J. Korean Soc. Precis. Eng., Vol. 39, No. 8, pp. 627-633

Check for updates

# 골용 스캐폴드의 다공성 구조에 따른 대퇴골두 삽입 주변부에서의 거동 변화 분석 연구

# Structural Behavior Analysis according to Porous Structures of the Bone Scaffold in the Femoral Head

최준원<sup>1</sup>, 김정진<sup>1,#</sup> Jun Won Choi<sup>1</sup> and Jung Jin Kim<sup>1,#</sup>

1 계명대학교 기계공학과 (Department of Mechanical Engineering, Keimyung University) # Corresponding Author / E-mail: kjj4537@gmail.com, TEL: +82-53-580-5290 ORCID: 0000-0001-6948-6027

KEYWORDS: Bone scaffold (골용 스캐폴드), Proximal femur (근위 대퇴골), Structural stiffness (구조적 강성), Strain energy (변형률 에너지)

The bone scaffold is artificial mechanical support, that is implanted on collapsed bone microstructure. The clinical field has become interested in that, because it is free of immunological rejection. However, few studies have analyzed quantitively the mechanical interaction with the surrounding bone tissue, when the bone scaffold is implanted. Thus, the purpose of this study was to analyze structural behavior variance, according to porous structures of the bone scaffold. This study set the proximal femoral head as the implantation skeletal system, and defined bone scaffolds (i.e. triangular, rectangle, circular, honeycomb) with four porous structures. Then, structural behavior variance was analyzed, caused by the implantation of bone scaffolds. As a result, it was quantitatively confirmed that a porous structure such as a normal bone that can transmit and support an external load is important.

Manuscript received: April 7, 2022 / Revised: May 25, 2022 / Accepted: May 30, 2022

# 1. 서론

인체의 골은 손상에 대한 자가 치유 및 회복 능력을 갖추고 있는 생체 경조직(Hard Tissue)이다. 하지만 외상이나 골 질환으 로 인해 골조직 손상이 심한 경우 자가 치유 능력만으로 완벽한 회복은 기대하기 어렵다. 이러한 경우 임상에서는 손상된 골조 직을 제거하고 생체 재료를 이식(Transplantation)하거나 인공 재료를 삽입(Implantation)하는 치료법을 사용하고 있다. 하지만 이식법은 골 채취 부위에 결손부를 남겨 통증 및 합병증을 유발 할 수 있으며, 면역 거부 반응을 일으킬 수 있다[1]. 이러한 위 험성으로 인해 최근 인공 재료의 삽입을 통한 치료법이 임상 분 야에서 많은 관심을 받고 있다[2].

인공 재료를 이용한 대표적 치료법은 골용 스캐폴드 삽입술 이다. 골용 스캐폴드는 손상된 골조직 부위에 삽입되어 외부로 부터의 하중을 지지하고, 주변 골세포들을 활성화하여 세포의 배양, 증식, 결합을 가능하게 하는 인공 구조물이다. 일반적으로 스캐폴드는 생체 적합성, 생분해성을 가진 재료로 제작되어 생 체 내에 흡수되어 합병증이나 면역 거부 반응 문제로부터 이점 을 가진다. 또한 스캐폴드의 다공성 구조는 혈관 형성을 촉진하 고 세포 이동을 증대시켜 골 형성을 증가시킨다[3].

골용 스캐폴드의 장점은 대퇴골두 관련 질환에 적극적으로 활용되고 있다. 대퇴골두는 골 질환이나 외상으로 인해 골 이식 술이나 임플란트 삽입술이 빈번히 발생하는 골조직 손상의 대 표적 환부이다[4]. 예를 들어 골다공증이나 무혈성 괴사 같은 질 환들은 미세 골조직을 붕괴시켜 구조적으로 취약하게 만든다. 이때 골용 스캐폴드는 손상 부위에 삽입되어 외부 하중을 지지 할 뿐만 아니라 골조직을 회복시키는 역할을 한다. 이러한 장점 으로 인해 대퇴골에서의 골용 스캐폴드 관련 연구들이 활발히

This is an Open-Access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution Non-Commercial License (http://creativecommons.org/licenses/ by-nc/3.0) which permits unrestricted non-commercial use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

Copyright © The Korean Society for Precision Engineering



Fig. 1 Bone scaffold specification according to four porous structures: (a) Circle, (b) Triangle, (c) Rectangle, and (d) Honeycomb

진행되고 있다[5].

