

비선형 거동을 고려한 척추 인공추간판 보철물의 최적설계

권상영*, 김형태**, 하성규†
(2000년 12월 30일 접수, 2001년 12월 20일 심사완료)

Optimal Design of Synthetic Intervertebral Disc Prosthesis Considering Nonlinear Mechanical Behavior

Sang Young Kweon, Hyung-Tae Kim and Sung Kyu Ha

Key Words : Intervertebral Disc(추간판), Synthetic Disc(인공 추간판), Composite(복합재), Strain Energy Density(변형률 에너지 밀도), Optimal Design(최적설계), Finite Element Method(유한요소법)

Abstract

A shape optimal design of synthetic intervertebral disc prosthesis is performed using a three-dimensional finite element method. Geometric parameters are introduced to model the cross-sectional geometry of the intervertebral disc. It is assumed that the total strain energy in the intact intervertebral disc is minimized under the normal load conditions, as often cited in other references. To calculate the stain energy density, both the nonlinear material properties and the large deformations are taken into account. The design variables of the annulus fiber angle and the area ratio of the nucleus pulposus are calculated as 31° and 30%, respectively, which complies well with the intact disc. Thus, the same optimization procedure is applied to the design of the synthetic intervertebral disc prosthesis whose material properties are different from the intact disc. For the given synthetic material properties, the values of 67° and 24% for the fiber angle and the area ratio are obtained.

1. 서론

인체 내의 척추(spine)는 척수(spinal cord)를 보호하며 머리와 몸통의 무게를 지탱하고 하중을 골반에 전달하여 물리적인 운동을 가능하게 하는 역할을 한다. 척추는 목 부분에 7개, 가슴부분에 12개 그리고 허리부에 5개의 척추골로 구성되어 있으며 이러한 각각의 척추들은 경추 1~2번 사이를 제외하고는 추간판(intervertebral disc)이라는 연결고리로 연결되어 있다. 추간판은 척추골끼리의 부딪침으로 인한 마모를 방지하고 척추에 가해지는 충격을 흡수하는 완충역할을 하여 자유로운 운동을

가능하게 한다. 추간판은 Fig. 1 과 같이 중심부는 수분이 70~90% 함유된 점단백질의 젤로 구성된 미세한 섬유조직인 수핵(nucleus pulposus)과 그 외부의 근섬유 조직인 섬유륜(annulus fibrosus)으로 구성된다. 섬유륜의 조직은 그림과 같이 일정한 방향으로 배열된 근섬유(annulus fiber)가 섬유밴드처럼 겹겹이 싸고 있는 모양을 하고 있다. 그리고 그 상하에 얇은 연골판이 붙어 있어 이것이 척추골과 접촉하게 된다.⁽¹⁾ 중심부의 수핵이 외부의 급작스러운 하중이나 기타 요인으로 인해 섬유륜을 밀어내고 척추 밖으로 돌출하여 신경을 압박하여 생기는 통증이 추간판 탈출증인데 이는 척추 가운데 가장 힘을 많이 받는 요추 3~4번 사이에서 가장 많이 발생하는 질환으로써 환자에게 허리를 사용하는 운동을 하기 어렵게 하고 심한 통증을 유발하는 척추의 대표적인 질환이다. 추간판 탈출증의 수술법으로는 질환의 경중에 따라 돌출된 부분을 절제하는 방법과 융합법(spinal fusion)이 있다.

* 금호 타이어㈜

** 한양대학교 기계설계학과 대학원

† 책임저자, 회원, 한양대학교 기계산업공학부
E-mail : sungah@hanyang.ac.kr
TEL : (031)400-5249 FAX : (031)501-0754

융합법은 수술 외적인 방법이 통하지 않는 10~20%의 디스크 환자들에게 시술되는 방법으로 문제가 되는 디스크를 완전히 제거하고 그 아래 위의 척추골을 하나로 이어 고정시키는 수술법이다. 이 수술법은 척추의 고통을 경감시키기 위한 것이지만 그 결과는 예측하기가 힘들어 원래의 상태보다 악화되는 경우도 있으며 다른 많은 부작용을 안고 있다. 융합법의 부작용을 줄이고 고통 경감과 척추의 안정성, 움직임을 제공하기 위한 대안의 방법이 인공추간판 보철물을 삽입하는 수술법이다. 인공추간판 보철물은 등방성 재료로 섬유륜을 구성한 것과 복합재료를 사용한 것이 있다. 전자 중에서 축하중에 대해 인체 추간판과 유사한 강성을 가지도록 만들어진 경우는 비틀림 하중에 대한 강성은 현저히 낮고, 비틀림 하중에 대해 실제와 유사한 강성을 가지도록 설계된 경우는 축하중에 대해서는 너무 큰 강성을 가진다는 문제점이 있다. 이에 비해 후자는 인체 추간판의 구조와 유사하게 섬유가 배열된 층(layer)이 겹겹이 둘러싸고 있는 모양을 하고 있기 때문에 적층 각도(fiber angle)나 적층 순서(layer sequence)의 변화를 통해 물성치를 조절하여 구조물의 강성을 인체 추간판과 유사하게 얻을 수 있는 장점이 있다.⁽²⁾

추간판의 생체역학적 거동을 해석하기 위해 실험과 유한요소법을 사용하여 다양한 하중에 대한 해석이 이루어져 왔다. 1970년 이전에는 추간판에 나타나는 역학적인 거동을 대부분 실험적인 방법

