

인체 요추해면골의 배류계수, 겉보기밀도, 공극비 사이의 상관관계에 관한 연구

홍정화*·강신일**

= Abstract =

Correlation Among Permeability, Apparent Density, And Porosity of Human Lumbar Vertebral Trabecular Bone

Jung Hwa Hong*, Shinil Kang**

Abnormal intraosseous flow and pressure in trabecular bone could cause various pathological conditions such as osteonecrosis and osteoarthritis. Characteristics of intraosseous fluid flow and pressure generation in porous trabecular bone can be significantly affected by the permeability. Factors which determine the permeability could be the porosity and apparent density of trabecular bone. However, there is little data on the permeability and the relationship among the permeability, porosity, and apparent density of trabecular bone.

In this study, the permeability, porosity, and apparent density of human lumbar vertebral trabecular bone were experimentally measured. Also, a power relationship among the permeability, porosity, and apparent density was investigated to understand effects of the porosity and apparent density variations on the permeability of trabecular bone based on Kozeny-Carman equation.

A near linear relationship between intraosseous fluid flow and time indicated that the fluid phase flowed through the pores in trabecular bone is governed by the permeability. The permeability of trabecular bone was found to have a significant power relationship with the porosity and apparent density ($r=0.84$ and $p<0.0005$). The power relationship could be useful to determine the permeability of trabecular bone after measuring the apparent density and porosity.

Key words : Permeability, Porosity, Apparent density, Human lumbar vertebral trabecular bone, Power relationship

서 론

인체 해면골(Trabecular Bone)은 공극(Porous Cavity)을 갖는 고체상(Solid Phase)과 공극을 채우는 유체상(Fluid Phase)으로 구성된 재료이다. 해면골내부의 공극유체는 골수(Bone Marrow), 여러 종류의 골세포(Bone Cell), 혈액(Blood) 등으로 구성되어있다. 해면골의 공극고체상은 연속적인 공극공간(Pore Space)을 형성한다[1]. 공극유체상은 연속적이며 해면골내부에서 발생

하는 골재형성(Bone Remodeling) 및 대사과정(Metabolic Process)을 위한 매개체 역할을 한다고 알려져있다[2].

해면골내부에서의 유체유동현상은 잘 알려져 있지 않으나, 생리적 해면골은 골유압(Intraosseous Fluid Pressure)이 존재하며 [3,4,5]. 골유압은 해면골내부에 유체유동을 발생시킨다[6]. 해면골내부를 흐르는 공극유체의 유동량은 해면골내부에서 형성되는 골유압의 공간적 차이와 공극고체상의 배류계수(Permeability)에 선형적으로 비례한다[7,8]. 해면골내부의 공극유체의 유동은 Darcy의 법

* 삼성자동차 기술연구소

* Technology Center, Samsung Motors Inc.

** 연세대학교 공과대학교 기계설계학과

** Department of Mechanical Design and Production Engineering, Yonsei University

통신저자 : 홍정화, (449-900) 삼성자동차 기술연구소 시험개발팀, 경기도 용인시 기흥읍 공세리 산 50번지,

Tel. (0331)289-8112, Fax. (0343)87-9075, e-mail : jhhong32@samsung.co.kr

칙에 의하여 지배된다. 따라서 골유체유동은 해면골의 공극유체상에 관련된 유동성을 나타내는 해면골 공극고체상의 고유인자인 배류계수에 의해 지배된다.