골용 스캐폴드 관련 연구는 주로 재료, 제작 방법, 다공성 구 조의 형상에 중점을 두고 진행되고 있다. 금속, 세라믹, 천연 고 분자가 대표적 스캐폴드 재료이며, 최근 PLGA (Poly Lactic-co-Glycolic Acid), PLCL (Poly Lactide-co-caprolactone)과 같은 합 성 고분자도 활발히 연구되고 있다[6]. 골용 스캐폴드 제작 방법 은 크게 시험관에서 수행하는 체외(In Vitro)방법과 체내(In Vivo)방법으로 연구되고 있으며, 최근 3D 프린팅 기술의 발전 과 함께 제작 방법도 다각화되고 있다[3]. 구조의 경우 다공성을 가지는 원형[7,8], 삼각형[9], 사각형[10,11], 벌집형[12] 스캐폴 드가 대표적이며, 최근 연근 구조, 연꽃 종자 꼬투리와 유사한 구조들도 연구되고 있다[13,14]. 비록 이전 연구들을 통해 골용 스캐폴드의 발전이 비약적으로 이뤄졌지만 아직까지 골용 스캐 폴드가 삽입되었을 시 주변 골조직과의 역학적 상호작용에 대 한 정량적 분석 연구는 미비한 상황이다.

본 연구에서는 골용 스캐폴드의 다공성 구조에 따른 대퇴골 두 삽입 주변부에서의 거동 변화를 정량적으로 분석하고자 한 다. 이를 위해 다공성 구조의 대표 형상들을 선정하고, 600 µm 의 임상 해상도를 가지는 근위 대퇴골두에 삽입하였다. 이어서 3가지 일상 하중 조건 아래 스캐폴드 삽입 주변부의 거동을 계 산하여 정상골과 정량적으로 비교하였다. 그리고 구조별 겉보기 탄성계수와 거동 변화의 관계성을 분석하였다.

# 2. 본론

#### 2.1 골용 스캐폴드와 근위 대퇴골 모델

본 연구에서는 첫째, 다공성 구조의 형상을 임상에서 주로 사용되고 있는 원형, 삼각형, 사각형, 벌집형으로 선정하였다. Fig. 1은 위의 4가지 형상들로 구성된 골용 스캐폴드를 나타내며 모두 동일한 크기(길이: 10.2, 높이: 10.2 mm)를 가진다. 다만 혈 액 공급을 위한 기공의 최소 크기(0.5-1.0 mm)를 만족시키면서 동일한 면적에 많은 수를 구성하기 위해 구조별로 기공의 수를 달리하였다[15]. 원형과 사각형 구조의 골용 스캐폴드는 총 49 개(7 × 7)의 기공(지름 1.0 mm)으로 구성하였으며, 기공간 거리 는 1.45 mm이다. 여기서, 원형 스캐폴드의 기공도(Porosity)는 32%이며, 사각형 스캐폴드의 기공도는 47%이다. 삼각형 구조 의 스캐폴드는 80개(8 × 10)의 기공(지름 0.7 mm)으로 구성하였 으며, 기공간 거리는 0.95 mm이다. 또한 삼각형 스캐폴드의 기 공도는 44%이다. 벌집형 구조의 스캐폴드는(9 × 10)의 기공(지 름 0.7 mm)으로 구성하였다. 기공간 거리는 1.40 mm이며, 기공 도는 41%이다. 생성된 스캐폴드들은 단위 다공성 구조를 적층 하였기에 서로 다른 기공도를 가진다.

