fracture) 등과 같은 문제들은 판막의 구조형상 및 판막재질에 기인하는데, 혈액의 유동특성에 따라서 문제의 심각도가 좌우된다. 따라서 외국의 기계식인공심장판막연구는 혈액의 유동특성연구(Hasenkam 등, 1988; Nygaard 등, 1994), 혈액의 유동에 따른 판막의 구조특성연구(힌지 구조 메카니즘연구 등)와 피로파괴특성연구(cavitation 등에 의한)(Dimitri 등, 1990; Bernacca 등, 1995; Cacciola, 1996)에 집중되어 있다. 인공심장판막의 성능은 압력강하와 역류량 등의 수력학적 변수와 판막 주위의 와류 및 난류의 형성 등에 따른 유동양상의 특성에 의해 평가된다. 수력학적으로 우수한 판막은 판막 전후의 압력강하가 작고 역류량이 적어서 심실의 작은 압력으로 많은 심박출량을 얻을 수 있다. 기계식인공심장판막은 내구성 및 신뢰성이 우수하며, 작은 압력강하에 대한 수력학적 성능 및 품질이 우수하여 장기간 내장용으로 가장 많이 사용되고 있다. 그러나 혈전의 형

성을 방지하기 위한 항응고제(anticoagulant)의 지속적 복용, 저지대와 개폐판 사이의 역류로 인한 역류량의 증가와 혈류 제트의 형성과 이에 따른 용혈현상, 강체의 개폐에 따른 수격효과, 소음 등이 문제로 지적되고 있다. 그럼에도 불구하고 현재 천연 판막의 장기간 내장 치환용으로 가장 널리 사용되는 것이 기계식인공심장판막이다. 즉, 기계식인공심장판막이 지닌 문제점들은 판막 주위를 지나는 혈류의 유동양식과 전단응력 그리고 이와 상호 관계하는 판막의 거동과 관련된 것으로서 기계식인공심장판막이 지닌 문제점을 개선하고 성능을 향상시키기 위해서는 이들에 관한 자세하고 많은 정보가 필요하다. 이를 위하여 많은 연구자들에 의해 지난 수십 년 간 레이저 도플러 속도계(LDA)나 유동 가시화 장치 등을 사용한 실험적인 연구(Farahifar 등, 1985; Gross 등, 1988), 전산유체역학(CFD)을 이용한 연구(Krafczyk 등, 1998)와 유한요소법 등의 수치해석기법을 이용한 구조해석연구(Dal Pan 등, 2005; Lawford 등, 2006; Hose 등, 2006)가 수행되었다. 그러나 이들의 연구는 기계식인공심장판막이 심장의 박동에 의해 발생되는 맥동류에 의하여 판막의 개폐가 주기적으로 발생함에도 불구하고 판막의 거동을 무시하거나 간단화하여 실제 판막 주위의 유동을 정확히 해석하는 것이 불가능하였다. 따라서 최근에는 혈류유동과 판막의 거동을 서로 동시에 연동하여 판막의 거동이 혈류유동에 미치는 영향과 혈류유동이 판막의 거동에 미치는 영향을 동시에 파악하려는 연구(Perktold 등, 1995; Rutten, 1998)가 시도되고 있다. 특히 검증된 상용 컴퓨터응용공학(CAE)시스템들을 활용하여 혈류유동해석과 구조해석 등을 동시에 연동하여 취급하는 다분야통합해석(MDA : Multidisciplinary Analysis)(Choi 등, 2003; Kwon 등, 2003)이 시도되어 좋은 결과를 얻고 있다. 본 연구는 이와 같이 검증된 컴퓨터응용공학(CAE)시스템들을 활용하여 기계식인공심장판막제품인 Edwards MIRA판막에 대하여 구조해석을 수행하고 이를 통하여 좀 더 개선된 인공심장판막의 디자인을 모색하고자 한다. 기계식인공심장판막제품의 내구성 평가를 위해서는 여러 가지 공학적 해석을 수행하여야 한다. 심장판막은 인체 내에서 끊임없이 반복해서 작동 하므로 그 내구성이 매우 중요하다. 인공심장판막의 내구성은 주로 판막의 개폐 시에 혈액의 압력에 의해 판막에 발생하는 응력에 의하여 좌우 된다고 지금까지의 연구결과(Dal Pan 등, 2005; Lawford 등, 2006; Hose 등, 2006)는 보여주고 있다. 또한 이러한 응력은 판막의 구조형상 및 재질에 따라 그 분포 및 크기가 변하기 때문에 될 수 있는 한 발생응력 및 변형률의 크기가 작게 또 가능하면 응력 집중현상이 발생하지 않도록 인공심장 판막을 설계하는 것이 중요하다. 따라서 본 연구에서는

판막의 개폐 시 판막에 작용하는 혈액의 압력에 의해 판막에 발생하는 응력 및 변형률을 정확하게 해석하는 구조해석을 수행하고자 한다. 특히 높은 혈압 작용 시에 판첨의 두께 변화에 따른 판막에 발생하는 비선형변형률을 정확하게 계산하고자 한다. 이를 통하여 좀 더 개선된 인공심장판막의 디자인을 제안할 수 있을 것이다.

2. 구조물의 비선형성(nonlinearity)에 대한 이론적 고찰

고체구조물을 구성하고 있는 물질은 각기 다른 구성방정식을 만족한다. 현실에 있어서 고체구조물에서 발생하는 대부분의 변형은 미소 탄성변형이 아니라 복잡한 대변형이다. 이런 경우 응력과 변형률의 관계식은 훨씬 복잡하다. 또, 변형률도 하나가 아니고 여러 가지로 정의될 수 있다. 예를 들어 Green변형률은 다음과 같이 정의된다.

$$E_{ij} = \frac{1}{2} \left(\frac{\partial u_j}{\partial a_i} + \frac{\partial u_i}{\partial a_j} + \frac{\partial u_\alpha}{\partial a_i} \frac{\partial u_\alpha}{\partial a_j} \right)$$