에 의해 해석하였다. 이는 단지 표면의 역학적 거동만을 알 수 있을 뿐 추간판내에서의 하중전달기구에 대한 완전한 평가에는 한계를 드러내 왔다. 따라서 유한요소법(finite element method)은 복잡한 추간판 구조물의 해석을 위한 필수적인 도구로 이용되고 있다. 유한요소법을 이용한 추간판의 연구는 70년대초의 추간판 모델개발 위주의 차원에서 최근에는 구체적이고 실질적인 특정문제의 해결방향으로 진전되고 있다.^(3-7,15,16) 유한요소법을 이용한 추간판의 연구는 2차원 모델을 통한 연구가 주로 이루어졌으나 컴퓨터의 대형화 추세에 발맞추어 매우 복잡한 3차원 모델의 해석이 가능하게 되었으며 이로써 실제 조건과 더욱 가까운 경계조건 및 3차원 하중조건을 이용한 해석을 가능하게 하였다. 1974년도에 T. Belytschko 등은 근섬유의 배열각도 변화에 따른 인체 추간판 물성치의 변화를 해석하여 실험과 비교하였다.⁽⁸⁾ 그리고 1988년 A. Shirazi-Adl 은 복합하중 상태에서 인체 추간판의 거동특성을 파악하였다.⁽⁹⁾ 그러나, 복합하중 상태에서 근섬유 배열각도와 수핵의 면적비에 따른 영향을 평가하는 연구는 현재까지 진행되지 않았다.

본 연구는 인공추간판 보철물의 설계를 위해서 먼저 인체 추간판의 거동에 큰 영향을 끼치는 요소로서 근섬유의 배열각도와 수핵의 면적비를 정의하고, 유한요소 해석을 위하여 인체 추간판의 수학적 형상 모델을 도입하였다. 근섬유의 서로 다른 인장/압축 특성을 고려하는 재료 비선형(material nonlinearity)과 기하 비선형(geometric nonlinearity)을 적용하였다. 그리고 인체에 가해지는 여러 하중상태에 대해 인체는 최적화되어 있다는 가정하에 인체 추간판 해석에 최적설계기법을 도입하여 그 기법의 타당성을 검토한 후 인공추간판 보철물 설계시 그 최적설계기법을 도입하였다. 이러한 연구의 결과는 인공추간판 보철물의 설계시 근섬유의 배열각도와 수핵의 면적비를 고려하는 설계가 인체 추간판과 유사한 거동을 나타내도록 설계하는데 있어 타당한 방법임을 보여줄 것이다.

2. 해석이론

2.1 추간판의 구조 및 거동특성

인체 추간판은 중심부의 수핵과 바깥을 둘러싸고 있는 섬유륜으로 구성되어 있다. 섬유륜은 Fig. 1에서 볼 수 있듯이 약 $\pm 25\sim 40^\circ$ 각도로 배열된 근섬유가 서로 각도를 교차 시켜가며 층을 이루어 둘러싸고 있는 구조를 가지고 있다. 중심부의 수핵은 인체 추간판 전체 면적의 30~50%를 차지하

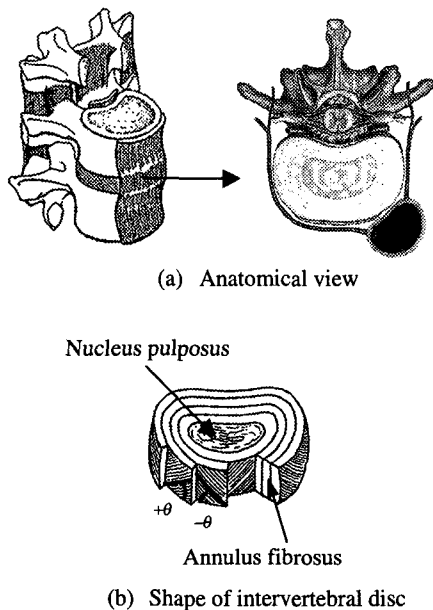


Fig. 1 Anatomical view and shape of intervertebral disc

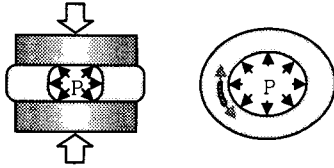


Fig. 2 Mechanical behavior of intervertebral disc under compression

며 수분이 70~80% 정도 함유된 점단백질로 구성되어 있다.⁽¹⁾ 수핵은 비압축성의 성질을 가지고 있기 때문에 Fig. 2 과 같이 압축력만을 주로 받으며 척추골로부터 전달되는 하중을 주위를 둘러싸고 있는 섬유륜에 고른 압력으로 전달하는 역할을 한다. 이것은 인체 추간판의 일부가 과도한 하중을 받고 파손되는 일을 막아주며 섬유륜의 근섬유 조직에 원주 방향으로 인장하중을 발생시켜 근섬유 조직이 하중을 효과적으로 받을 수 있도록 해 주는 역할을 한다. 이때 섬유륜은 기하학적인 형상과 적층구조등의 대변형에 의해 기하 비선형이 일어난다.^(9,17)

인체 추간판은 하중이 작용할 때 수핵의 팽창에 의해 섬유륜에 인장응력을 발생시켜 인장하중에 강한 근섬유가 그 인장응력을 지탱하도록 구성되어 있다. 일반적으로 근섬유는 압축보다 인장을 효과적으로 지탱하는 쌍선형 특성을 갖고 있다.^(4,11) 인체 추간판에 압축하중만이 작용한다면 수핵의 압축하중에 대하여 근섬유는 척추골과의 접촉면에 대해 0°로 배열되어 외부하중을 가장 잘 받을 수 있는 구조를 가지게 될 것이다. 또한 비틀림 하중만이 작용한다면 ± 45°로 근섬유가 배열되어 하중에 적합한 구조를 가질 것이다.⁽¹⁰⁾ 그러나 실제 인체 추간판에는 여러 하중상태가 복합적으로 발생하기 때문에 근섬유는 여러 하중상태를 복합적으로 적절히 하중을 지탱하도록 배열되어 하중을 흡수하는 구조를 가진다. 즉 근섬유와 수핵은 우리 인체에 가장 최적화된 배열각도와 면적비로 구성되어 있다고 할 수 있다.

