

형상학적 변수에 따른 다공성 구조의 가변탄성계수를 기반으로 한 추간체유합보형재의 임상적 안전성 평가

김성진¹ · 이용경² · 최재혁² · 홍영기^{1*} · 김정성^{3*}

¹건양대학교 의료신소재학과, ²세종대학교 기계공학, ³주코렌텍 중앙기술연구소

Clinical Safety Evaluation of Interbody Fusion Cage Based on Tunable Elastic Modulus of the Cellular Structure According to the Geometrical Variables

SeongJin Kim¹, YongKyung Lee², Jaehyuck Choi², YoungKi Hong^{1*} and JungSung Kim^{3*}

¹Department of Biomedical Materials, Konyang University, Daejeon, Korea

²Department of Mechanical Engineering, Sejong University, Seoul, Korea

³Central R&D center, CORENTEC CO., LTD, Seoul, Korea

(Manuscript received 19 September 2019 ; revised 10 October 2019 ; accepted 10 October 2019)

158

Abstract: The interbody fusion cage used to replace the degenerative intervertebral disc is largely composed of titanium-based biomaterials and biopolymer materials such as PEEK. Titanium is characterized by osseointegration and biocompatibility, but it is posed that the phenomenon such as subsidence can occur due to high elastic modulus versus bone. On the other hand, PEEK can control the elastic modulus in a similar to bone, but there is a problem that the osseointegration is limited. The purpose of this study was to implement titanium material's stiffness similar to that of bone by applying cellular structure, which is able to change the stiffness. For this purpose, the cellular structure A (BD, Body Diagonal Shape) and structure B (QP, Quadral Pod Shape) with porosity of 50%, 60%, 70% were proposed and the reinforcement structure was suggested for efficient strength reinforcement and the stiffness of each model was evaluated. As a result, the stiffness was reduced by 69~93% compared with Ti6Al4V ELI material, and the stiffness most similar to cortical bone is calculated with the deviation of about 12% in the BD model with 60% porosity. In this study, the interbody fusion cage made of Ti6Al4V ELI material with stiffness similar to cortical bone was implementing by applying cellular structure. Through this, it is considered that the limitation of the metal biomaterial by the high elastic modulus may be alleviated.

Key words: Cellular structure, Porosity, Tunable elastic modulus, Interbody fusion cage

1. 서 론

척추체(Vertebral body) 사이에 존재하는 추간판(Intervertebral disc)의 손상 및 탈구는 통증을 야기하는데, 이를 완화하기

위한 다양한 수술법이 개발되었다. 그 중에서 손상된 추간판을 제거하고 추간체유합보형재(Interbody fusion cage)를 삽입하여 척추체 사이의 공간을 복원하는 척추유합술(Spondylodesis)이 표준 수술법으로 인정되었다[1]. 추간체유합보형재는 추간판을 대체하여 기존의 척추 공간을 복원하고 척추 전만(Lordosis)을 회복시킴으로써 통증 완화의 기능을 수행하는데[2], 주로 티타늄(Titanium) 계열의 생체금속재료(Metallic biomaterials)와 PEEK(Polyether Ether Ketone)와 같은 생체고분자재료(Polymeric biomaterials)가 사용되었다. 티타늄 소재는 골 유착(Osseointegration) 특성 및 생체적합성 등에서 강점을 보이지만[3,4], 인체 골

Corresponding Author : YoungKi Hong
Department of Biomedical Materials, Konyang University,
Daejeon, Korea
Tel : +82-10-7404-2538
E-mail : ymhong@konyang.ac.kr
Corresponding Author : JungSung Kim
Central R&D center, CORENTEC CO., LTD, Seoul, Korea
Tel : +82-10-8749-1107
E-mail : jskim@corentec.com

대비 높은 탄성계수(Elastic modulus)로 인해서 발생하는 응력차폐현상(Stress shielding)이 염증 및 침강(Subsidence) 등을 야기할 수 있다는 임상적 문제점이 제기되었다[5,6]. 반면에, PEEK 소재의 탄성계수는 치밀골(Cortical bone)보다 낮으며, 탄소 섬유 보강재(CFR, Carbon Fiber Reinforcement)를 이용하면 탄성계수를 치밀골과 더욱 유사하게 조절할 수 있다는 특징을 가지고 있으나[7,8], 골 유착이 제한적이고 시간에 따른 크립(Creep) 변형이 발생할 수 있다는 단점을 가지고 있다[9,10].