여기서 u_i 는 변위벡터, a_i 는 material point의 초기 위치벡터이다. 상기의 변형율을 고려하는 비선형특성을 기하학적 형상비선형성(geometric nonlinearity)라 한다. 만약에 물질이 탄성체 또는 준 탄성체(pseudo-elastic material)라면 그 미분값이 Kirchhoff 응력텐서인 변형률 에너지함수 $\rho_o W(E_{11}, E_{12}, \dots)$ 이 존재한다. 즉

$$S_{ij} = \frac{\partial(\rho_o W)}{\partial E_{ij}}$$

여기서 E_{ij} 는 Lagrangian 변형률텐서이다. Kirchhoff 응력텐서 S_{ij} 는 Cauchy 응력텐서 σ_{ij} 와 다음과 같이 연결된다.

$$\sigma_{ij} = \frac{\rho}{\rho_0} \left[S_{ij} + \left(\delta_{ij} \frac{\partial u_j}{\partial a_\alpha} + \delta_{j\alpha} \frac{\partial u_i}{\partial a_\beta} + \frac{\partial u_i}{\partial a_\alpha} \frac{\partial u_j}{\partial a_\beta} \right) S_{\alpha\beta} \right]$$

여기서 ρ 와 ρ_0 는 각각 변형 후와 변형전의 물질밀도이다. 이와 같이 에너지함수가 존재하는 물질을 초탄성체(hyperelastic material)라 한다. 이와 같이 각 물질성질에 따른 비선형성을 고려하는 비선형특성을 물질비선형성(material nonlinearity)이라 한다. 물질비선형성을 나타내는 물질에는 초탄성체 이외에도 탄소성체(hypoelastic material), 점탄성체(viscoelasticity), 점소성체(viscoplasticity) 등이 있다. 완전한 비선형구조해석을 수행하기 위해서는 위에서 언급한 기하학적 형상비선형성과 물질비선형성을 모두 고려하여야 한다. 그러나 본 논문에서는 가장 얇은 두께(0.50mm)의 판첨에 발생하는 최대 응력이 판첨재질(Si-Alloyed PyC)의 항복응력(407.7MPa)에 근접할 때까

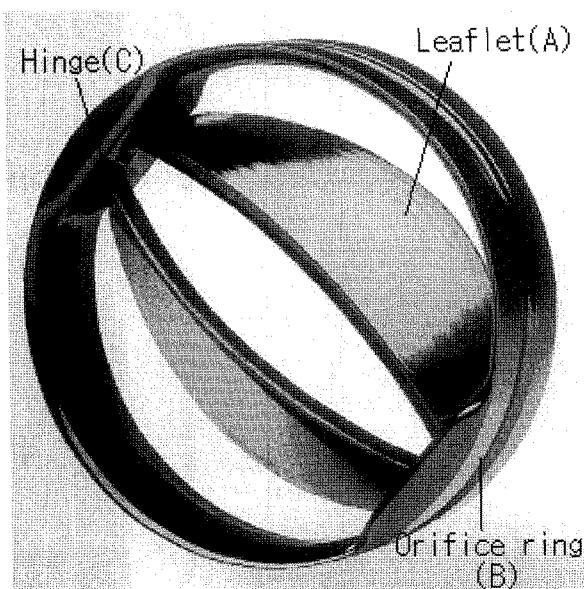


Fig. 3 Edwards MIRA bileaflet mechanical heart valve and its components

지 판첨에 혈압을 증가시키면서(본 논문에서는 500KPa까지 작용시켰음) 작용시켰기 때문에 거의 모든 판첨에 발생하는 변형률은 재질의 항복응력 내에서 발생하게 된다. 따라서 재질의 항복응력을 초과 할 시에 발생하는 물질비선형성에 의한 변형률(예. 소성변형률)은 본 연구에서 판첨에 작용시킨 혈압(최고 500KPa)에 의해서는 발생하지 않는다고 사료된다. 따라서 인공심장판막에 발생하는 변형이 주로 판막에 가해지는 높은 혈액의 압력에 의한 것이므로 판막의 물질비선형성보다는 기하학적 형상비선형성이 의한 대변형으로 판단되기 때문에 본 논문에서는 기하학적 형상비선형성만 고려하여 비선형구조해석을 수행하여 변형률을 계산한다. 그러나 판막의 재질에 의한 물질비선형성도 추후의 좀 더 상세한 연구를 위해서는 고려할 필요성이 있다고 사료된다. 특히 500KPa 보다 더 높은 혈압을 작용시키거나 인공심장판막이 기계식인공심장판막이 아닌 생체판막인 경우에는 꽤 험한 물질비선형성을 고려(Kim 등, 2008)해야 한다고 사료된다.

3. 비선형 탄성변형률의 계산

Edwards MIRA 기계식인공심장판막(Fig. 3)에 작용하는 혈액의 압력에 의해 판막에 발생하는 구조변형률을 계산하기 위해서는 혈액의 압력에 따라 작동하는 판막의 운동위치 중에서 가장 큰 변형이 예상되는 판막의 운동위치와 그 위치에서 판막에 작용하는 힘에 대한 정보를 알아야 한다. 선행연구(Kwon 등, 2003)에 의하면 판막이 닫히는 순간에 판막에 작용하는 혈압이 최대가 되고 이 순간에 판막에 발생하는 구조변형이 가장 크다는 것이 알려져 있다. 따라서 본

연구에서는 판막이 닫히는 순간의 판막의 운동위치에 대하여 구조해석을 수행하여 판막에 작용하는 혈압에 의해 판막에 발생하는 구조변형률을 계산 한다. 해석에 사용되는 시판중인 Edwards MIRA 기계식인공심장판막(Fig. 3)(대동맥판막)의 주요제원은 판막의 직경은 22.5mm, 판첨의 두께는 0.65mm이며 최대 열림 각은 80°, 닫힘 각은 20°이다. 구조해석 기법은 유한요소법을 채택하며 범용 유한요소 수치해석 프로그램인 NISA를 이용하여 해석을 수행한다.