둘째, 임상 해상도(픽셀 해상도: 600 µm)를 가지는 인공 근위 대퇴골 2차원 영상(길이: 94.20, 높이: 104.40 mm) 이용하여 골 용 스캐폴드가 삽입될 대퇴골 모델을 생성하였다. Fig. 2는 본 연구에서 사용한 근위 대퇴골 영상이다. 해당 영상은 대퇴골의 Wolff's Law에 근거한 주요 골 구조(Principal and Secondary Compressive Groups, Principal and Secondary Tensile Groups) 들을 포함하며, 외부 하중에 대한 골의 구조적 거동을 잘 표현 하여 많은 연구들에서 사용되고 있다[16-18].

#### 2.2 스캐폴드 삽입에 따른 구조적 거동 변화 분석

본 단계에서는 유한요소해석을 통해 골용 스캐폴드가 삽입된 근위 대퇴골 모델의 구조적 거동을 계산하였다. 이를 위해 유한 요소 모델은 2,153,773개의 절점과 50 μm 크기의 2,149,488개 의 2차원 요소로 구성되었다. 각 요소의 밀도값(ρ<sub>i</sub>)은 영상의 픽셀값(*i.e.* 상대 골 밀도값)과 같게 부여하였다. 요소의 탄성계 수(*E<sub>i</sub>*)값은 요소의 밀도값을 기반으로 이전 연구에서 제안된 변 환식(1)을 사용하여 부여하였다[19]. 요소의 포아송비(Poisson's



Fig. 2 The site of the bone scaffold implantation in the synthetic proximal femur

Ratio)는 0.3으로 동일하게 부여하였다[20].

$$E_{i} = 0.6850 (2\rho_{i})^{1.49} \text{ if } \rho_{i} \leq 0.84$$

$$E_{i} = 0.4293 (2\rho_{i})^{2.39} \text{ if } \rho_{i} > 0.84$$
(1)

연구에서의 유한요소해석은 ANSYS의 Mechanical APDL 2022 R1과 개인용 데스크탑(CPU: i7-6,700 K, Ram: 64 GB, GPU: GeForce: GTX 970)을 이용하여 수행하였다. 그리고 2차 원 요소는 ANSYS의 Plane 42를 이용하여 구현하였다.

대퇴골두에서 골용 스캐폴드의 3가지 서로 다른 다공성 구조 에 따른 삽입 주변부의 거동 변화 분석은 총 3가지 일상 하중 조건(외발서기, 외전, 내전) 아래 분석되었다. 3가지 하중 조건 은 각각 2,317, 1,158, 1,548 N의 분포 하중으로 대퇴골두 부위 에 각각 부여되었고 703, 351, 468 N의 힘이 대퇴전자 부위에 각각 부여되었다[21,22]. 거동의 변화는 동일 하중 조건 내에서 정상 대퇴골과 스캐폴드가 삽입된 대퇴골의 변형률 에너지 차 이를 통해 계산하였다. 특히 삽입된 스캐폴드로부터 상하좌우 방향으로 1.8 mm 증가된 영역을 삽입 주변부(Implantation Periphery)로 정의하여 정량적으로 분석하였다. 변형률 에너지 차이의 평균값, 표준편차, 최댓값, 최솟값을 정량적 지표로 사 용하였다. 또한 다공성 구조의 강성과 거동 변화와의 관계성을 분석하기 위해 골용 스캐폴드의 겉보기 탄성계수를 계산하였 다. 겉보기 탄성계수는 Superior-Inferior 방향과 Medial-Lateral 방향으로 스캐폴드 크기의 1% 변위량 압축을 통해 얻어진 반력 으로 계산하였다. 해당 탄성계수는 복잡한 골 구조의 강성을 나 타내는 하나의 정량적 지표로서 최근 많은 연구에서 사용되고 있다.