2.2 추간판의 형상 모델링

인체 추간판의 형상은 성별, 연령별, 개인별로 많은 차이가 있어 일반적으로 X-ray, CT-scan 등을 통해 얻어진 데이터를 사용하여 3 차원 유한요소 모델을 구성하며 모델링의 효율성을 위하여 몇 가지 변수를 정의하여 척추 및 추간판의 형상을 표현한다.⁽¹¹⁾ 본 논문은 인체 추간판과 인공추간판 보철물의 구조해석을 위하여 Fig. 3 과 같은 수학적 형상을 도입하였다. 변수는 $a_1, b_1, c_1, \alpha, t_p, t_d, \theta$ 로 주어지며 수핵의 치수인 a_2, b_2, c_2

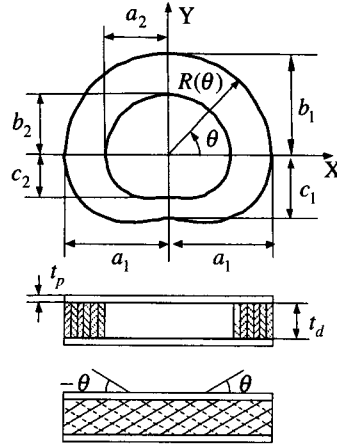


Fig. 3 Geometry of intervertebral disc constructed with 7 parameters

는 전체 디스크의 면적에 대한 수핵의 면적비인 α 에 의해 결정된다. 섬유륜은 이웃한 각각의 층이 서로 다른 적층각도 $[\pm\theta]$ 를 가진다. 수핵의 면적비는 식 (1)과 같다. 그리고 수핵의 치수 a_2, b_2, c_2 는 식 (2)와 같이 계산된다. 추간판의 단면형상은 타원의 곡선을 이용하여 식 (3a), (3b)와 같이 계산하였다.

$$\alpha = \frac{\text{Nucleus area}}{\text{Total area}} \tag{1}$$

$$a_2 = \sqrt{\alpha} \cdot a_1, \quad b_2 = \sqrt{\alpha} \cdot b_1, \quad c_2 = \sqrt{\alpha} \cdot c_1 \tag{2}$$

$$R_i = \frac{1}{\sqrt{\left(\frac{\cos \theta}{a_i}\right)^2 + \left(\frac{\cos \theta}{b_i}\right)^2}}, \quad \left(\begin{matrix} 0^\circ \leq \theta \leq 180^\circ \\ i=1,2 \end{matrix} \right) \tag{3a}$$

$$R_i = \sqrt{(a_i \cos \theta)^2 + (c_i \sin \theta)^2}, \quad \left(\begin{matrix} -180^\circ \leq \theta \leq 0^\circ \\ i=1,2 \end{matrix} \right) \tag{3b}$$

제시된 수학적 형상 모델은 매개변수만을 조정함으로써 척추의 각부에 삽입되어 있는 인체 추간판의 형상을 모두 표현할 수 있다.

2.3 추간판의 물성치

인체 추간판에 압축하중이 작용할 때 하중에 대한 변위 그래프는 비선형을 나타낸다.⁽⁵⁾ Kulak et al.은 인체 추간판의 축대칭 모델에서 재료 비선형을 나타내었다.⁽⁵⁾ Shirazi-Adl et al.은 유한요소해석에서 재료 비선형과 기하 비선형을 모두 고려하였다.^(9,17) 섬유륜의 재료 비선형 거동을 모델링 하기 위하여 초탄성(hyperelastic)에 근거한 구성방정식을

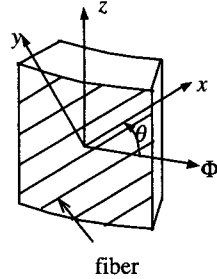


Fig. 4 Coordinate system of layer

사용하였다.^(5,7,15) 이러한 모델을 간략화 하기 위하여 선형화 물성치를 도입하되 기질은 선형화하고, 섬유를 케이블요소로 치환하여 섬유류가 인장에 강한 특성을 표현하였다.^(4,11) 이를 더욱더 간략화하여 섬유류 전체를 선형화하기도 하였다.^(8,13) 본 연구에서는 섬유류를 이방성재료로 모델링하고 근 섬유 방향의 물성치를 그 방향의 응력에 따라 변화시켜 쌍선형(bilinear) 특성을 고려 하였다.