3.1 해석모델 및 구속조건

Fig. 3에 있는 기계식인공심장판막의 판첨(Fig. 3의 A)에 대한 구조역학 해석을 위한 유한요소해석모델은 Fig. 4와 같다. 8개의 절점(node)을 가지는 육면체(hexahedral) 요소로 이루어져 있다. 유한요소해석 시 총 유한요소의 개수가 증가한 조밀한 유한요소모델이 좀 더 정밀한 해석결과를 줄 것이 예상 되므로 두께 방향으로 8줄의 유한요소를 사용한 모델로 계산을 수행한다.

판첨(leaflet)의 두께 변화에 따른 구조해석 시 판륜(Leaflet)의 orifice ring(B)은 직접적인 연관이 없으므로 해석에서 제외하고 강체로 취급한다. 판첨이 닫히는 순간 위치에서 판첨의 회전 지지부인 헌지부분(판륜과 접촉하는 한 개의 점임, Fig. 3의 C)과 판첨과 판륜이 만나는 판첨의 끝 면은 순간적으로 강체인 판륜과 접촉되어 있으므로 모든 자유도를 구속($U_x =$

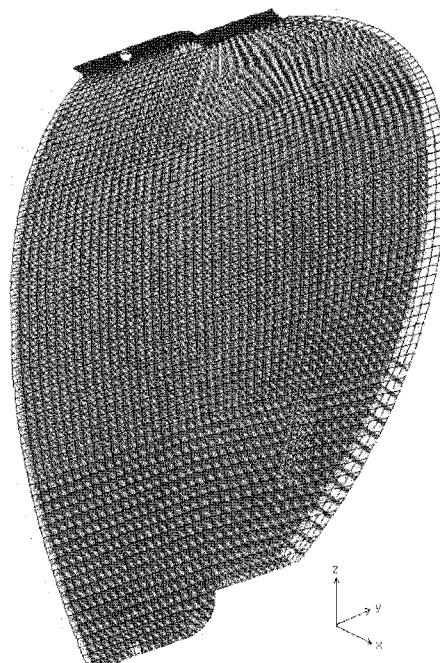


Fig. 4 FE model of leaflet(A in Fig. 3(c)) and imposed constraint conditions(thickness of leaflet=0.50mm)

Table 2 Material properties of Si-Alloyed PyC

Property	Data
Young's modulus(E)	30.5GPa
Yield stress(σ_y)	407.7MPa
Density(ρ)	2,116kg/m ³
Poisson's ratio(ν)	0.3
Yield strain(ϵ_y)	1.28 %

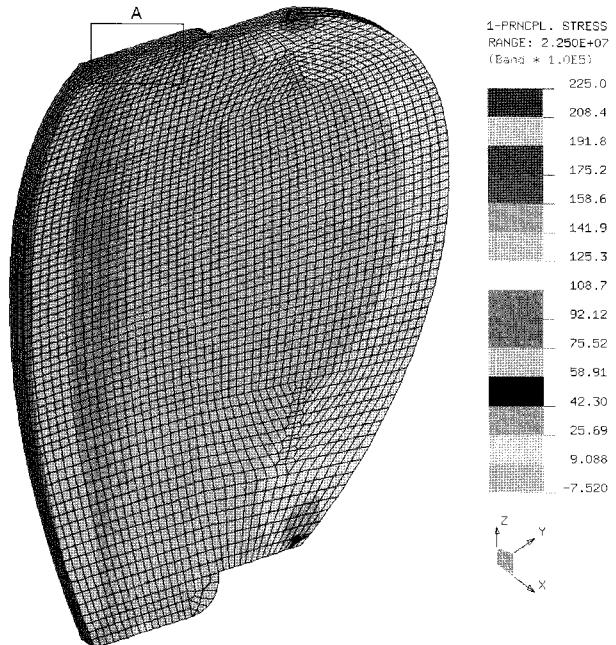
$U_y=U_z=0$ (Fig. 4) 하여 해석을 수행한다. 또한 $y=0$ 인 면에서 양쪽 두 개의 판침이 접촉하므로 이면에서는 대칭경계조건 ($U_y=0$) (Fig. 4)이 만족되어야 한다. 또 판침에 작용하는 외력인 유체력은 판침 상부면 전체에 수직으로 균일한 압력으로 작용 시킨다 (Fig. 4). 판침을 구성하는 물질은 Si-Alloyed PyC으로 가정한다. 해석에 사용된 유한요소모델의 물성치 (material property)는 Table 2와 같으며, 총 유한요소 (element) 개수는 26,272개 절점(node) 수는 30,603개이다.

3.2 구조역학 해석 및 결과분석

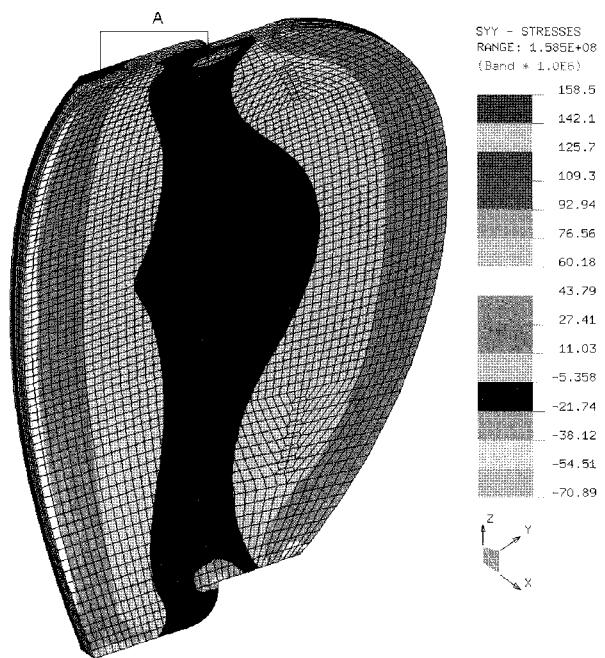
현재 시중에 시판 중에 있는 판막의 판침 두께 0.65mm를 기준으로 해석 대상 판막의 판침 두께를 0.50mm에서 0.75mm까지 0.05mm씩 변화 시키면서 해석을 수행하여 판침 두께 변화에 따른 구조해석을 수행한다. 보통 판막이 닫히는 순간 판침에 작용하는 압력 차이는 120mmHg(약 16KPa)인데 이는 판막이 한번 개폐 시에 판침에 가해지는 혈압이다. 그러나 인간의 심장에 이식된 판막은 일생동안 수도 없이 개폐작용(일년에 약 4천만 번)을 하고 이때 마다 120mmHg의 혈압이 반복적으로 가해지므로 단지 120mmHg의 혈압만 견딜 수 있는 구조강도를 갖는 판막을 설계하면 판막은 심장에 이식된 초기에 파괴되고 말 것이다. 따라서 판막의 판침은 120mmHg보다 훨씬 큰 혈압에 견딜 수 있는 구조 강도를 갖도록 설계되어야 한다. 따라서 본 논문에서는 혈압의 크기를 가장 얇은 두께(0.50mm)의 판침에 발생하는 최대응력이 판침 재질의 항복강도(407.7MPa)를 초과 할 때 까지 증가시키면서 구조해석을 수행한다. 이는 본 논문에서 해석 대상으로 하고 있는 판막의 가장 얇은 두께의 판침이 견딜 수 있는 최대 혈압을 구하고자 함이다. 높은 크기의 혈압을 작용시킬 때 판침에 비선형 변형률이 발생할 가능성이 있으므로 구조해석 기법은 선형 및 비선형 구조해석 기법을 모두 적용한다. 판침에 혈압이 작용 시 정확한 비선형 변형률의 계산은 구조물의 구조강도 분석에 매우 중요하므로 본 논문에서는 판침의 두께에 따른 각 작용 압력에 대한 비선형 변형률을 정확히 계산하고자 한다.