#### 3. 결과 및 고찰

본 연구에서는 대퇴골두에 삽입된 골용 스캐폴드의 다공성 구조 형상에 따른 주변 골조직과의 거동 변화를 분석하였다. Fig. 3은 일상 하중 조건하에서 스캐폴드가 삽입된 근위 대퇴골 과 정상 대퇴골의 구조적 거동을 보여준다. 거시적인 관점에서 스캐폴드가 삽입된 근위 대퇴골의 거동은 정상골과 대비하여 큰 차이는 확인되지 않았다. 하지만 골용 스캐폴드 내부에서의 변형률 에너지 분포 균일성은 동일 위치에 해당하는 정상골의 분포와는 많은 차이가 발생하였다. 또한 다공성 구조별로도 상 이한 내부 변형률 에너지 분포를 보였다. 특히 외발서기 하중 조건과 내전 하중 조건에서 각각 가장 많은 변화와 가장 적은 변화를 확인하였다.

Table 1은 스캐폴드의 다공성 구조별 내부 변형률 에너지 분 포를 나타낸다. 모든 3가지 하중 조건에 대해 원형 다공성 구조 에서의 에너지 분포가 가장 균일하였으며, 벌집형 다공성 구조 와 삼각형 다공성 구조가 사각형 다공성 구조보다 균일한 에너 지 분포를 가졌다. 이는 사각형 다공성 구조 대비 나머지 다공 성 구조들의 정렬 방향이 대퇴골두의 Principal Compressive Group과 유사하여 고관절 하중(Hip Joint Load)의 전달에 유리 하기 때문에 발생한 결과로 발생한 결과로 예상할 수 있다.

반면 사각형 다공성 구조의 경우 격자 구조로 인해 사선 방 향으로 전달되는 고관절 하중에 불리하다. 따라서 모든 하중 조 건 아래 구조들이 직교하는 부분에서 나머지 다공성 구조들보 다 높은 최대 변형률 에너지와 최소 변형률 에너지가 확인되었 다. 특히, 외발서기 하중 조건에서 높은 최대 변형률 에너지 (2.85 μJ)와 최소 변형률 에너지(8.07 μJ)가 계산되었다. 이러한 결과들은 대퇴골두에 골용 스캐폴드 삽입 시 구조에 따라 골용 스캐폴드 내부(골수)와 외부(삽입 주변부)의 골조직 재생에 영 향을 미칠 수 있음을 의미한다.

Fig. 4와 Table 2는 정상골과 스캐폴드가 삽입된 삽입 주변부 에서의 변형률 에너지 차이를 나타낸다. 구조별로는 원형 다공 성 구조의 스캐폴드가 모든 하중 조건에서 정상골 대비 가장 적 은 거동의 변화를 보였다. 특히 근위 대퇴골의 구조적 거동을 가장 잘 표현하는 외발서기 하중 조건에서 나머지 구조들에 비 해 가장 적은 거동을 보였다(평균: 4.37, 표준편차: 6.57 μ). 반 면 사각형 다공성 구조의 스캐폴드는 모든 하중 조건에서 가장 많은 거동의 변화를 보였으며, 특히 외발서기 하중 조건에서 높 은 값이 계산되었다(평균: 1.14, 표준편차: 1.77 μ). 하중 조건별 로는 모든 구조에서 전체 대퇴골의 거동과 동일하게 외발서기 하중 조건에서 높은 변화와 내전에서 가장 낮은 변화를 보였다.