또한, 이방성 재료가 적층된 섬유류는 각 층의 복합재 물성치를 계산하기 위하여 다음과 같은 복합재료 혼합물 법칙(rule-of-mixture)을 사용하였다. 각 층의 좌표계는 Fig. 4 에 나타나 있다.⁽¹²⁾

Longitudinal Young's modulus :

$$E_x = v_f E_f + v_m E_m \tag{4}$$

Transverse Young's modulus :

$$\frac{1}{E_y} = \frac{v_f}{E_f} + \frac{v_m}{E_m} \tag{5}$$

Longitudinal Poisson's ratio :

$$v_x = v_f v_f + v_m v_m \tag{6}$$

Shear modulus :

$$\frac{1}{E_s} = \frac{v_f}{G_f} + \frac{v_m}{G_m} \tag{7}$$

여기서, v_f 는 근섬유의 체적비(volume fraction), v_m 는 기질의 체적비($1-v_f$), E_f 는 근섬유의 탄성계수(Young's modulus), E_m 는 기질의 탄성계수, v_f 는 근섬유의 포아송 비(Poisson's ratio), v_m 는 기질의 포아송 비를 의미한다. 계산된 복합재의 물성치를 사용하여 변형률-응력 행렬식을 구성하면 식 (8)과 같은 관계식을 구성할 수 있다.⁽¹²⁾

$$\begin{Bmatrix} \epsilon_x \\ \epsilon_y \\ \epsilon_s \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{1}{E_x} & -\frac{v_x}{E_x} & 0 \\ -\frac{v_x}{E_x} & \frac{1}{E_y} & 0 \\ 0 & 0 & \frac{1}{E_s} \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \sigma_x \\ \sigma_y \\ \sigma_s \end{Bmatrix} \tag{8}$$

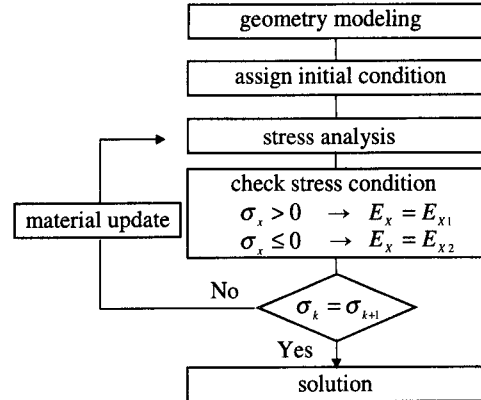


Fig. 5 Procedure of the material nonlinearity algorithm for the structural analysis of intervertebral disc

$$E_x = \begin{cases} E_{x1} & (\sigma_x > 0) \\ E_{x2} & (\sigma_x \leq 0) \end{cases} \tag{9}$$

식 (8)에서 E_x 는 인장 및 압축응력에 따라, 식 (9)에서 표현한 바와 같이 각각 E_{x1} 및 E_{x2} 의 값을 갖게 된다.

2.4 비선형 해석 알고리즘

본 연구에서는 근섬유의 서로 다른 인장/압축 특성(bilinear)의 재료 비선형과 근섬유류가 일반적으로 보이는 기하 비선형을 고려하고자, 해석 수행시 하중상태에 따라 물성치 선택에 관련하여 비선형 해석 알고리즘을 제시가 필요하다.

여러 하중상태에서 인체 추간판의 섬유류는 각각 압축과 인장을 받는 부분이 생긴다. 이때 근섬유는 압축응력을 받지 못하기 때문에 압축응력이 발생하는 부분은 기질이 모든 하중을 받아들이게 된다. 그러나 근섬유가 배열된 방향으로 인장응력이 가해지는 부분은 상대적으로 탄성계수가 큰 근섬유가 하중을 받게 된다. 따라서 하중상태에 따라 동일한 부분이라도 섬유가 배열된 방향의 응력이 인장 또는 압축에 따라 물성치의 변화가 생기게 된다. 이러한 물성치의 비선형성을 고하는 방법은 상용 구조해석 프로그램에 이미 쌍선형 요소(bilinear element)를 통해 제시되어 있다. 그러나 본 연구에서는 이러한 쌍선형 특성을 가지는 근섬유의 배열각도를 설계변수로 하여 최적설계를 수행해야 하기때문에 이러한 요구를 만족시키기 위해서는 기존의 쌍선형 요소를 사용하는데 한계가 있다.

따라서 본 연구에서는 근섬유의 배열각도를 변

화시키는 재료의 비선형성을 고려하는 최적설계를 수행하기 위해 외부하중에 따라 섬유류의 각 부분에 발생하는 응력이 인장 또는 압축을 판단하여 물성치를 변환하여 구조해석을 수행하는 알고리즘이 사용된다. 이 알고리즘은 응력해석을 수행한 후 근섬유에 작용하는 응력이 인장인 경우 물성치는 E_{x1} 으로 변환되며, 압축인 경우는 E_{x2} 로 변환된다. 물성치의 변환이 이루어진 경우 다시 응력해석을 수행하고 더 이상 물성치의 변환이 일어나지 않는 조건이 만족될 때까지 반복된다. 사용된 알고리즘의 순서도는 Fig. 5에 제시되어 있다.

2.5 하중조건

인체 추간판에 작용하는 하중은 정확히 알려져 있지 않기 때문에 하중을 적용하기에는 어려움이 많다. 기존의 연구에서는 복합하중을 단순화하여 단일하중을 고려하거나 무거운 물건을 들 때의 복합하중을 고려하였다. 본 연구에서는 인체 추간판의 파손에 크게 영향을 미친다고 알려져 있는 비틀림 하중과 압축하중을 함께 상단 척추골에 분포 하중으로 적용한다.⁽¹¹⁾ 인공추간판 보철물도 동일한 방법으로 하중이 적용된다.