골구조내부의 공극유체유동량 변화는 해면골에 병리적인 현상을 발생시키는 것으로 이해되고 있다[9]. 예를 들어, 해면골의 유동성 저하는 골구조내부에 비정상적인 높은 골유압을 발생시켜 동맥과 정맥혈류 특성 및 골대사과정에 영향을 미쳐 check(Osteonecrosis)과 같은 질병을 일으킬 수 있다[10,11]. 또한, 골구조내부의 비정상적인 골유압 발생에 의한 해면골의 유동성 변화는 연골하부에 대한 구조적 강성변화를 초래할 수 있다. 이와 함께 연골하부에 가해지는 외부충격에 대한 에너지 감쇠능력의 변화는 골관절염(Osteoarthritis)을 유발시킬 수 있다[9]. 인체해면골의 배류계수를 측정하여 골유압 형성 및 골유체유동성을 판단할 수 있다면, 해면골에 관한 병리적 이상 유무를 진단을 하는데 이용될 수 있을 것이다. 그러나 해면골에 대한 배류계수 측정에는 생체 내에서의(*in vivo*) 골유체 압력구배, 시간에 따른 골유체 유동량등이 측정이 되어야 하나 현재 개발된 방법이 없으므로 생체 밖에서만(*in vitro*) 수행될 수 있다. 그러므로 생체 내에서의(*in vivo*) 해면골의 배류계수를 생체 밖에서 구해진 결과를 이용해 간접적으로 추정할 수 있는 방법이 요구된다.

해면골 겉보기밀도(Apparent Density)는 CT(Computerized Tomography)로부터 얻어지는 CT 밀도(Hounsfield)와 현저한 상관관계가 있으며[12,13], 해면골의 공극비는 해면골의 겉보기밀도와 상관관계를 갖는다[14]. 본 연구는 이상적인 공극재료에 관하여 Kozeny-Carman에 의해 유도된 배류계수, 공극비 및 겉보기 밀도 사이의 이론적 관계가 있음을 적용하여 해면골의 배류계수는 해면골의 공극비 및 겉보기 밀도와 상관관계가 존재함을 가정하고 수행되었다. 이를 위해 인체요추로부터 얻어진 해면골이 사용되어 배류계수, 겉보기밀도, 공극비가 실험적으로 측정되었다. 또한, 해면골 배류계수와 겉보기밀도 및 공극비간의 상관관계가 통계적으로 조사되었다.

실험방법

1. 시험편 제작

총 8구의 신선사체(65세 이상) 척추로부터 얻어진 40개의 인체요추가 실험에 사용되었다. 실험전 요추는 생리적 식염수로 적신 의료용거즈와 비닐백에 넣어져 냉동고에서 영하 20도로 보관되었다. 시험편은 요추가 동결된 상태에서 제작되었다. 원통형태의 가공을 위해 다이아몬드 코어링 드릴(Starlite, Rosemond, PA, USA)이 사용되었고, 원통양단의 평면가공을 위해 저속 원형 다이아몬드

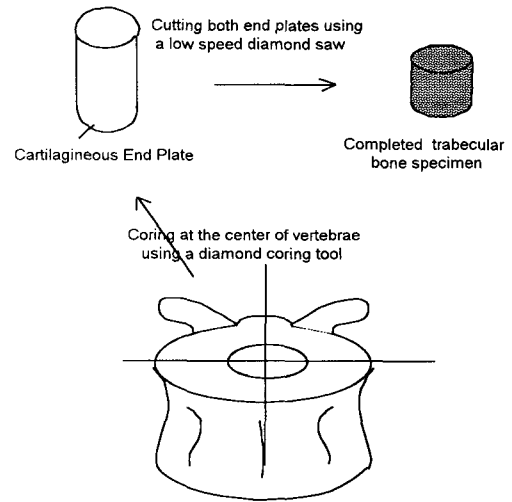


그림 1. 실린더형 해면골 시험편의 가공과정
Fig. 1. Process to obtain cylindrical trabecular bone specimen

드릴(Buhler Corp., Lake Bluff, IL, USA)이 사용되었다. 한 개의 원통형 시험편이 각 요추의 중앙에서 위-아래 방향(Cephalad-Caudal Direction)으로 얻어졌으며, 총 40개의 인체요추해면골 시험편이 가공되었다. 시험편은 원통형으로 10 mm의 지름과 15 mm의 길이로 가공되었다(Fig. 1). 구조적 결함이 있는 시험편을 제외하기 위하여 X선 촬영이 수행되었으나, 결함이 있는 시험편은 없었다. 실험전 시험편내부의 골수는 압축공기와 물로 제거되었다.