Fig. 3 Comparison of strain energy among the bone scaffold-implanted and normal proximal femurs under daily activities

TC 11 1	т. 1			1 1	. •	1			~ ~	
	Intornol	otroin	OBOROTI	dictribi	111010	htt 7	100100110	oteniotueo	$\Delta t$	conttold
Table 1	ппента	Suam	energy	(1151111)	1116311	111	1 1 1 1 1 1 1 1	SILICITIE	())	SCALIOICE
I GOIC I	monut	Suum	Union E ,	anourou	401011	υ,	porous	Sugare	· · ·	ocurrora
						~				

Load condition	One-legged stance			Abduction				Adduction				
Pore structure	Avg. [µJ]	Std. [µJ]	Max. [µJ]	Min. [µJ]	Avg. [µJ]	Std. [µJ]	Max. [µJ]	Min. [µJ]	Avg. [µJ]	Std. [µJ]	Max. [µJ]	Min. [µJ]
Circle	2.62E+00	3.72E+00	5.63E+01	2.04E-03	1.07E+00	1.26E+00	1.95E+01	6.56E-04	4.43E-01	6.56E-01	8.63E+00	6.87E-04
Rectangle	3.70E+00	7.60E+00	2.85E+02	8.07E-03	1.33E+00	2.21E+00	5.99E+01	3.44E-04	6.29E-01	1.33E+00	4.87E+01	1.08E-03
Triangle	3.20E+00	5.80E+00	9.84E+01	2.18E-03	1.33E+00	1.82E+00	2.92E+01	5.19E-04	5.49E-01	1.15E+00	2.75E+01	2.92E-04
Honeycomb	2.76E+00	5.10E+00	9.84E+01	2.17E-04	1.34E+00	2.19E+00	3.59E+01	4.06E-04	4.86E-01	7.25E-01	2.21E+01	5.80E-04
Bone structure	2.82E+00	2.18E+00	8.60E+01	3.30E-02	1.27E+00	7.07E-01	2.35E+01	2.65E-02	4.83E-01	4.07E-01	2.09E+01	1.77E-03

이러한 결과는 원형 다공성 구조의 스캐폴드가 대퇴골두 중앙 부에서 정상골과 가장 비슷한 거동을 가짐을 의미하며, 사각형 스캐폴드가 가장 상이한 거동을 가짐을 의미한다.

본 연구에서는 다공성 구조의 강성과 거동 변화와의 관계성 을 분석하기 위해 다공성 구조별 골용 스캐폴드의 겉보기 탄성 계수를 계산하였다. Table 3에서 확인할 수 있듯 원형 구조와 사각형 구조의 골용 스캐폴드는 압축 방향에 대해 동일한 구조 로 동일한 겉보기 탄성계수가 확인되었다. 벌집형 구조의 스캐 폴드 경우 Superior-Inferior 방향에 대해 겉보기 탄성계수(5.51 GPa)는 높게 계산되었지만, Medial-Lateral 방향에 대한 겉보기 탄성계수(2.96 GPa)는 상대적으로 작게 계산되었다. 삼각형 구 조의 스캐폴드의 경우 상대적으로 다공성이 높아 겉보기 탄성

Load condition	One-legged stance					Abdı	uction		Adduction			
Pore structure	Avg. [µJ]	Std. [µJ]	Max. [µJ]	Min. [µJ]	Avg. [µJ]	Std. [µJ]	Max. [µJ]	Min. [µJ]	Avg. [µJ]	Std. [µJ]	Max. [µJ]	Min. [µJ]
Circle	4.37E-01	6.57E-01	2.38E+01	1.19E-05	2.14E-01	2.60E-01	7.01E+00	1.01E-05	8.57E-02	1.33E-01	5.55E+00	3.76E-06
Rectangle	1.14E+00	1.76E+00	5.94E+01	7.42E-05	3.64E-01	4.90E-01	1.23E+01	5.52E-07	2.02E-01	3.27E-01	1.28E+01	5.23E-07
Triangle	5.90E-01	9.59E-01	3.84E+01	1.53E-05	2.42E-01	3.68E-01	7.04E+00	1.39E-06	1.08E-01	2.04E-01	9.46E+00	3.19E-06
Honeycomb	5.15E-01	9.92E-01	3.80E+01	9.08E-06	3.04E-01	5.00E-01	1.39E+01	2.81E-06	1.24E-01	2.58E-01	1.38E+01	3.32E-06