혈압을 증가시키면서 구조해석을 수행한 결과 혈압이 500KPa로 판침에 작용 할 때 가장 얇은 0.50mm의 판침에 발생하는 최대 응력의 크기가 판침 물질의 항복강도인 407.7MPa을 약간 초과한 411.88MPa로 계산되었다. 따라서 앞에서 언급한 것과 같이 혈압은 최대 500KPa까지 증가시키면서 모든 판침 두께에 대한 구조해석을 수행한다. 해석결과로 얻어진 Edwards MIRA기계식인공심장판막에 대한 구조적인 변형률과 응력 분포 상태를 Fig. 5~Fig. 12에 나타내었다. 해석결과를 분석해 보면 Edwards MIRA 기계식인공심장판막은 힌지(hinge) 부분에 응력과 변형률이 집중되어 힌지부분이 구조적으로 취약함을 알 수 있다. 그 외에 판침이 판륜과 접하는 면의 끝단 부분에 약간의 응력 집중 현상을 보이고 있다. 판침의 모든 두께에 대하여 작용하는 혈압의 크기에 관계없이 선형 구조해석과 비선형 구조해석 결과의 응력분포와 크기는 거의 일치함을 알 수 있다. 이는 동일 구조물에 발생하는 내부 응력은 작용하는 외력인 혈압의 크기에 비례하여 달라지고 그 값은 정해진 구조물에 대하여 일정하기 때문으로 사료된다. 구조물에 작용하는 외력에 의해 발생하는 변형률도 정해진 구조물에 대하여 일정하다. 그러나 선형 구조해석과 비선형 구조해석의 해석기법에 따라 변형률이 매우 작은 경우에는 차이가 거의 없지만 큰 변형률인 경우에는 분명히 그 크기가 달라진다. 이는 선형 구조해석기법과 비선형 구조해석기법에서 채택하고 있는 수치해석 기법에 기인한다고 사료된다. 해석결과를 분석하면 작용하는 혈압의 크기가 매우 작을 경우에는 판침의 두께에 따라 큰 차이를 보이지 않지만 혈압의 크기가 커지면 얇은 두께의 판침에는 분명히 비선형 변형률이 발생함을 알 수 있고, 변형률의 크기와 분포도 선형 구조해석 결과와 비선형 구조해석 결과가 차이가 있다.

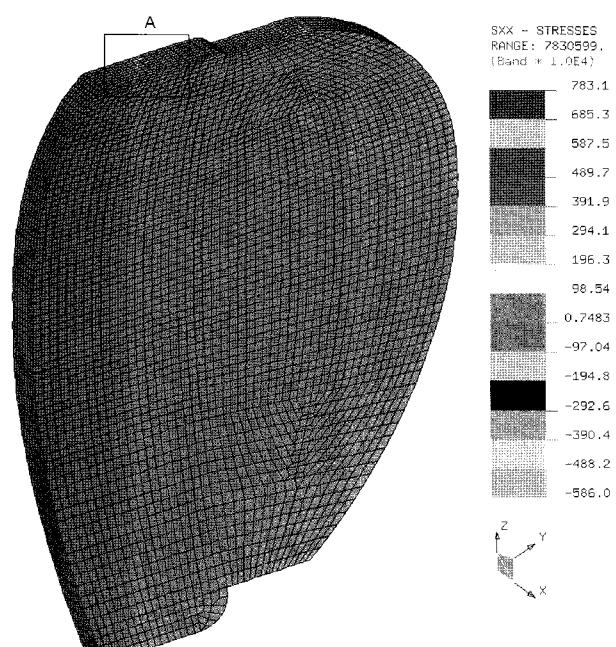
Fig. 5~Fig. 8의 응력분포를 분석하면 힌지부근에 응력집중현상이 발생하며, 판침의 판륜과의 접하는 면끝단에도 응력집중현상을 약간 보이고 있다. 그러나 Fig. 9와 Fig. 10의 변형률분포를 분석하면 작용하는 혈압의 크기가 작은 경우에는 선형 구조해석과 비선형 구조해석 결과가 차이를 거의 보이지 않지만은(Fig. 9) 작용하는 혈압의 크기가 매우 크고 판침의 두께가 얇은 경우에는 선형 구조해석과 비선형 구조해석 결과가 그 크기와 분포에서 분명한 차이를 보이고 있음을 알 수 있다(Fig. 10). 이와 같은 현상은 Fig. 11~Fig. 12의 그림에서 좀 더 분명하게 알 수 있다. Fig. 12를 분석하면 작용하는 혈압이 매우 크고 판침의 두께가 매우 얇은 경우에는 작용하는 혈압의 크기가 커지는 경우에는 혈압-변형률 선도가 직선인 선형선도와는 다르게 비선형선도로 나타나기 때문에(약 250KPa 이상의 혈압에서) 비선형 변형률이 분명히 발생하고 있음을 알 수 있는데, 이때 발생하는