2. 배류계수의 측정

인체요추해면골의 배류계수를 측정하기 위하여 Fig. 2와 같은 실험장비가 제작되어 사용되었으며, 균일한 실험을 위하여 실험전 해면골시험편내부의 골수를 제거하고 유동재로서 생리적 식염수를 사용하였다. 시험편에 균일한 압력차이를 작용시키기 위하여 일정하중이 하중제어 방식으로 MTS 809 시험기를 사용해 준정적으로 피스톤에 적용되었으며, 피스톤의 변위를 총 행정 10 mm이고 비선형도가 0.1%인 LVDT(PLVX-2500, Sensotec, Columbus, OH, USA)를 사용 측정하고 피스톤의 면적에 측정된 변위를 곱하여 시험편을 통하여 유동된 유량을 구하였다.

해면골내에서 공극유체의 유동은 Darcy의 법칙을 만족시키므로, 배류계수 κ 는 다음 식에 의해 구할 수 있다 [15].

$$\kappa = \frac{LQ}{tA_s \Delta p} \quad (1)$$

여기서 κ 는 배류계수($m^2/Pa/sec$), L 은 시험편의 길이

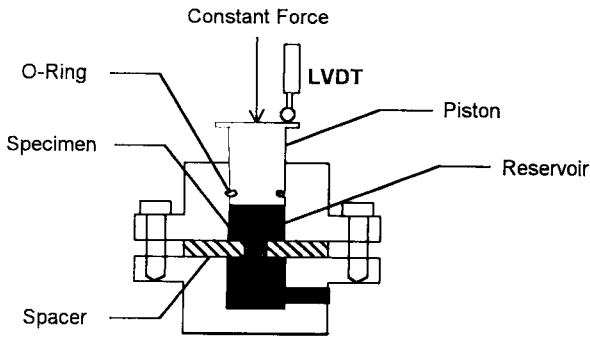


그림 2. 해면골의 배류계수 측정을 위한 실험장치
Fig. 2. Experimental setup to measure the permeability of trabecular bone

(m), Q 는 시험편을 통하여 유동된 유체의 체적(m^3), A_p 는 시험편의 단면적(m^2), t 는 유체유동시간, Δp 는 압력차(Pa)이다. Q/t 를 구하기 위하여 유동된 유체체적과 시간에 대한 선형회귀분석을 수행하였다.

3. 겉보기밀도와 공극비의 측정

해면골의 겉보기밀도를 측정하기 위하여, 배류계수의 측정이 끝난 후 해면골시험편의 지방은 에탄올과 아세톤을 50 대 50으로 혼합한 용액이 채워진 용기에 넣어진 후 초음파기구(Bransonic, Shelton, CN, USA)를 1시간 동안 사용하여 제거되었다. 이는 지방이 해면골의 공극을 점유하여 측정값에 영향을 주는 것을 극소화시키기 위한 목적으로 수행되었다. 그리고 해면골의 조직(Tissue)을 증류수로 충만시키기 위해 지방이 제거된 해면골시험편은 진공펌프를 사용하여 진공상태에서 증류수로 포화되었다. 해면골시험편 내부의 조직을 제외한 공극으로부터 증류수를 제거하기 위하여 중력가속도의 3000배인 원심분리기를 20분동안 사용한 후, 디지털저울을 사용하여 해면골시험편의 중량(Wet Tissue Weight)을 측정하였다. 해면골의 겉보기밀도가 측정된 해면골시험편의 중량을 해면골시험편의 부피로 나누어 구하여졌다.

해면골의 공극비를 측정하기 위하여 아르키메데스의 원리가 적용되었다. 약 23.5 ml의 증류수를 채운 매스실린더(Pyrex 25 ml)를 진공용기에 위치시킨 후 진공펌프를 작동시켜 매스실린더의 기포를 제거하였다. CPC-Iris/GE 카메라로 구성된 영상처리장치(Image Processing System)을 사용하여 매스실린더의 최초 증류수 높이를 측정한 후, 해면골시험편을 매스실린더에 넣고 진공펌프를 사용하여 해면골시험편을 증류수로 포화시켰다. 이때의 증류수 높이를 전에 기술한 동일한 방법으로 측정한 후, 매스실린더의 증류수 높이의 변화를 이용하여 해면골시험편의 공극을 제외한 고체상만의 부피를 구하였다. 해면골시험편의 공극의 총부피는 시험편의 부피로부터 공극을 제외

한 고체상만의 부피를 빼서 구하여졌다. 결과적으로 공극비가 해면골의 공극의 총부피를 해면골시험편의 총부피로 나누어 얻어졌다.