2.6 최적설계

인체 추간판은 인체에 가해지는 여러 하중상태에 대해 최적화되어 있다는 가정하에 최소의 전체 변형률 에너지(total strain energy) U 를 갖는 최적의 근섬유 배열각도와 수핵의 면적비를 설계하고자 한다. 이러한 목적을 위해 근섬유 배열각도 θ , 수핵의 면적비 α 를 설계변수로 설정한다. 그리고 인체 추간판에 발생하는 변형을 최소화하기 위해 섬유류의 전체변형률 에너지를 목적함수로 설정하였다. 이에 대한 정식화는 식 (11)과 같다. 전체 변형률 에너지는 변형률 텐서와는 달리 스칼라양이므로 추간판의 좌표시스템과 무관하게 관찰이 가능하고 추간판의 각 지점에서의 변형률 에너지를 표현할 수 있으므로 그 의미가 크다고 할 수 있다. 식 (10)은 전체변형률 에너지의 관계식이다. U 는 전체변형률 에너지이며 σ 는 응력(stress), ϵ 은 변형률(strain), V 는 전체 섬유류의 체적을 의미한다.

$$U = \int \sigma_i \epsilon_i dV \tag{10}$$

Find θ (fiber angle) and α (area ratio)
 Minimize U (Total strain energy) (11)

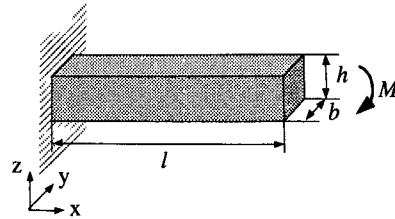


Fig. 6 The verification model for the bilinear material analysis algorithm

Table 1 Geometrical parameters, applied load and material properties for verification model

Length of cantilever (l)	1 m
Width of cantilever (b)	0.2 m
Height of cantilever (h)	0.2 m
Bending moment (My)	400 Nm
Young's modulus (E_{x1})	103.2 Mpa
Young's modulus (E_{x2})	4 Mpa
Poisson' ratio (ν)	0.39

initial condition

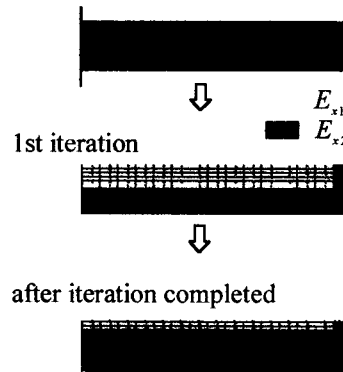


Fig. 7 Procedure of material change from initial condition to the last state

3. 결과 및 검토

3.1 재료 비선형 해석 알고리즘 검증

사용된 재료 비선형 해석 알고리즘의 검증을 위하여 Fig. 6 과 같은 한쪽 끝이 고정되고 순수굽힘 모멘트가 작용하는 외팔보가 사용된다. 이때 외팔보의 섬유 배열방향은 x 축 방향이며, 사용된 형상정보와 하중조건 및 물성치는 Table 1에 나타나 있다. 굽힘 모멘트가 작용함에 따라 섬유의 배

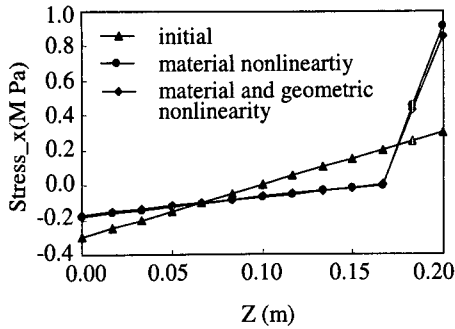


Fig. 8 The x-direction stress distribution of verification model along the z-direction ($x = l/2$)

열 방향으로 인장응력이 작용하는 부분은 근섬유의 물성치 E_{x1} 이 사용되었고, 압축응력이 작용하는 부분은 기질부의 물성치 E_{x2} 가 사용되었다. 4 번의 반복계산을 거친 후 평형조건을 만족하도록 수렴되었으며 Fig. 7 은 초기에 전체의 물성치가 E_{x2} 인 외팔보가 재료 비선형이 적용되어 물성치의 변환 후 응력상태에 따라 각각 E_{x1} , E_{x2} 로 바뀐 모습을 보여주고 있다. Fig. 8 은 $x = l/2$ 지점에서 초기조건의 x 방향 응력분포와 재료 비선형만 적용된 것, 그리고 재료 비선형과 기하 비선형이 함께 적용되어 물성치가 완전히 변환된 후의 응력분포를 보여주고 있다. 이 결과는 응력상태에 따라 물성치의 변환이 정확히 이루어 졌음을 보여준다.

3.2 3 차원 유한요소 모델

인체 추간판의 3 차원 유한요소해석을 위해 Fig. 9 와 같은 유한요소 모델을 구성하였다. 수핵, 섬유륜, End-plate 및 L3, L4 척추골의 일부가 모델링되었다. 섬유륜은 6 개의 층이 반경방향으로 적층되었으며 적층방향은 $[\pm\theta]$ 이다. 상용 유한요소해석 프로그램인 ANSYS 를 사용하였으며, 추간판의 형상치수는 1995 년도 V. K. Goel 등의 논문⁽¹³⁾에 사용된 L3, L4 척추골 사이에 들어가는 추간판의 CT-scan 데이터가 사용되었으며 Table 2 에 나타나 있다. 인체 추간판의 물성치는 이미 많은 실험에 의해 결정되어 있다. 그러나 이러한 물성치는 실험조건이나 시편에 따라 다소의 차이가 있다. 따라서 본 연구에서의 물성치는 다른 유한요소해석^(3,13,17)에 사용되었던 물성치의 평균적인 값이 사용되었다. 특히 본 논문에서는 섬유륜과 기지를 합쳐서 이방성으로 모델링 하였고, 섬유륜 방향으로 압축하중이 가해질 때 섬유륜의 E_{x2} 가 기지의 영률값을 취하도록 하였다. 기지의 영률 논문에 따라 약간 차이가 있지만 2~4.2 MPa 의 값을 갖으