티타늄 소재와 PEEK 소재를 사용함으로써 발생하는 각각의 현상을 모두 보완하기 위해서, 기계적 특성의 변화를 야기할 수 있는 다공성 구조(Cellular structure)를 티타늄 소재에 적용하기 위한 다양한 연구가 수행되었다. Sajad 등은 공극률(Porosity)이 증가함에 따라서 탄성계수와 항복강도(Yield strength)가 감소하는 것을 확인하였으며, 단위셀 형상(Unit cell type)에 따라서 서로 상이한 변화율을 보인다고 보고하였다[11]. Jayanthi 등은 공극률과 지주대 두께(Strut thickness)의 변화가 강성도(Stiffness)와 압축 강도(Compressive strength)에 미치는 영향을 확인하였으며, 공극률보다 지주대 두께가 더 큰 영향을 미친다고 보고하였다[12]. Yavari 등은 공극률 및 단위셀 형상이 피로거동(Fatigue behavior)에 미치는 영향을 확인하였으며, 피로 수명을 증가시키기 위한 설계 고려사항을 제시하였다[13].

기존의 연구에서는 직육면체 및 원기둥과 같은 단순한 형상을 기준으로 다공성 구조가 적용된 금속 재료의 기계적 특성을 확인하였으며, 형상 내부에 지주대 등과 같은 구조가 포함된 복합적인 형상은 고려 사항에서 제외되었다. 본 연구에서는 티타늄 소재를 기반으로 다공성 및 보강대 구조가 결합된 복합적인 형태의 PLIF(Posterior Lumbar Interbody Fusion)형 추간체유합보형재를 설계하였다. 보강대 구조는 다공성 구조의 구현으로 인한 강성도 감소와 함께 기계적 강도가 감소되는 것을 완화하기 위한 것으로, 효율적인 강도 보강을 위해서 셸(Shell) 형태로 구현하였다. 다공성 구조의 설계 과정에서는 두 타입의 단위셀 형상과 세 타입의 공극률을 형상학적 변수로 설정하였으며, 유한요소법(FEM,

Finite Element Method)을 이용하여 압축 하중에 대해서 발생하는 기계적 특성을 확인하였다. 본 연구의 목표는 설계된 다공성 추간체유합보형재의 임상적 안전성을 평가하는 것이었다. 이를 위해서 치밀골과 티타늄 소재의 강성도 편차를 감소시킴으로써 응력차폐현상을 완화할 수 있을 것으로 가정하였으며, 치밀골 대비 강성도 편차율을 기반으로 임상적 안전성을 평가하였다. 또한, 기계적 강도를 평가하기 위해서 허용 하중을 산출하였으며, 현재 임상에서 주로 사용되고 있는 PEEK 소재와의 비교를 통해서 기계적 안정성을 평가하였다[21].

II. 연구방법

1. 다공성 구조의 단위셀 형상 설계

단위셀의 형상은 STL(Stereolithography) 픽싱 소프트웨어인 Magics(Materialise N.V., Belgium)에서 소개되고 있는 'Structure'의 목록을 기반으로 설계하였으며, 단위셀 형상(unit cell type) 및 지주대 두께(Strut thickness), 공극 크기(Pore size) 등의 설계 변수는 그림 1과 같이 정의하였다. 각 단위셀은 3D 캐드(CAD, Computer Aided

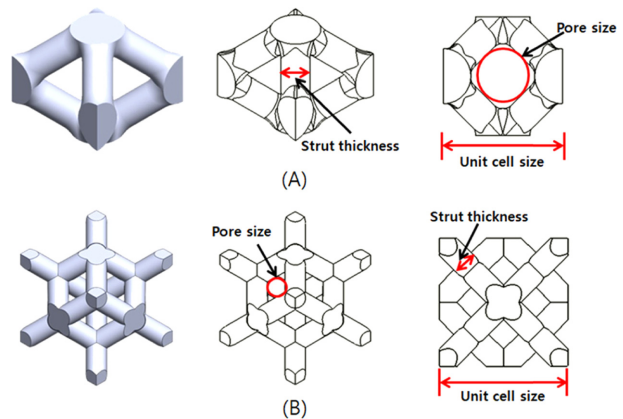


그림 1. 각 단위셀의 형상 및 설계 요인 선정: (A) BD(Body Diagonal), (B) QP(Quadral Pod)

Fig. 1. The shape and the design factors of each unit cell: (A) BD(Body Diagonal), (B) QP(Quadral Pod)

표 1. 각 단위셀의 형상학적 변수 및 유한요소 설정

Table 1. The value of the parameters and element for each unit cell

Type	Porosity (%)	Unit cell size (mm)	Pore size (μm)	Strut thickness (μm)	Number of element
BD50	50	1.10	400	380	1,135
BD60	60	1.00	400	310	2,116
BD70	70	0.90	400	235	2,936
QP50	50	2.25	400	605	2,651
QP60	60	1.745	400	400	2,727
QP70	70	1.48	400	285	2,505

표 2. 각 소재의 기계적 물성치

Table 2. The mechanical properties of each material

Materials	Elastic modulus (GPa)	Poisson's ratio	Yield strength (MPa)	Mass density (g/cm ³)
Ti6Al4V ELI [16]	105	0.37	480	4.51
Cortical bone [14,15]	18.2	0.38	205	1.80
PEEK [20]	4.6	0.38	125	1.31

Design) 소프트웨어인 SolidWorks 2017(Dassault systemes SolidWorks corporation, USA)을 이용하여 설계하였으며, 각 설계 변수는 표 1과 같이 설정하였다. 공극률의 증가에 따른 탄성계수 변화 경향을 확인하기 위해서 50%, 60%, 70%의 공극률을 설정하였으며, 모든 단위셀 모델에서 동일하게 유지되는 공극 크기는 골 내성장에 용이하다고 생각되는 400 µm로 설정하였다[11,18].