Table 2 The difference in strain energy between the implanted periphery of the scaffold and the normal bone



Fig. 4 Strain energy difference in bone scaffold periphery compared to normal bone (Grey color refers to the bone scaffolds implantation site and is excluded in the difference analysis)

Table 3 Apparent elastic modulus of bone scaffolds according to the porous structures

Axial direction	$E_{ML}$ [GPa]	$E_{SI}$ [GPa]				
Circle	6.535E+0	6.535E+0				
Rectangle	5.166E+0	5.166E+0				
Triangle	4.088E+0	4.726E+0				
Honeycomb	2.965E+0	5.551E+0				
Normal bone	3.835E+0	4.443E+0				

계수가 정상골의 겉보기 탄성계수에 가장 유사하게 계산되었다. 정상골의 경우 Morgan, et al. [23] 연구에서 계산된 대퇴골의 해면골 탄성계수의 범위(0.1-4.5 GPa)안에 존재하므로 본 연구 의 정상골이 실제 골 구조와 유사성을 가진다고 말할 수 있다. 다만 정상골 대비하여 원형 구조의 스캐폴드가 가장 큰 강성 차이를 보인 반면, 삼각형 구조의 스캐폴드가 가장 작은 차이를 보였다. 또한 정상골 대비 사각형 구조와 벌집형 구조의 스캐폴 드 강성은 삼각형 스캐폴드보다 큰 차이를 보였다. 그러나 앞서 언급하였듯이 원형 구조의 스캐폴드가 가장 균일한 변형률 에 너지 분포와 삽입 주변부에서 정상골 대비 가장 적은 변화를 보 였다. 반면, 사각형 구조의 스캐폴드는 가장 불균일한 변형률 에 너지 분포와 삽입 주변부에서 정상골 대비 가장 큰 변화를 보였 다. 이러한 사실은 스캐폴드의 구조가 매우 중요한 골용 스캐폴 드의 설계 요소임을 입증한다. 특히 스캐폴드의 구조가 삽입부 의 실제 정상골과 흡사할수록 외부 하중을 잘 지지하고 전달하 여 삽입 후 주변부와의 구조적 거동 변화도 적게 발생시킬 수 있음을 말한다.

본 연구는 다음과 같은 한계점이 존재한다. 첫째, 본 연구에 서는 3가지 일상 하중 조건 하에서 거동을 분석하였다. 일반적 으로 골격계의 구조적 거동은 다양한 하중 패턴에 의존할 수 있 으므로 추후 복합 하중에 대한 분석이 필요하다. 둘째, 본 연구 에서 600 µm의 임상 해상도를 갖는 근위 대퇴골 사용하여 구조 적 거동을 분석하였다. 해당 모델은 골 미세구조를 표현하지 못 해 구조적 거동을 자세하게 표현하는데 한계가 있다. 따라서 정 확한 구조적 거동을 분석하기 위해서는 2차원 고해상도(해상도: 50 µm) 모델뿐만 아니라 3차원 모델을 활용한 연구가 필수적이 다. 그럼에도 본 연구에서는 스캐폴드의 다공성 구조별로 거동 의 차이가 발생할 수 있음을 정량적으로 입증하였다. 본 연구의 결과들을 바탕으로 위 한계점을 극복할 수 있는 추후 연구가 진 행되기를 기대한다.

### 4. 결론

본 연구에서는 골용 스캐폴드의 다공성 구조에 따른 대퇴골 두 삽입 주변부에서의 거동 변화를 정량적으로 분석하였다. 이를 위해 임상에서 주로 사용되는 원형, 삼각형, 사각형, 벌 집형 다공성 구조를 갖는 스캐폴드를 선정하였으며, 600 µm 의 임상 해상도를 가지는 근위 대퇴골두 중앙부에 삽입하였다. 이어서 3가지 일상 하중 조건 아래 스캐폴드 삽입 주변부의 거동을 계산하여 정상골과 정량적으로 비교 분석하였다. 그리고 구조별 겉보기 탄성계수와 거동 변화의 관계성을 분석하였다.