(a) First principal stress
(linear analysis, thickness=0.50mm)

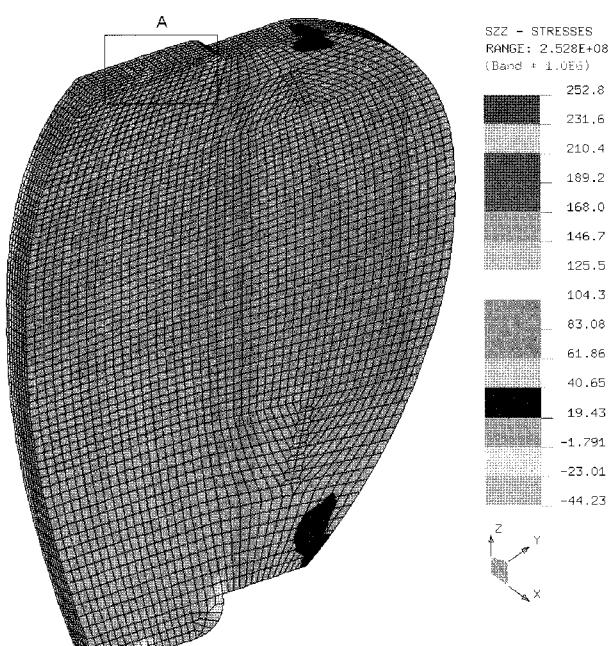


(a) σ_{yy} (linear analysis, thickness=0.50mm)



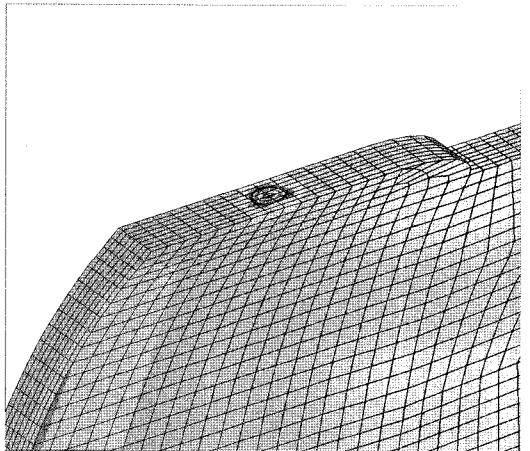
(b) σ_{xx} (nonlinear analysis, thickness=0.75mm)

Fig. 5 Computed stress contours(applied blood pressure=20KPa)

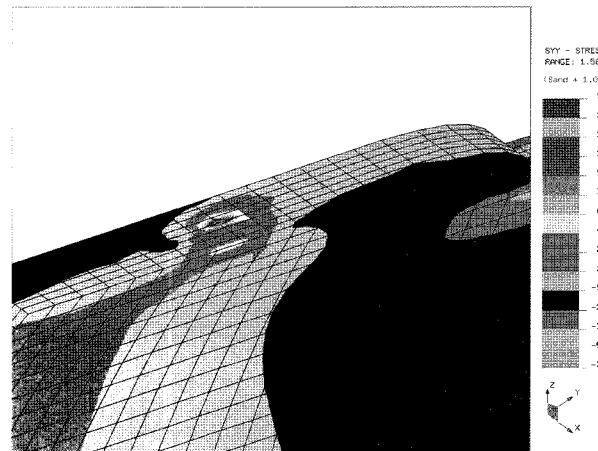


(b) σ_{zz} (nonlinear analysis, thickness=0.75mm)

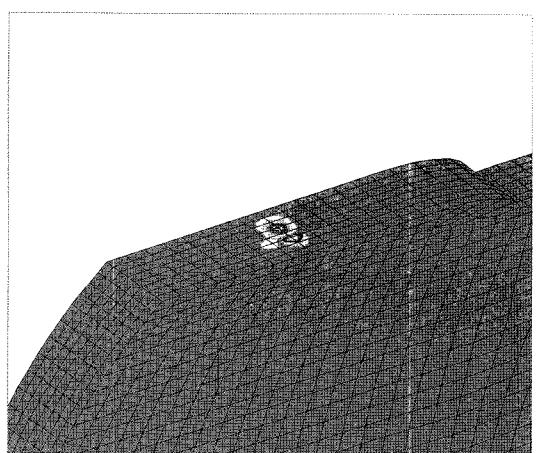
Fig. 6 Computed stress contours(applied blood pressure=450KPa)



(a) First principal stress(A of Fig. 5(a))
(linear analysis, thickness=0.50mm)

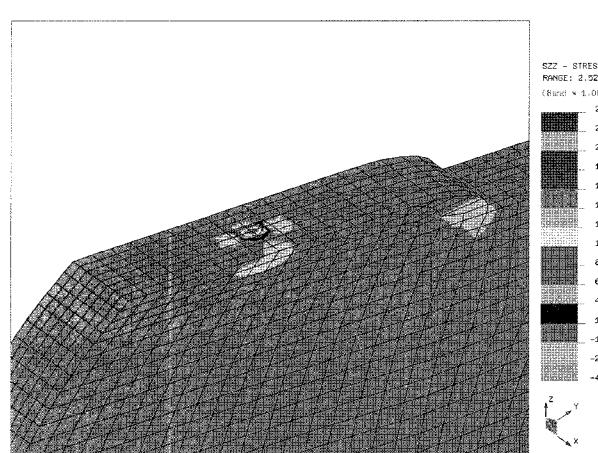


(a) σ_{yy} (linear analysis, thickness=0.50mm)
(A of Fig. 6(a))