2. 단위셀의 유한요소모델 구축 및 결과 분석

추간체유합보형재의 다공성 영역에 대한 물성치 적용을 위해서 각 단위셀의 탄성계수를 산출하였다. 이를 위해서, 유한요소해석(FEA, Finite Element Analysis) 프로그램인 ANSYS Workbench 19.0(ANSYS, USA)을 이용하여 0.3 mm 크기의 사면체 요소(Tetrahedron element)가 적용된 각 단위셀의 유한요소모델을 구축하였으며(표 1,2), 임의로 선정된 압축 하중 300N을 기준으로 각 모델의 탄성계수를 산출하였다.

3. 추간체유합보형재 및 보강대 형상 설계

PLIF형 추간체유합보형재의 기초 형상을 그림 2와 같이

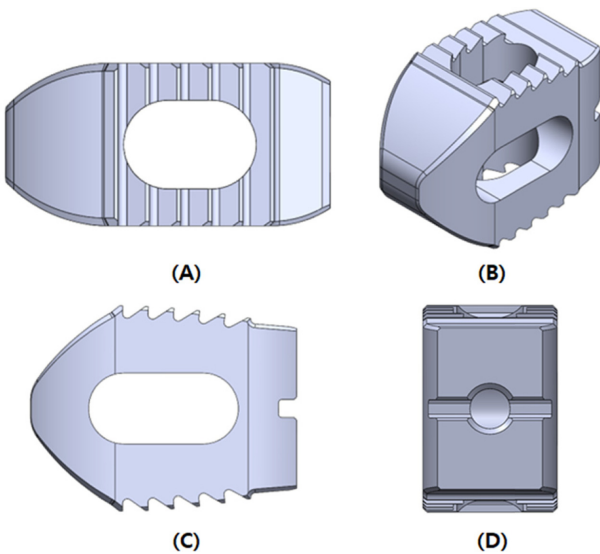


그림 2. PLIF cage의 형상: (A) 윗면, (B) 등각면, (C) 우측면, (D) 후면
Fig. 2. The shape of the PLIF cage: (A) Top view, (B) Isometric view, (C) Right view, (D) Back view

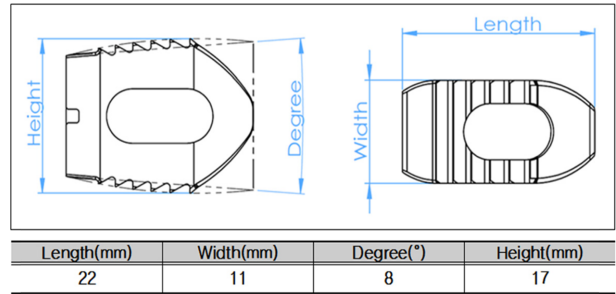


그림 3. PLIF cage에 대한 주요 설계 요인
Fig. 3. The main design factors of PLIF cage

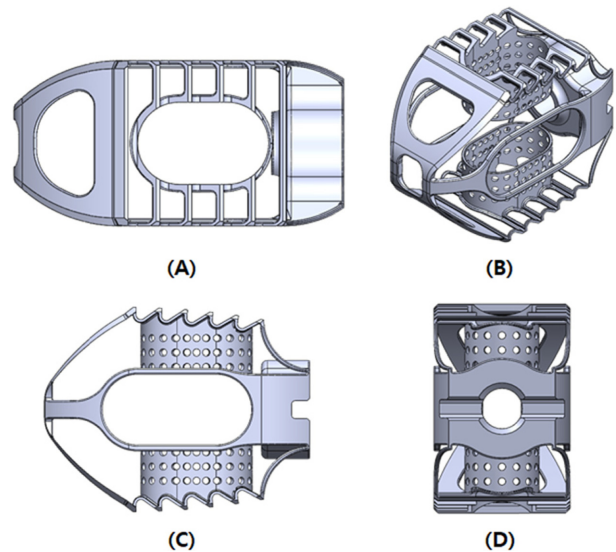


그림 4. PLIF cage 보강대의 형상: (A) 윗면, (B) 등각면, (C) 우측면, (D) 후면
Fig. 4. The shape of the frame for PLIF cage: (A) Top view, (B) Isometric view, (C) Right view, (D) Back view

설계하였으며, 주요 설계 치수는 그림 3과 같이 설정하였다. 또한, 효율적인 강도 보강을 위해서 셀 형태의 보강대를 설계하였고(그림 4), 수술 시 체결 기구에 의해서 가해지는 하중을 대비하여 측면의 수평 보강대와 후면의 보강대를 설계하였으며, 골 수복재 삽입 과정에서 발생할 수 있는 미세 파편을 방지하기 위해서 띠 형태의 보강대를 설계하였다.