거시적 관점에서 스캐폴드가 삽입된 근위 대퇴골과 정상 근 위 대퇴골과의 구조적 거동은 3가지 일상 하중 조건에서 모두 큰 차이는 없었다. 하지만, 스캐폴드 삽입부의 구조적 거동은 정 상골과 상이하였다. 또한, 스캐폴드의 다공성 구조별로도 상이 한 정도가 달랐다. 구체적으로 모든 하중 조건에서 원형 스캐폴 드와 사각형 스캐폴드가 가장 균일하고 불균일한 내부 변형률 에너지 분포를 각각 보였다. 이러한 사실은 스캐폴드 삽입 주변 부에도 영향을 미쳐 정상골 대비 구조적 거동의 차이를 발생시 켰다. 마지막으로 정상골과 대비하여 다공성 구조별 스캐폴드의 겉보기 탄성계수의 차이는 원형이 가장 컸으며 삼각형이 가장 낮았다. 이러한 결과는 외부 하중을 전달하고 지탱할 수 있는 정상골과 유사한 구조가 중요함을 의미한다.

#### ACKNOWLEDGEMENT

본 논문은 2021년도 정부(교육부)의 재원으로 한국연구재단 의 지원을 받아 수행된 기초연구사업임(No. 2021R111A3043967).

#### REFERENCES

- Zhao, W., Huang, Z., Liu, L., Wang, W., Leng, J., Liu, Y., (2021), Porous bone tissue scaffold concept based on shape memory PLA/Fe<sub>3</sub>O<sub>4</sub>, Composites Science and Technology, 203, 108563.
- Shuai, C., Zeng, Z., Yang, Y., Qi, F., Peng, S., Yang, W., He, C., Wang, G., Qian, G., (2020), Graphene oxide assists polyvinylidene fluoride scaffold to reconstruct electrical microenvironment of bone tissue, Materials & Design, 190, 108564.
- Murab, S., Hawk, T., Snyder, A., Herold, S., Totapally, M., Whitlock, P. W., (2021), Tissue engineering strategies for treating avascular necrosis of the femoral head, Bioengineering, 8(12), 200.
- Petek, D., Hannouche, D., Suva, D., (2019), Osteonecrosis of the femoral head: Pathophysiology and current concepts of treatment, EFORT Open Reviews, 4(3), 85-97.
- Wang, Y., Ma, X., Chai, W., Tian, J., (2019), Multiscale stem cell technologies for osteonecrosis of the femoral head, Stem Cells International, 2019, 8914567.
- Qin, L., Yao, D., Zheng, L., Liu, W.-C., Liu, Z., Lei, M., Huang, L., Xie, X., Wang, X., Chen, Y., (2015), Phytomolecule icaritin incorporated PLGA/TCP scaffold for steroid-associated osteonecrosis: Proof-of-concept for prevention of hip joint collapse in bipedal emus and mechanistic study in quadrupedal rabbits, Biomaterials, 59, 125-143.
- 7. Dias, M. R., Guedes, J. M., Flanagan, C. L., Hollister, S. J.,

Fernandes, P. R., (2014), Optimization of scaffold design for bone tissue engineering: A computational and experimental study, Medical Engineering & Physics, 36(4), 448-457.