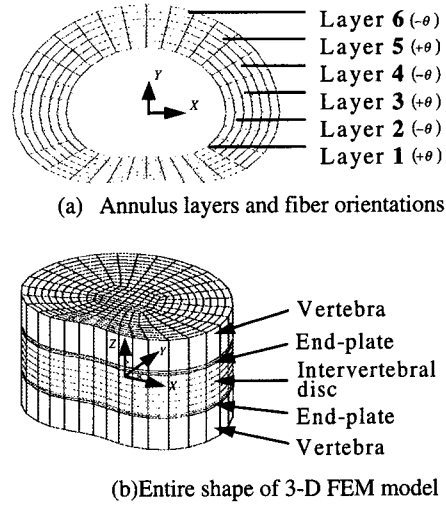


Fig. 9 3-D FEM model of intervertebral disc and part of top and bottom vertebra

Table 2 Geometrical parameters and applied loads for intervertebral disc

Long radius (a_1)	22 mm
Upper short radius (b_1)	21 mm
Lower short radius (c_1)	12.5 mm
Thickness of End-plate (t_p)	1 mm
Thickness of Nucleus and Annulus (t_d)	10 mm
Compression (F_z)	800 N
Torsion (M_z)	8 Nm

며 본 논문에서는 4.0 MPa 의 값을 취하였다. 본 연구에서 사용된 인체 추간판 각부 조직의 물성치는 Table 3 에 나타나 있다. 수핵은 비압축성 유체의 특성을 나타내기 위해 포아송비 0.499 를 적용하였다. Table 4 는 Table 3 의 근섬유와 기질의 물성치를 이용하여 근섬유의 체적비율이 20%일 때 복합재료 혼합물 법칙을 적용하여 구한 섬유륜의 물성치이다. 그리고 Table 5 는 인공추간판 보철물의 각부 조직의 재료와 물성치로서 이것은 인체 추간판과 유사한 특성을 가지고 있으며 상업용으로 시판되고 있다.⁽¹⁴⁾ Table 6 은 인체 추간판과 동일한 근섬유의 체적비율일 때 복합재료 혼합물 법칙을 적용하여 결정한 인공추간판 보철물의 섬유륜의 물성치이다. 유한요소해석을 위해 생성된 절점 및 요소는 각각 5213, 4608 개이며, 섬유륜에는 1152 개의 비등방성 적층 요소가 사용되었다. 인공추간판 보철물은 인체 추간판과 동일한 형상치수, 하중, 유한요소해석의 절점과 요소가 고려되었다. 하단부 척추골의 밑면은 모든 방향으로의 자유도가 고정되었다.

Table 3 Material properties of human intervertebral disc

Material	Young's modulus (MPa)	Poisson's ratio
Annulus fibers	$E_f(\text{tension})=500$ $E_f(\text{compression})=4$	$\nu_f=0.35$
Annulus matrix	$E_m=4$	$\nu_m=0.4$
Nucleus pulposus	1	0.499
End-plate	23.8	0.4
Cortical bone	12000	0.3

Table 4 Material properties by rule of mixture of human intervertebral disc

	Young's modulus (MPa)	Poisson's ratio
Annulus fibrosus	$E_{x1}(\text{tension})=103.2$ $E_{x2}(\text{compression})=4$ $E_y=4.99$ $E_s=1.782$	$\nu_{xy}=0.39$ $\nu_{yz}=0.39$ $\nu_{xz}=0.39$

Table 5 Material and material properties of synthetic intervertebral disc prosthesis

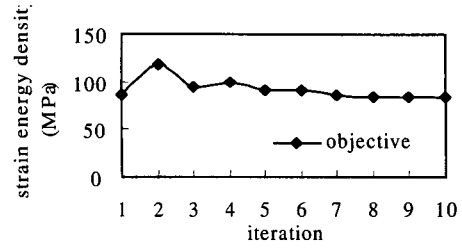
Part	Material	Young's modulus(MPa)	Poisson's ratio
Annulus fibers	Dacron	$E_f=1900$	$\nu_f=0.35$
Annulus matrix	Biocompatible Polyurethane	$E_m=4$	$\nu_m=0.45$
Nucleus pulposus	Polyurethane A-40	2.16	0.4
End-plates	Polyurethane A-100	25	0.45
Cortical bone	Aluminum	67000	0.3

Table 6 Material properties by rule of mixture of synthetic intervertebral disc prosthesis

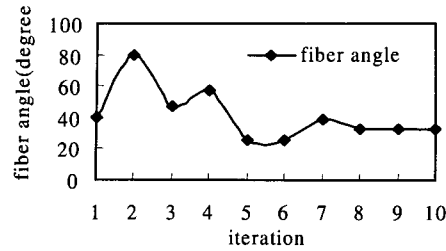
Part	Young's modulus (MPa)	Poisson's ratio
Annulus fibrosus (Dacron)	$E_x=383.2$ $E_y=4.99$ $E_s=1.723$	$\nu_{xy}=0.43$ $\nu_{yz}=0.43$ $\nu_{xz}=0.43$