표 3. PLIF cage 유한요소 모델의 요소 개수

Table 3. Number of element about PLIF cage finite element models

Type	Element type	Number of element
Cellular cage with frame	Tetrahedron element	148,253
Single material model (Ti6Al4V ELI, Cortical bone, PEEK)	Tetrahedron element	80,209

4. 다공성 추간체유합보형재 유한요소모델 구축 및 결과 분석

ANSYS Workbench 19.0 소프트웨어를 이용하여서 0.6 mm 크기의 사면체 요소가 적용된 다공성 추간체유합보형재의 유한요소모델을 구축하였으며(표 3), 각 재료의 물성치는 표 2에 따라서 입력하였다. 또한, 추간체유합보형재에 대한 압축 실험과 유사한 환경을 구현하기 위해서 하중 전달을 위한 상하부 강판을 강체(Rigid body)로 구현한 뒤, 하부 강판을 통해서 전 방향에 대한 고정 조건을 부가하고, 상부 강판을 통해서 압축 실험에 적용되는 10,000N의 압축하중을 부가하였다(그림 5)[22]. 상하부 강판과 추간체유합보형재의 접촉면에는 슬라이딩(Sliding)이 발생할 수 있으나, 분리 또는 관통 현상은 발생하지 않는 ‘No-separation’ 접촉 조건을 적용하였다.

각 모델의 강성도를 산출하기 위해서 압축 하중에 의한 상부 강판의 높이 감소량을 측정하였고, 이를 추간체유합보형재의 Y축 변형량(Deformation)이라고 가정하였다. 또한, 측정된 각 모델의 높이 감소량을 후의 법칙(Hooke’s law)에 적용하여 강성도를 산출하였으며, 산출된 강성도를 추간체유합보형재의 기초 형상을 기준으로 산출된 치밀골 및 Ti6Al4V ELI 소재의 강성도와 비교하였고, 이를 기준으로 임상적 안전성(Clinical safety)을 평가하였다. 또한, 선형 해석 조건 하에서 가해진 압축 하중과 측정된 최대 폰 미세스 응력(PVMS, Peak von-Mises Stress)이 선형 관계를 보인다고 가정하였으며, 이를 통해서 허용응력(Allowable

stress)을 발생시키는 허용 하중(Allowable load)을 산출하였다(그림 6). 본 연구에서는 다공성 추간체유합보형재의 허용하중이 임상에서 주로 사용되고 있는 소재보다 높게 산출되는 경우 기계적 안정성(Mechanical stability)을 보일 것으로 가정하였으며, PEEK 소재와의 비교를 통해서 기계적 안정성을 평가하였다[21].

5. 단위셀 및 추간체유합보형재 유한요소모델 검증

단위셀 및 추간체유합보형재의 유한요소모델 검증을 위해서 ANSYS Workbench 19.0 소프트웨어 내의 수렴(Convergence) 기능을 기반으로 해석 결과의 오차 평가를 수행하고 해석의 정확도를 높일 수 있는 ‘Adaptive Mesh Refinement’ 방식을 사용하였다. 수렴성 검증 과정에서 반복 해석 중에 재생성되는 메시(mesh)의 비율을 지정하는 ‘Refinement Depth’ 항목은 1/2로 설정하여 요소(Element)의 수를 점차적으로 증가시켰으며, 허용 변화율을 5%로 설정하여 최대 변형량에 대한 수렴 여부를 판단하였다[17].

다공성 추간체유합보형재 모델에 대한 유한요소해석의 효율성을 높이기 위해서 각 모델의 다공성 구조를 직접 구현하지 않고, 해당 영역에 단위셀의 물성치를 입력함으로써 해석을 수행하였다. 이를 위해서 압축 시험용 시편 형상을 설계하였으며[19], 다공성 구조를 직접 적용한 모델과 각 단위셀의 물성치를 적용한 모델에 대한 유한요소해석을 수행하여 결과를 비교하였다.

각 단위셀의 탄성계수를 산출하기 위한 유한요소해석에서는 임의로 선정된 300N의 압축 하중을 부가하였다. 임의로 선정된 하중의 타당성을 검증하기 위해서 압축 하중 250N과 350N에 대한 해석을 수행하여 각 하중에 따라서 산출되는 탄성계수를 비교하였다.