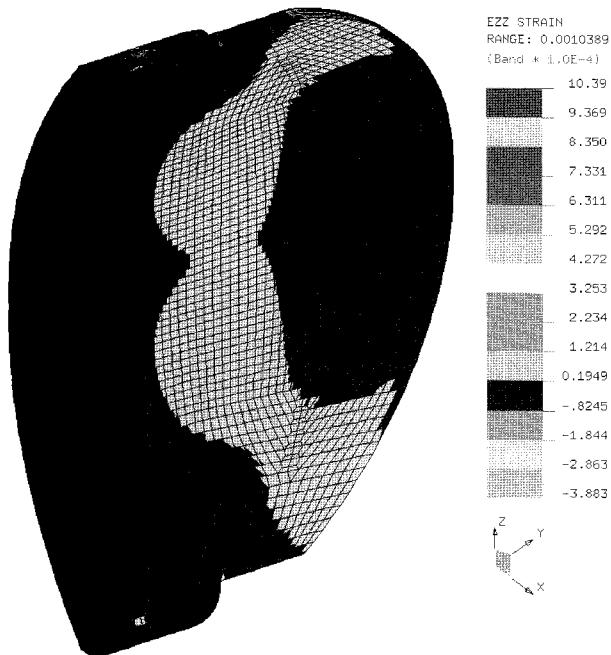
(b) σ_{xx} (nonlinear analysis, thickness=0.75mm)(A of Fig. 5(b))

Fig. 7 Detailed view of A in computed stress(applied blood pressure=20KPa)

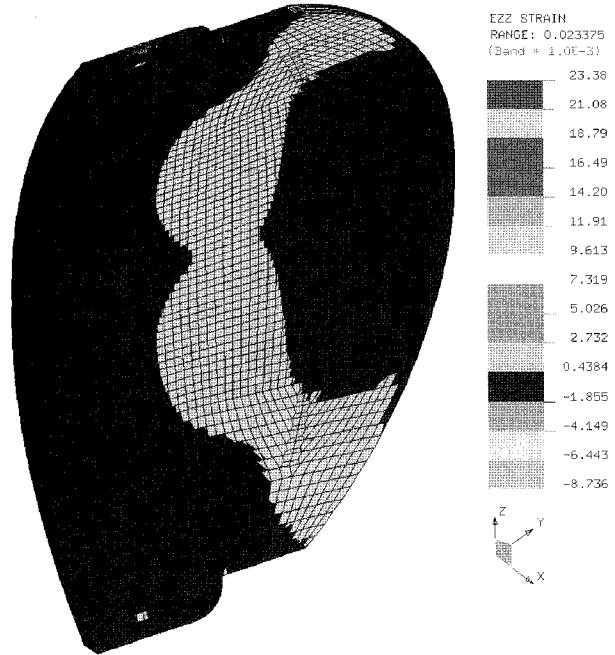


(b) σ_{zz} (nonlinear analysis, thickness=0.75mm)
(A of Fig. 6(b))

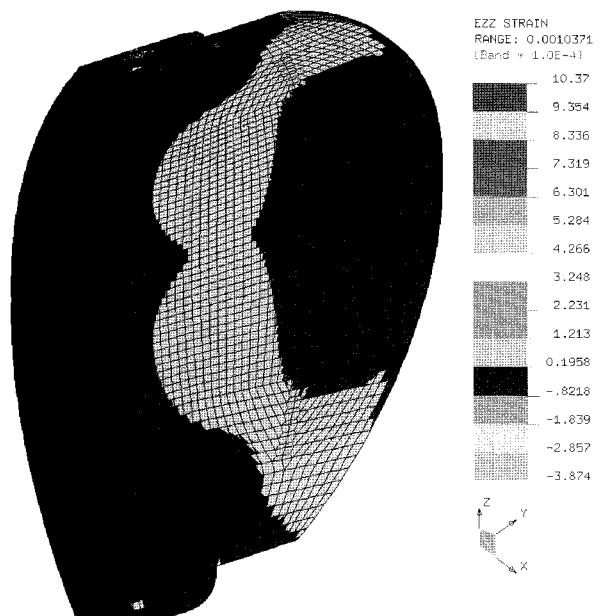
Fig. 8 Detailed view of A in computed stress(applied blood pressure=450KPa)



(a) e_{zz} (linear analysis result)

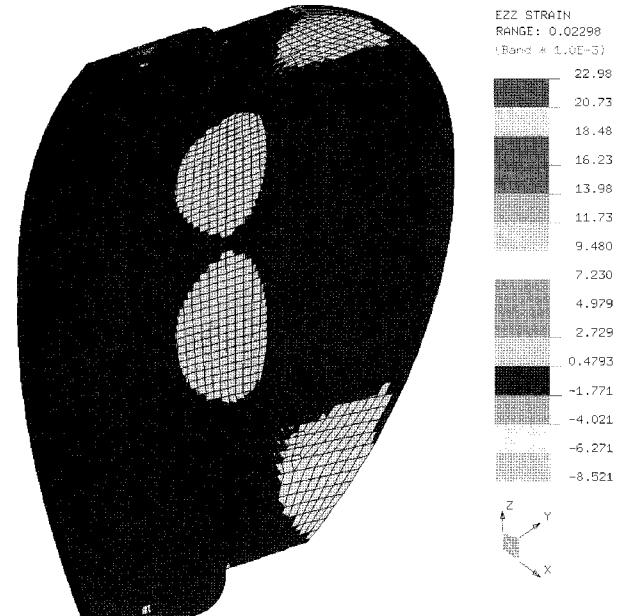


(a) e_{zz} (linear analysis result)



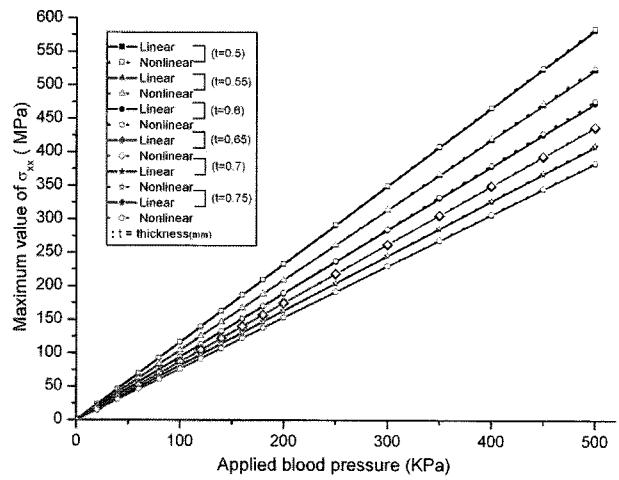
(b) e_{zz} (nonlinear analysis result)