본 측정에서 사용된 공극비 측정장치의 정확도가 정밀하게 제작된 한변의 길이가 $4.82 \text{ mm} (\pm 0.002 \text{ mm})$ 정육면체(해면골시험편이 0.93의 공극비를 갖을 때의 공극을 제외한 고체상의 부피)를 이용해 검증되었다. 공극비 측정장치의 정확도는 해면골시험편의 공극비가 0.93일 때 4.5% 미만의 오차가 존재하였다.

4. 배류계수, 겉보기밀도, 공극비 사이의 상관관계

Kozeny-Carman은 이상적인 공극재료에 대하여 공극비의 함수인 다음과 같은 배류계수방정식을 소개하였다 [15,16].

$$\kappa = C \frac{\phi^n}{(1-\phi)^m} \quad (2)$$

여기서 κ 는 배류계수이며, ϕ 는 공극비, 그리고 C 는 공극의 형상에 관련된 계수이다. 이상적인 공극재료의 경우, 계수 n 은 3 그리고 m 은 2로 알려져있다. 실제의 경우에 대해서는 계수 n 과 m 은 각 공극재료에 대한 실험적 연구로 판정된다[16].

해면골의 겉보기밀도(ρ)는 해면골의 체적비 Volume Fraction ($1-\phi$)의 함수이다[14]. 따라서 식 (2)는 다음의 식으로 표현될 수 있다.

$$\kappa = C \frac{\phi^n}{\rho^m} \quad (3)$$

본 연구에서는 멱함수관계(Power Relationship)인 식 (3)을 사용하여 배류계수, 겉보기밀도, 공극비 사이의 상관관계를 조사하였다.

결 과

1. 배류계수

본 연구에서 인체요추해면골의 배류계수가 측정되었다. Fig. 3는 해면골시험편을 통해 유동된 유체의 부피와 시간과의 관계를 나타낸다. 이 관계는 모든 시험에 대하여 선형적이었다($r^2 \geq 0.99$). 따라서 인체 요추해면골 내부에서의 유체유동은 Darcy의 법칙을 만족하며 배류계수의 크기는 내부유체 유동정도를 판단 할 수 있는 인자이다.

측정된 인체요추해면골의 배류계수는 27.7×10^{-8} 에서 $69.6 \times 10^{-8} \text{ m}^2/\text{Pa}\cdot\text{sec}$ 까지 변화하였으며, 평균값(\pm 표준편차)은 $52.2 (\pm 10.8) \times 10^{-8} \text{ m}^2/\text{Pa}\cdot\text{sec}$ 였다($n=40$). 인체요추골에 대한 각각의 평균값(\pm 표준편차)은 $L1 = 61.3 (\pm 10.4) \times 10^{-8}$ ($n=8$), $L2 = 53.6 (\pm 7.3) \times 10^{-8}$ ($n=$

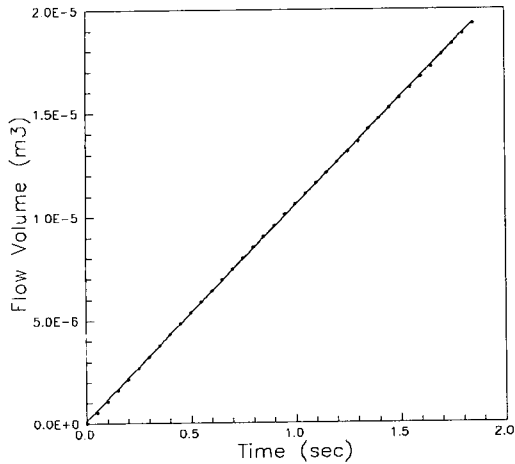


그림 3. 해면골 시험편을 통해 유동한 유체체적과 시간과의 관계
Fig. 3. Relationship between the volume of flow through the trabecular bone specimen and flow time

8), $L3=50.4(\pm 6.3)\times 10^{-8}(n=8)$, $L4=38.6(\pm 10.7)\times 10^{-8}(n=8)$, $L5=45.7(\pm 8.3)\times 10^{-8}(n=8)$ ($m^2/Pa\cdot sec$)였다. ANOVA를 사용하여 요추골(L1, L2, L3, L4, L5)간의 배류계수차이를 조사한 결과, 현저한 배류계수의 차이는 L1과 L4사이에서만 발견되었다($p<0.05$).