III. 연구결과

1. 유한요소모델 검증

단위셀과 추간체유합보형재의 유한요소모델 검증을 위해서 최대 변형량의 오차율을 기반으로 수렴성 검증을 수행하였다. 단위셀의 유한요소모델에서는 요소의 수가 증가함에 따라서 0.3~3.57%의 오차율을 보였으며, 추간체유합보형재의 유한요소모델에서는 요소의 수가 증가함에 따라서 1.2~3.46%

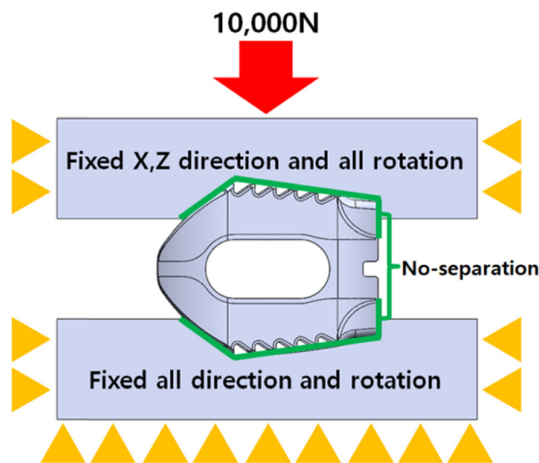


그림 5. PLIF cage의 유한요소해석을 위한 경계 조건 및 하중 조건
Fig. 5. Boundary and loading conditions for FEA of the PLIF cage

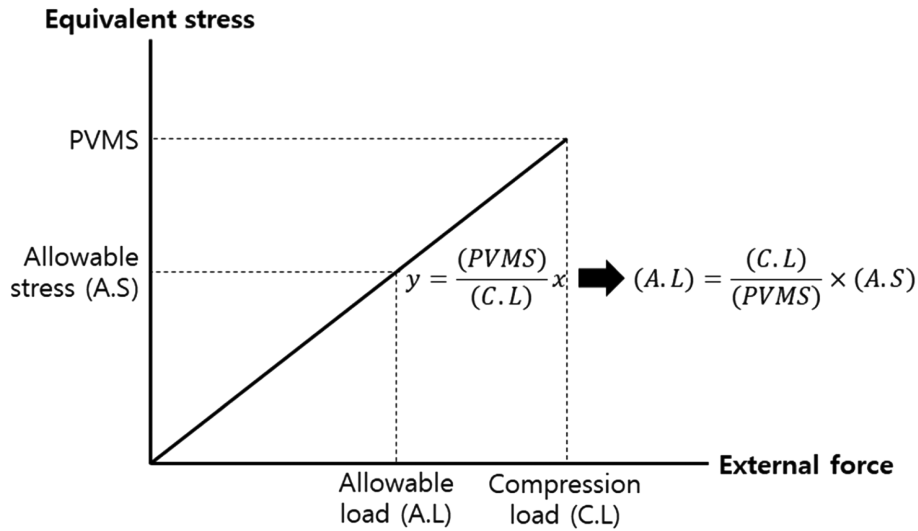


그림 6. 등가응력-외력 곡선을 이용한 허용 하중 산출
 Fig. 6. Calculation of the allowable load utilizing the Equivalent stress-External force curve

의 오차율을 보였다. 즉, 최대 변형량을 기준으로 수행한 수렴성 검증을 통해 유한요소모델의 요소 수에 따라서 5% 이내의 오차율이 나타남을 확인하였다.

다공성 구조를 직접 적용한 압축 시험용 시편 모델과 해당 단위셀의 물성치를 적용한 동일 형상 모델을 이용하여 추간체유합보형재의 해석 방법에 대한 유한요소법의 타당성을 검증하였다. 두 그룹의 해석 결과에서 약 14%의 편차율을 보였으며, 공극률에 따른 강성도 변화의 경향에는 영향을 주지 않는 것을 확인하였다.

단위셀의 탄성계수 산출을 위한 유한요소해석 과정에서 적용된 임의의 하중 300N에 대한 검증을 위해서 동일 형상에 250N 및 350N의 하중을 적용하여 해석을 수행하였다. 해석 결과, 300N 모델을 기준으로 할 때, 각 모델에서 최대 약 5%의 편차율이 발생하는 것을 확인하였다.

2. 단위셀의 탄성계수 산출

추간체유합보형재의 다공성 영역에 적용하기 위해서 각 단위셀의 탄성계수를 산출하였다(표 4). 해석 결과, 동일한

단위셀 형상에서는 공극률이 증가함에 따라서 탄성계수가 감소하는 경향을 보였으며, 지주대 두께가 비교적 더 얇은 'Body Diagonal' 모델에서 더 낮은 탄성계수가 산출되었다. 즉, BD70 모델에서 가장 낮은 탄성계수인 3.1GPa이 산출되었으며, 치밀골의 탄성계수와 가장 유사한 탄성계수는 19.3GPa로 QP50 모델에서 산출되었다.