- Yoo, D., (2013), New paradigms in hierarchical porous scaffold design for tissue engineering, Materials Science and Engineering: C, 33(3), 1759-1772.
- Liebschner, M., Wettergreen, M., (2003), Optimization of bone scaffold engineering for load bearing applications, Topics in Tissue Engineering, 1-39.
- Wang, Z., Wang, C., Li, C., Qin, Y., Zhong, L., Chen, B., Li, Z., Liu, H., Chang, F., Wang, J., (2017), Analysis of factors influencing bone ingrowth into three-dimensional printed porous metal scaffolds: A review, Journal of Alloys and Compounds, 717, 271-285.
- Wieding, J., Wolf, A., Bader, R., (2014), Numerical optimization of open-porous bone scaffold structures to match the elastic properties of human cortical bone, Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials, 37, 56-68.
- Wang, S., Liu, L., Huang, Z., Li, Z., Liu, J., Hao, Y., (2021), Honeycomb structure is promising for the repair of human bone defects, Materials & Design, 207, 109832.
- 13. Xiao, X., Wang, W., Liu, D., Zhang, H., Gao, P., Geng, L., Yuan, Y., Lu, J., Wang, Z., (2015), The promotion of angiogenesis induced by three-dimensional porous beta-tricalcium phosphate scaffold with different interconnection sizes via activation of PI3K/Akt pathways, Scientific Reports, 5, 9409.
- Han, X., Sun, M., Chen, B., Saiding, Q., Zhang, J., Song, H., Deng, L., Wang, P., Gong, W., Cui, W., (2021), Lotus seedpodinspired internal vascularized 3D printed scaffold for bone tissue repair, Bioactive Materials, 6(6), 1639-1652.
- Velioglu, Z. B., Pulat, D., Demirbakan, B., Ozcan, B., Bayrak, E., Erisken, C., (2019), 3D-Printed poly (lactic acid) scaffolds for trabecular bone repair and regeneration: Scaffold and native bone characterization, Connective Tissue Research, 60(3), 274-282.
- Kim, J. J., Jang, I. G., (2016), Image resolution enhancement for healthy weight-bearing bones based on topology optimization, Journal of Biomechanics, 49(13), 3035-3040.
- Lee, Y. H., Kim, Y., Kim, J. J., Jang, I. G., (2015), Homeostasisbased aging model for trabecular changes and its correlation with age-matched bone mineral densities and radiographs, European Journal of Radiology, 84(11), 2261-2268.
- Yoon, S., Schiffer, A., Kim, J. J., Jang, I. G., Lee, S., Kim, T.-Y., (2020), Numerical predictions of the interaction between highly nonlinear solitary waves and the microstructure of trabecular bone in the femoral head, Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials, 109, 103805.
- Kim, J. J., Nam, J., Jang, I. G., (2018), Computational study of estimating 3D trabecular bone microstructure for the volume of interest from CT scan data, International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering, 34(4), e2950.

- Wirtz, D. C., Schiffers, N., Pandorf, T., Radermacher, K., Weichert, D., Forst, R., (2000), Critical evaluation of known bone material properties to realize anisotropic FE-Simulation of the proximal femur, Journal of Biomechanics, 33(10), 1325-1330.
- Beaupré, G, Orr, T., Carter, D., (1990), An approach for timedependent bone modeling and remodeling-application: A preliminary remodeling simulation, Journal of Orthopaedic Research, 8(5), 662-670.
- 22. Tsubota, K., Adachi, T., Tomita, Y., (2002), Functional adaptation of cancellous bone in human proximal femur predicted by trabecular surface remodeling simulation toward uniform stress state, Journal of Biomechanics, 35(12), 1541-1551.
- 23. Morgan, E. F., Bayraktar, H. H., Keaveny, T. M., (2003), Trabecular bone modulus-density relationships depend on anatomic site, Journal of Biomechanics, 36(7), 897-904.



#### Jun Won Choi

MS. Candidate in the Department of Mechanical Engineering, Keimyung University. His research interest is patient-specific bone scaffold design. E-mail: tlrp3448@gmail.com



#### Jung Jin Kim

Assistant Professor in the Department of Mechanical Engineering, Keimyung University. His research interest is biomechanical engineering based on optimization and artificial neural network.

E-mail: kjj4537@gmail.com