Arnoldi[17]는 인체 요추에 골관절염이 존재하는 경우 골압력은 생리적인 경우에 비해 현저히 높았으며, 비정상적인 골압력의 상승을 요통의 한 원인으로 보고하였다. 또한 Esses[18]는 요추의 골압력을 인위적으로 상승시킴으로서 척추고정용 기구를 삽입시킨 환자에게 급작스런 요통이 발생하는 것으로 보고하였다. 이러한 연구결과는 요추 해면골내부의 배류계수변화와 관련이 있을 것으로 생각된다. 요추에 골관절염이 있는 경우 요추 해면골의 퇴화는 배류계수를 감소시켜 병리적인 골압력 상승이 존재 했음이 예상된다. 또한 척추고정용 기구가 요추해면골에 위치한 경우도 해면골 내부의 정상적인 유체유동을 방해하여 걸보기 배류계수가 감소함으로서 비정상적인 골압력을 발생시켰을 것으로 예상된다. 또한 이러한 골압력은 외부에서 골구조에 가해지는 힘의 크기 및 속도, 해면골의 외부에 있는 골유체 경계에 의해 영향을 받는다[19]. 그러므로 얇은 치밀골이 해면골의 경계를 이루고있고 가해지는 힘과 우력의 크기가 큰 인체의 요추의 경우 병리적인 요인에 의해 배류계수가 변화한 경우 골압력의 비정상적인 변화가 현저하리라 예상된다.

2. 걸보기밀도 및 공극비

측정된 인체 요추해면골의 걸보기밀도는 0.110에서 0.318 g/cm^3 까지 변화하였으며, 평균값(\pm 표준편차)은 0.20(± 0.06) g/cm^3 였다($n=40$). 또한, 공극비는 0.691에

서 0.959까지 변화하였으며, 평균값(\pm 표준편차)은 0.87(± 0.06) g/cm^3 였다($n=40$). 또한 ANOVA를 사용하여 요추골(L1, L2, L3, L4, L5)간의 걸보기밀도 및 공극비 차이를 조사한 결과, 통계적으로 차이는 발견되지 않았다. 본 연구의 결과는 Galante 등[20]에 의해 인체 요추 해면골에 대하여 측정된 걸보기밀도와 공극비의 값과 근사하였다.

인체요추해면골의 걸보기밀도와 공극비는 선형관계를 나타내었다. Fig. 4는 인체요추해면골의 걸보기밀도와 공극비 사이의 선형회귀식을 나타낸다. 본 연구에서 구해진 선형회귀식은 다음과 같다.

$$\rho = 0.77 - 0.65\phi \quad (r = 0.70; p < 0.0005) \quad (4)$$

여기서 ρ 의 단위는 g/cm^3 이다.

3. 역함수관계

본 연구에서 측정된 인체요추해면골 배류계수는 걸보기 밀도 및 공극비와 현저한 역함수관계를 갖는 것으로 판명되었다. 판명된 회귀식은 아래와 같다.

$$\kappa = 40.1 \times 10^{-8} \frac{\phi^{1.92}}{\rho^{0.176}} \quad (r=0.84; p<0.0005) \quad (5)$$

여기서 κ 의 단위는 $m^2/Pa\cdot sec$ 이며, ρ 의 단위는 g/cm^3 이다. Fig. 5는 배류계수, 걸보기밀도, 공극비 사이의 역함수관계를 도식화 한 것이다.