3. 다공성 추간체유합보형재의 강성도 및 허용 하중 측정

상부 강판 높이 감소량을 기준으로 측정된 Y축 변형량을 이용하여 공극률의 변화에 따른 다공성 추간체유합보형재 각 모델의 강성도를 산출하였으며, 비교를 위해서 동일 형상에 대한 치밀골과 Ti6Al4V ELI 소재에 대한 강성도를 함께 산출하였다(표 5). 단위셀에 대한 연구 결과와 유사하게, 공극률이 증가함에 따라 강성도가 감소하는 것을 확인하였고, 'Body Diagonal' 구조가 적용된 모델에서 더 낮은 강성도가 산출되는 것을 확인하였다. Ti6Al4V ELI 소재와 비교할 때, 69~93%의 강성도가 감소하는 것을 확인하였다. 또한, 치밀골에서 산출된 강성도 78,082 N/mm와 비교할 때,

162

표 4. 산출된 각 단위셀의 탄성계수

Table 4. The calculated elastic modulus of each unit cell

Type	Porosity (%)	Y axis deformation (mm)	Elastic modulus (GPa)
BD50	50	0.01952	14.0
BD60	60	0.04331	6.9
BD70	70	0.10746	3.1
QP50	50	0.006895	19.3
QP60	60	0.01616	10.6
QP70	70	0.03718	5.5

BD60 모델에서 68,966 N/mm로 가장 유사한 값이 산출되었으며, QP60 모델에서 96,646 N/mm를 보여 두 번째로 유사한 값이 산출되었다.

다공성 추간체유합보형재의 기계적 강도를 기반으로 안정성을 평가하기 위해서 각 모델의 허용 하중을 산출하였으며, 현재 임상에서 주로 사용되는 PEEK 소재를 기준으로 각 모델의 안정성을 평가하였다. 연구 결과, BD50, QP60, QP70 모델에서는 PEEK 소재보다 높은 허용 하중이 산출되었으며, BD60, BD70, QP70 모델에서는 더 낮은 허용 하중이 산출되었다.

IV. 고찰 및 결론

추간체유합보형재의 강성도를 골과 유사하게 구현하기 위해서 두 가지 타입의 단위셀 형상과 세 가지 타입의 공극률을 변수로 한 다공성 구조를 적용하였다. 기존 연구 결과에서 Sajad 등과 Jayanthi 등에 의해서 다공성 구조의 공극률을 증가시키면 탄성계수를 감소시킬 수 있고, 지주대의 두께를 변화시킴으로써 탄성계수를 더 크게 변화시킬 수 있다고 보고하였다[11,12]. 본 연구에서는 유한요소법을 이용하여 단위셀 형상과 공극률에 따른 다공성 추간체유합보형재의 강성도 변화를 평가하였으며, 기존 연구 결과와 유사하게 공극률이 증가함에 따라서 추간체유합보형재의 강성도가 감소하는 것을 확인하였고, 지주대의 두께가 비교적 더 얇은 'Body diagonal' 구조가 적용된 모델에서 더 낮은 강성도가 산출되는 것을 확인하였다(표 5).

단위셀과 추간체유합보형재의 유한요소모델 검증은 위해서 요소의 수를 늘려가며 반복 해석을 수행하는 'Adaptive Mesh Refinement' 방식을 기반으로 한 수렴성 검증을 진행하였고, 이를 통해서 요소의 수에 따른 해석 결과 오차를 확인하였다. 연구 결과, 모든 유한요소모델에서 초기 기

준으로 설정된 5% 미만의 오차를 보였으므로 본 연구에서 사용된 유한요소모델의 타당성을 확인하였다. 또한, 다공성 영역과 보강대 영역이 결합되어 있는 복합적인 형태의 접촉 조건 설정 및 해석 수행의 효율성을 높이기 위한 해석 방식의 타당성을 검증하였다. 이를 위해서 다공성 구조체와 해당 단위셀의 물성치가 각각 적용된 압축 시험용 시편 모델에 대한 유한요소해석을 수행하였다. 연구 결과, 약 14%의 편차율이 발생하는 것을 확인하였으며, 공극률에 따른 강성도의 변화 경향에는 영향을 주지 않는 것을 확인하였으므로, 본 연구에 대한 해석 방식이 타당함을 확인하였다. 단위셀의 탄성계수 산출을 위한 임의의 압축 하중에 대한 타당성은 250N 및 350N에 대한 해석을 추가로 수행함으로써 확인하였다. 해석 결과, 하중에 따라서 최대 약 5%의 편차율이 나타나는 것을 확인하였으며, 이는 추간체유합보형재의 다공성 영역에 적용되었을 때, 큰 영향을 야기하지 않을 것으로 판단하였다.