Fig. 9 Computed strain contours(applied blood pressure=20KPa, thickness=0.50mm)

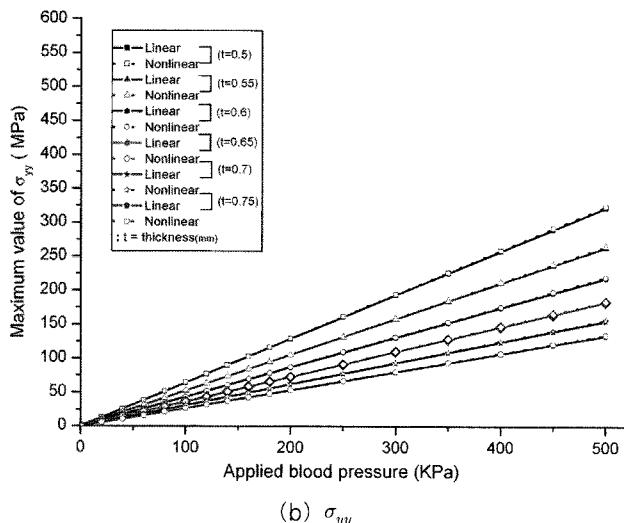


(b) e_{zz} (nonlinear analysis result)

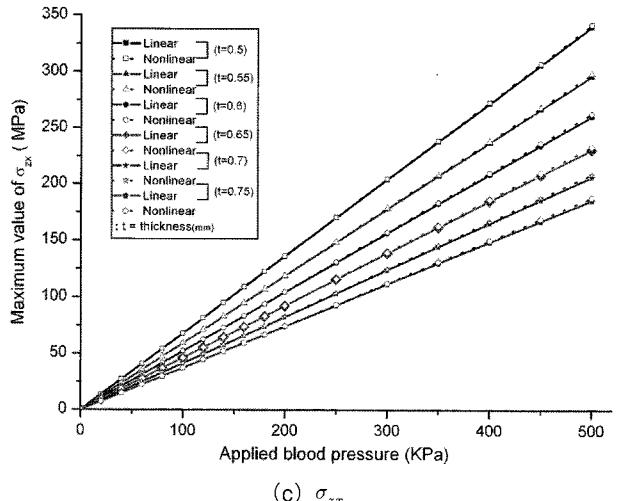
Fig. 10 Computed train contours(applied blood pressure=450KPa, thickness=0.50mm)



(a) σ_{xx}

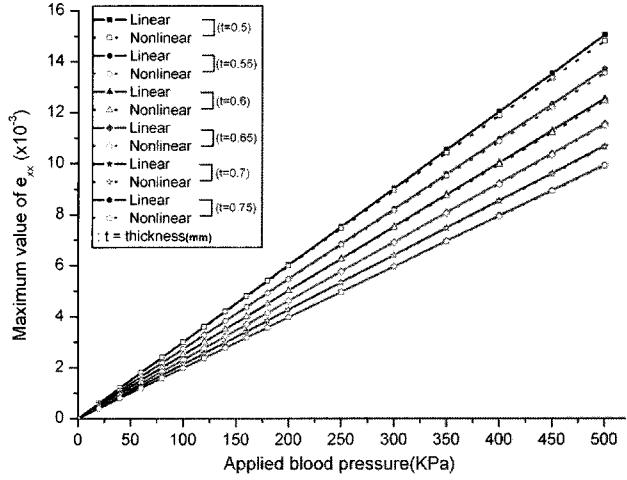


(b) σ_{yy}

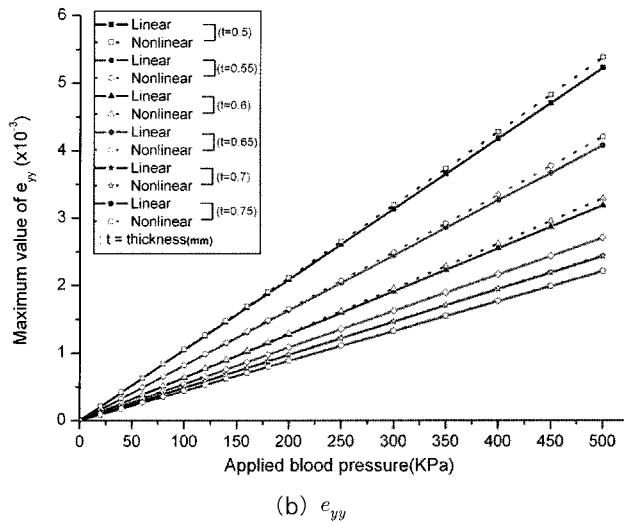


(c) σ_{zx}

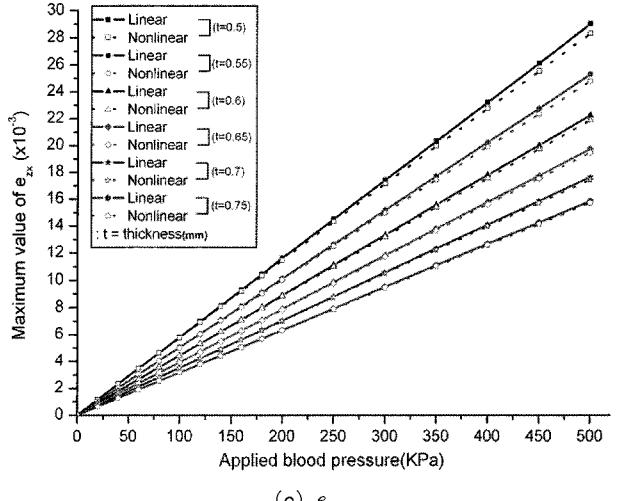
Fig. 11 Stress variations versus applied blood pressure