3.3 인체 추간판의 최적설계 결과 및 고찰

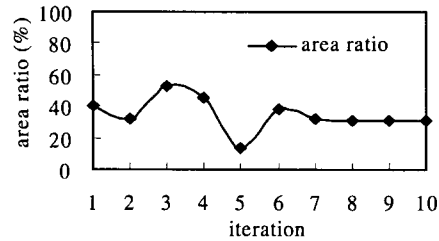
인체 추간판에 최적설계기법을 도입하여 근섬유 배열각도와 수핵의 면적비를 설계변수로 하는 최적설계를 수행하였다. 사용된 프로그램은 ANSYS 이며 Subproblem Approximation Method 를 적용하였다. 인체 추간판의 설계변수인 근섬유 배열각도(θ), 수핵의 면적비(α)와 목적함수로 설정



(a) Objective function U



(b) Design Variable θ



(c) Design variable α

Fig. 10 Convergence history of design variable and objective function for human intervertebral disc

된 전체변형률 에너지의 수렴과정(Convergence history)을 Fig. 10 에 도시하였다. Fig. 10(a)에서 근섬유 배열각도는 31° 에 수렴함을 볼 수 있는데 이는 비틀림 하중에 의해 발생하는 근섬유 방향의 응력은 근섬유에 의해 충분히 흡수되고, 압축하중 때문에 발생하는 근섬유 방향의 응력은 바뀌게 되는데 이것은 수핵으로부터 전달되는 팽창력에 의한 원주방향의 응력성분보다 섬유륜에 직접 가해지는 압축하중에 의한 축방향의 응력성분이 커지기 때문이다. 근섬유에 압축응력이 작용하게 되면 섬유륜은 기질부의 물성치 E_{x2} 로 변환된다. 이 경우 등방성 물성치를 가지는 기질부가 하중을 모두 받아들이기 때문에 근섬유의 각도 변화에 따라 큰 변화를 나타내지 않는다. 근섬유의 배열각도와 수핵의 면적비는 각각 31°, 30%에서 수렴하여 실제 인체 추간판의 25~40°, 30~50%과 잘 맞음을 볼 수 있다. 따라서 인공추간판 보철물의 설계시 인체 추간판의 설계에 적용된 수학적 형상 모델, 기하비선형 해석방법, 최적설계기법을 도입하는 것이 타당함을 알 수 있다.

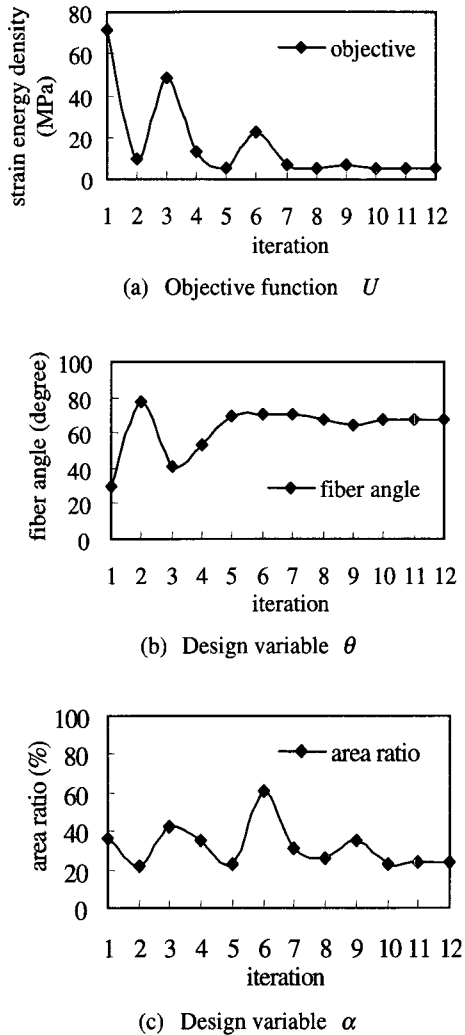


Fig. 11 Convergence history of design variable and objective function for synthetic intervertebral disc prosthesis

3.4 인공추간판 보철물 최적설계 결과 및 고찰

인체 추간판에 적용된 수학적 형상 모델과 재료 비선형 알고리즘, 기하 비선형 및 최적설계기법의 타당성이 검증되어 인공추간판 보철물 설계시 인체 추간판과 최적설계기법을 도입하여 근섬유 배열각도와 수핵의 면적비를 설계변수로 하는 최적설계를 수행하였다. 사용된 프로그램과 적용된 알고리즘은 인체 추간판과 동일하다.

인공추간판 보철물의 설계변수인 근섬유 배열각도, 수핵의 면적비와 목적함수로 설정된 전체변형률 에너지의 수렴과정을 Fig. 11에 도시하였다. Fig. 11에서 인공추간판 보철물의 근섬유 배열각도와 수핵의 면적비는 각각 67° 와 24%에서 수렴

하는 것을 알 수 있다. 이것은 인체 추간판의 31° 와 30%와는 다른 결과를 나타낸다. 인공추간판 보철물의 근섬유의 배열각도가 인체 추간판의 근섬유 배열각도보다 크게 나온 것은 전자의 근섬유의 가로 탄성계수가 후자보다 크므로 근섬유의 배열방향으로 발생하는 응력을 충분히 흡수한 결과로 평가된다. 그리고 Fig. 11(a)와 Fig. 11(b)에서 수핵의 면적비의 변화에 따라 근섬유의 배열각도는 큰 차이가 나지 않지만 전체변형률 에너지는 차이가 나는 것을 볼 수 있다.