다공성 추간체유합보형재의 강성도 산출 및 평가를 위해서 공극률과 단위셀의 형상을 변수로 하여 여섯 가지 단위셀에 대한 탄성계수를 산출하였으며, 이를 기반으로 산출된 강성도와 허용 하중을 Ti6Al4V ELI, PEEK 소재 및 치밀골 소재의 기계적 특성과 비교하여 임상적 안전성과 기계적 안정성을 평가하였다. 다공성 추간체유합보형재의 강성도는 Ti6Al4V ELI 소재와 비교할 때 약 69~93%의 감소율을 보였으며, BD60 모델에서 편차율 약 12%로 치밀골과 가장 유사한 강성도가 산출되었고, QP60 모델에서 편차율 약 24%를 보여 두 번째로 유사한 강성도가 산출되었다. 연구 결과, BD60, BD70, QP70 모델에서는 PEEK 소재보다 더 낮은 허용 하중이 산출되었으며, BD50, QP50, QP60 모델에서는 더 높은 허용 하중이 산출되었다. 따라서, QP60 모델의 경우, 치밀골과 유사한 강성도를 보이면서 허용할 수 있는 범위의 기계적 강도를 보인다고 판단하였다. 본 연구를 통해서 다공성 구조를 적용함으로써 치밀골과 유사한 기계적 특성의 생체금속재료를 구현할 수 있음을 확인하였다. 또한, 이를 통해서 치밀골 대비 높은 강성도에 의한 응력차폐 현상을 완화할 수 있을 것으로 생각하였으며, 본 연구에서 구현된 다공성 추간체유합보형재가 임상적으로 안전성을 보인다고 판단하였다.

탄성계수를 조절하기 위해서 다공성 구조를 구현하는 경우, 이와 함께 강도가 저하되는 현상이 수반된다[11]. 본 연구에서는 보강대를 구현함으로써 효율적인 강도 보강을 유도하였으며(그림 4), 구현된 보강대가 미치는 영향을 확인하였다. QP50 모델에서 골과 가장 유사한 특성을 보인 단위셀의 연구 결과와는 다르게, BD60 모델에서 골과 가장 유사한 강성도가 산출되었다. 즉, 내부에 보강대를 구현함으로써 다공성 구조의 강성도가 증가하는 것을 확인하였다. 향 후,

표 5. 산출된 각 PLIF cage 모델의 및 강성도 허용 하중

Table 5. The calculated stiffness and allowable load of each PLIF cage model

Model	Stiffness (N/mm)	Allowable load (N)
BD50	119,289	4,138
BD60	68,966	2,866
BD70	35,404	1,856
QP50	149,054	4,715
QP60	96,646	3,661
QP70	57,402	2,565
Cortical bone	78,082	5,791
Ti6Al4V ELI	480,769	13,559
PEEK	19,561	3,531

보강대의 형상 및 두께에 따른 다공성 구조의 강성도 변화에 대한 연구가 수반된다면, 다공성 구조의 형상학적 변수 조절과 함께 다공성 추간체유합보형재의 정밀한 강성도 조절이 가능할 것으로 사료된다.

설계된 다공성 추간체유합보형재를 실제로 제작하기 위해서는 금속 AM(Additive manufacturing) 기술을 사용해야 한다. 하지만, 본 연구의 유한요소해석에서 적용된 각 소재의 기계적 물성치는 기존의 제조 방식을 기반으로 산출된 것이므로, 컴퓨터 상에서의 해석 결과와 실제 실험 결과에서 오차가 발생할 수 있다. 따라서, 금속 AM 기술을 기반으로 제작된 Ti6Al4V ELI 소재의 기계적 물성치에 대한 검증 과정과 이를 기반으로 한 유한요소해석 연구가 수반되어야 할 것으로 생각된다. 또한, 본 연구의 유한요소해석에서는 제작된 다공성 추간체유합보형재의 기계적 압축 실험을 가정하여 10,000N의 압축 하중을 설정하였으며, 이에 대한 기계적 특성을 확인하였다. 향후, 임상에서의 다공성 추간체유합보형재에 대한 평가를 위해서 임상 하중 하에서의 변형 또는 파단 유무 등을 평가하기 위한 연구가 수반되어야 할 것으로 사료된다.