(a) e_{xx}



(b) e_{yy}



(c) e_{zx}

Fig. 12 Strain variations versus applied blood pressure

등가변형률(equivalent strain)의 크기는 두께 $t=0.50\text{mm}$ 인 판첨에 작용혈압이 $250\text{KPa} \sim 500\text{KPa}$ 일 때 $2.09\% \sim 4.1\%$ 이어서 이는 판첨재질의 항복변형률 $e_y=1.28\%$ (Table 2)보다 큰 값인 것을 알 수 있다. 이는 기존의 선형 구조해석 연구(Kwon 등, 2003; Kwon, 2003; 2008)에서는 밝혀지지 않은 새로운 사실로서 이는 기계식인공심장판막의 설계 시 비선형 구조해석이 필히 요구됨을 보여주고 있다. Fig. 11를 분석하면 분명한 것은 앞에서도 언급했듯이 선형 구조해석과 비선형 구조해석의 응력해석결과는 판첨의 두께나 작용하는 혈압의 크기에 관계없이 거의 일치하고 있음을 알 수 있다.

4. 결 론

본 연구를 통하여 Edwards MIRA 기계식인공심장판막의 설계에 필요한 비선형 탄성변형률계산을 수행하였다. 특히 판첨의 두께를 변화시키면서 또 작용하는 혈압의 크기를 500KPa 까지 변화 시키면서 선형 및 비선형 구조해석을 수행하였다. 구조해석 수행결과 작용하는 혈압의 크기가 커질수록 얇은 두께의 판첨에는 비선형 탄성변형률이 발생함이 확인되었다. 이와 같이 증가시킨 혈압에 대하여 비선형 변형률이 발생하는 두께의 판첨은 구조적으로 취약하여 기계식인공심장판막 제품으로는 적당하지 않음을 알 수 있다. 따라서 Edwards MIRA 판막 같은 기계식인공심장판막제품을 설계 시 비선형 구조해석은 필히 수행해야 하는 중요한 해석이라는 결론을 얻을 수 있다. 본 연구에서 비선형 탄성변형률 계산 시 기하학적 형상비선형성만 고려하였지만 좀 더 큰 압력의 작용에 대한 구조설계에 필요한 상세한 변형률 정보를 얻기 위해서는 물질비선형성까지 고려한 전반적인 비선형 구조해석에 대한 연구가 필요하다고 사료된다.

참 고 문 헌

- Bernacca, G.M., Mackay, T.G., Wilkinson, R., Wheatley, D.J.** (1995) Calcification and fatigue failure in polyurethane heart valve. *Biomaterials* 16, pp.279~285.
- Cacciola, G., Peters, G.W.M., Schreurs, P.J.G., Janssen, J.D.** (1996) Development and testing of a synthetic fibre-reinforced three-leaflet heart valve. *Biomimetics* 4, pp. 83~103.
- Choi, C.R., Kim, C.N., Kwon, Y.J., Lee, J.W.** (2003) Pulsatile blood flows through a bileaflet mechanical heart valve with different approach methods of numerical analysis : pulsatile flows with fixed leaflets and interacted with moving leaflets. *KSME International Journal* 17(7), pp.1073~1082.
- Dal Pan, F., Donzella, G., Fucci, C., Schreiber, M.** (2005) Structural effects of an innovative surgical technique to repair heart valve defects. *Journal of Biomechanics* 38, pp.2460~2471.
- Farahifar, D., Cassot, F., Bodard, H.** (1985) Velocity profiles in the weak of two prosthetic heart valves using a new cardiovascular simulator. *Journal of Biomechanics* 18(10), pp.789~802.
- Gross, J.M., Shermer, C.D., Hwang, N.H.C.** (1988) Vortex shedding in bileaflet heart valve prostheses. *Trans. Am. Soc. Artif. Intern. Organs* 34, pp.845~860.
- Hasenkam, J.M., Nygaard, H., Giersiepen, M., Reul, H., Stokilde-Jorgensen, H.** (1988) Turbulent stressmeasurements downstream of six mechanical aortic valves in a pulsatile flow model. *Journal of Biomechanics* 21, pp.631~645.
- Hose, D.R., Narracott, A.J., Penrose, J.M.T., Baguley, D., Jores, I.P., Lawford, P.V.** (2006) Fundamental mechanics of aortic heart valve closure. *Journal of Biomechanics* 39(5), pp.958~967.
- Kwon, Y.J., Kim, C.N., Lee, J.W.** (2003) A structural analysis on the leaflet motion induced by the blood flow for design of a bileaflet mechanical heart valve prosthesis. *KSME International Journal* 17(9), pp.1316~1323.
- Kwon, Y.J.** (2003) A Structural analysis of a mechanical heart valve prosthesis with flat leaflet. *JSME International Journal Series A*, 46(3), pp.550~558.
- Kwon, Y.J.** (2008) Structural analysis of a bileaflet mechanical hart valve prosthesis with curved leaflet, accepted by *Journal of Mechanical Science and Technology in June, 2008.*
- Kim, H.G., Lu, J., Sacks, M.S., Chandran, K.B., (2008)**, Dynamic simulation of bioprosthetic heart valves using a stress resultant shell model. *Annals of Biomedical Engineering* 36(2), pp.262~275.
- Lawford, P.V., Narracott, A.J., Diaz, V., Hose, D.R.** (2006) Computation of closure forces for mechanical heart valves. *Journal of Biomechanics* 39, p.S305.
- Nygaard, H., Paulsen, P.K., Hasenkam, J.M., Pedersen, E.M., Rovsing, P.E.** (1994) Turbulent

stresses downstream of three mechanical aortic valve prostheses in humanbeings. *The Journal of Thoracic Cardiovascular Surgery* 107, pp.438~446.

Pertold, K., Pappitsch, G. (1995) Computer simulation of local blood flow and vessel mechanics

in a compliant carotid artery bifurcation model.
Journal of Biomechanics 28(7), pp.845~856.

Rutten, M.C.M. (1998) Fluid-solid interaction in large arteries. Ph.D. Thesis, Eindhoven University of Technology, The Netherlands.