4. 결론

본 연구에서는 인체 추간판의 형상을 표현할 수 있는 간략화된 수학적 형상을 제안하였다. 인체는 가해지는 여러 하중상태에 대해 최적화되어 있다는 가정하에 재료 비선형 알고리즘을 제시하고 기하 비선형을 고려한 인체 추간판에 대한 구조해석을 수행하였다. 인체 추간판의 근섬유의 배열각도와 수핵의 면적비를 설계변수로 하는 최적설계를 수행함으로써 근섬유의 배열각도가 31° , 수핵의 면적비가 30%일 때 구조적 안정성을 가지며 외부하중에 대해 적합한 구조임을 밝혔다. 이로써 본 연구에서 제시된 추간판의 수학적 형상 모델, 재료 비선형을 고려한 알고리즘, 기하 비선형을 고려한 해석방법의 타당성을 검증하였다. 검증된 형상 모델과 해석방법을 인공추간판 보철물의 설계에 적용하여 근섬유의 배열각도와 수핵의 면적비가 각각 67° 와 24%임을 제시하였다.

참고문헌

- (1) Markolf, K. L., Morris, J. M., 1974, "The Structural Components of the Intervertebral Disc. A Study of Their Contributions to the Ability of the Disk to Withstand Compressive Forces," *Journal of Bone and Joint Surgery*, Vol. 56A, No. 4, pp. 675~687.
- (2) Lee, S. K., Langrana, N.A., Parsons, J. R., Zimmerman, M. C., 1991, "Development of a Prosthetic Intervertebral Disc," *Spine*, Vol. 16, No. 6 Supplement, pp. s253~s255.
- (3) Ueno, K., Liu, Y. K., 1987, "A Three-Nonlinear Finite Element Model of Lumbar Intervertebral Joint in Torsion," *Transactions of the ASME*, Vol. 109, pp. 200~209.
- (4) Goel, V. K., Kong, W. Z., Han, J. S., Weinstein, J. N., Gilvertson, L. G., 1993, "A Combined Finite Element and Optimization Investigation of Lumbar Spine Mechanics With and Without Muscles," *Spine*, Vol. 18, No. 11, pp. 1531~1541.
- (5) Kulak, R. F., Belytschko, T. B., Schultz, A. B., 1976, "Nonlinear Behavior of the Intervertebral Disc under

- Axial Load," *J. Biomech.*, Vol. 9, pp. 377~386.
- (6) Spilker, R. L., Dangirda, D. M., Schultz, A. B., 1984, "Mechanical Response of a Simple Finite Element Model of the Intervertebral Disc Under Complex Loading," *J. Biomech.*, Vol. 17, No. 2, pp. 103~112.
- (7) Natali, A. N., 1991, "A Hyperelastic and almost Incompressible Material Model as an Approach to Intervertebral Disc Analysis," *J. Biomed. Eng.*, Vol. 13, pp. 163~167.
- (8) Belytschko, T., Kulak, R. F., Schultz, A. B., Galante, J. O., 1974, "Finite Element Stress Analysis of an Intervertebral Disc," *J. Biomech.*, Vol. 7, pp. 277~285.
- (9) Shirazi-Adl, A., Drouin, G., 1988, "Nonlinear Gross Response Analysis of a Lumbar Motion Segment in Combined Sagittal Loading," *Transactions of the ASME*, Vol. 110, pp. 216~222.
- (10) Augustus, A. W. III, Manohar M. P., 1978, *Clinical Biomechanics of the Spine*, J. B. Lippincott Company, Philadelphia, pp. 1~90.
- (11) Lavaste, F., Skalli, W., Robin, S., Roy-Camille, R., Mazel, C., 1992, "Three-Dimensional Geometrical and Mechanical Modelling of the Lumbar Spine," *J. Biomech.*, Vol. 25, No. 10, pp. 1153~1164.
- (12) Tsai, S. W., Hahn, H. T., 1980, *Intorduction to Composite Materials*, Technomic Publishing Co., Westport.
- (13) Goel, V. K., Monroe, B. T., Gillbertson, L. G., Brinckmann, P., 1995, "Interlaminar Shear Stresses and Laminae Separation in a Disc," *Spine*, Vol. 20, No. 6, pp. 689~698.
- (14) Langrana, N. A., Lee, C. K., Yang, S. W., 1991, "Finite Element Modeling of the Synthetic Intervertebral Disc," *Spine*, Vol. 16, No. 6 Supplement, pp. s245~s252.
- (15) Natali, A., Meroi, E., 1990, "Nonlinear Analysis of Intervertebral Disk Under Dynamic Load," *Transactions of biomechanical engineering*, Vol. 112, pp. 378~363.
- (16) Rijcken, J., Bovendeerd, P. H., Schoofs, A. J., van Campen, D. H., Arts, T., 1997, "Optimization of Cardiac Fiber Orientation for Homogeneous Fiber Strain at Beginning of Ejection," *J. Biomech.*, Vol. 30, No. 10, pp. 1041~1049.
- (17) Shirazi-Adl, S. A., Shrivastava, S. C., Ahmed, A. M., 1984, "Stress Analysis of the Lumbar Disk-body Unit in Compression," *Spine*, Vol. 9, No. 2, pp. 120~134.