References

- [1] Thomas J. Errico MD. Lumbar Disc Arthroplasty. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 2005;435:106-17.
- [2] Richard F Frisch, Ingrid Y Luna and Gita Joshua. Static versus Expandable Interbody Spacers: Preliminary 1-Year Clinical and Radiographic Results. *Journal of Clinical Neurology, NeuroSurgery and Spine*. 2017;1(1):113.
- [3] Vincent A. Stadelmann, Alexandre Terrier, Dominique P. Pioletti. Microstimulation at the bone-implant interface upregulates osteoclast activation pathways. *Bone*. 2008;42(2):358-64.
- [4] Prashanth J, Rao MS, Matthew H, Pelletier, PhD, William R, Walsh, PhD, Ralph J, Mobbs, MS, FRACS. Spine Interbody Implants: Material Selection and Modification, Functionalization and Bioactivation of Surfaces to Improve Osseointegration. *Orthopaedic Surgery*. 2014;6:81-89.
- [5] Chi-Chien Niu, MD, Jen-Chung Liao, MD, Wen-Jer Chen, MD, Lih-Huei Chem, MD. Outcomes of Interbody Fusion Cages Used in 1 and 2-levels Anterior Cervical Discectomy and Fusion: Titanium Cages Versus Polyetheretherketone (PEEK) Cages. *Journal of Spinal Disorders & Techniques*. 2010;23(5):310-16.
- [6] Adalberto Luiz ROSA, Marcio Mateus BELOTI. Effect of cp Ti Surface Roughness on Human Bone Marrow Cell Attachment, Proliferation, and Differentiation. *Brazilian Dental Journal*. 2003;14(1):16-21.
- [7] S. Ramakrishna, J. Mayer, E. Wintermantel, Kam W. Leong. Biomedical applications of polymer-composite materials: a review. *Composites Science and Technology*. 2001;61(9):1189-224.
- [8] Ely L. Steinberg, Ehud Rath, Amir Shlaifer, Ofir Chechik, Eran Maman, Moshe Salai. Carbon fiber reinforced PEEK Optima-A composite material biomechanical properties and wear/debris characteristics of CF-PEEK composites for orthopedic trauma implants. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2013;17:221-8.
- [9] Byung Jo Victor Yoon MS, Fred Xavier MD, PhD, Brendon R, Walker BS, Samuel Grinberg BA, Frank P, Cammisa MD, Celeste Abjornson, PhD. Optimizing surface characteristics for cell adhesion and proliferation on titanium plasma spray coatings on polyetheretherketone. *The Spine Journal*. 2016;16:1238-43.
- [10] David R, Carlile David C, Leach D. Roy Moore, and Nabil Zahlan. Mechanical Properties of the Carbon Fiber/PEEK Composite APC-2/AS-4 for Structural Applications, *Advances in Thermoplastic Matrix Composite Materials*, ASTM STP 1044. G. M. Newaz, Ed. American Society for Testing and Materials. 1989:199-212.
- [11] Sajad Arabnejad R, Burnett Johnsto, Jenny Ann Pura, Baljinder Singh, Michael Tanzer, Damiano Pasini. High-strength porous biomaterials for bone replacement: A Strategy to assess the interplay between cell morphology, mechanical properties, bone ingrowth and manufacturing constraints. *Acta Biomaterialia*. 2016;30:345-56.
- [12] Jayanthi Parthasarathy, Binil Starly, Shivakumar Raman, Andy Christensen. Mechanical evaluation of porous titanium (Ti6Al4V) structures with electron beam melting (EBM). *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2010;3(3):249-59.
- [13] Amin Yavari S., Ahmadi SM, Wauthle R, Pouran B, Schrooten J, Weinans H, Zadpoor, AA. Relationship between unit cell type and porosity and the fatigue behavior of selective laser melted meta-biomaterials. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2015;43:91-100.
- [14] Donald T. Reilly, Albert H. Burstein. The elastic and ultimate properties of compact bone tissue, *Journal of Biomechanics*. 1975;8(6):393-6.
- [15] Dennis R, Carter PhD, Dan M, Spengler MD. Mechanical properties and composition of cortical bone. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 1978;135:195-217.
- [16] ASTM F136 Standard Specification for Wrought Titanium-6Aluminium-4Vanadium ELI(Extra Low Interstitial) Alloy for Surgical Implant Applications.
- [17] Han Paul, Jang YW, Yoo OS, Kim JS, Kim HS, Lim DH. Evaluation of Biomechanical Stability of Newly Developed Revision Total Knee Arthroplasty through Strain and Stress Distribution Analysis within the Tibia: Finite Element Analysis. *Journal of Biomedical Engineering Research*. 2013;34(1):14-23.
- [18] Ola LA, Harrysson, Omer Cansizoglu, Denis J, Marcellin-Little, Denis R, Cormier, Harvey A. West II. Direct metal fabrication of titanium implants with tailored materials and mechanical properties using electron beam melting technology. *Materials Science and Engineering C*. 2008;28:366-73.
- [19] ISO13314 Mechanical testing of metals-Ductility testing-Compression test for porous and cellular metals. 2011.
- [20] Rae PJ, Brown EN, Orlor, EB. The mechanical properties of poly(ether-ether-ketone) (PEEK) with emphasis on the large compressive strain response. *Polymer*. 2007;48(2):598-615.
- [21] Steven M. Kurtz, John N. Devine. PEEK biomaterials in trauma, orthopedic, and spinal implants. *Biomaterials*. 2007;28:4845-69.
- [22] ASTM F2077-11 Test Methods For Intervertebral Body Fusion Device.