본 연구에서 구해진 회귀식은 CT를 이용하여 생체 내에서의(*in vivo*) 인체 요추해면골의 배류계수를 추정하는 목적으로 사용될 수 있다. CT를 인체 해면골에 적용하였을 때 획득되는 CT 밀도(Hounsfield)는 걸보기밀도와 통계적으로 현저한 선형관계가 존재한다[12,13]. CT 밀도와 걸보기밀도 사이의 관계 및 식 (4)를 이용하여 걸보기 밀도 및 공극비를 추정한 후, 식(3)을 이용하면 생체내에서의 배류계수는 얻어질수 있다. CT로부터 골구조의 해면골 내부 배류계수의 국부적인 변화도 얻어 질 수 있다.

병리적 골압력 형성은 배류계수의 국부적인 값, 해면골 골수의 점도, 해면골의 유체유동 경계조건 및 골구조의 형상, 해면골에 가해지는 외력의 크기 및 하중속도등을 고려하여 해석될 수 있을 것이다. 이러한 모든 인자를 고려하여 골구조 내부에서의 골압력 형성을 예측하는데 사용될 수 있는 이론으로서 공극탄성론(Poroelasticity)이 제시될 수 있다[16].

공극탄성론은 골구조 내부의 유동현상 및 골압력 형성 현상을 이해하기 위해 적용이 되었다[21,22]. 예를들면 인체 요추골과 추간판 사이의 유동을 이해하기 공극탄성론이 적용되었으나[23], 해면골의 배류계수등은 측정이 되지 않은 가정된 값을 사용하였다. 골구조 내부에서 발

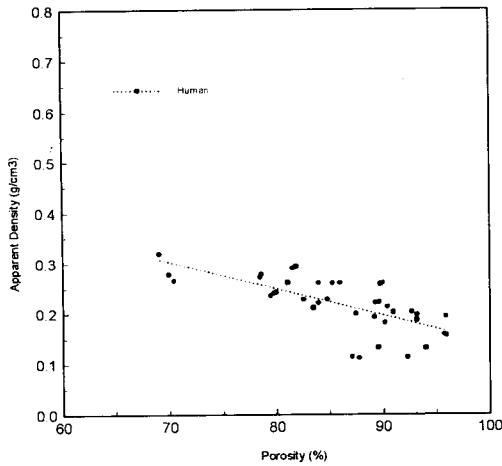


그림 4. 인체요추해면골의 공극비와 겉보기밀도 사이의 관계
Fig. 4. Relationship between the apparent density, and porosity for the human vertebral trabecular bone

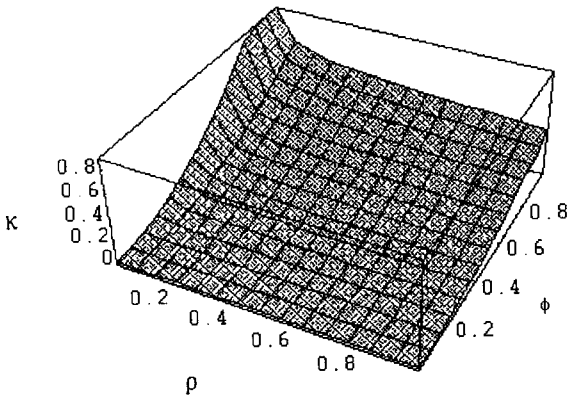


그림 5. 인체요추해면골의 배류계수, 겉보기밀도, 공극비 사이의 멱함수관계
Fig. 5. Power relationship among the permeability, apparent density, and porosity based on the regression equation (5) for the human vertebral trabecular bone

생하는 유체유동현상과 골압력 형성분포특성을 예측하기 위한 공극탄성이론의 적용을 위한 기본적 인자로서 배류계수의 측정은 필수적이다.

차후의 과제로서 배류계수측정 및 공극탄성론의 적용결과를 임상적 결과와 관련시켜 골구조의 병리현상과 골압력 형성의 관계를 연구한다면 환자에 대한 진단에 도움을 줄 수 있을 것이다.

결 론

1. 본 연구에서 인체요추해면골시편을 유동한 유체의 부피와 시간과의 선형적 관계가 있음을 보였다. 이 결과는 인체해면골내부의 공극을 통한 유체유동은 Darcy의

법칙을 따름을 의미하며, 해면골내부의 유체유동은 Darcy의 법칙에 사용되는 배류계수의 크기에 의하여 결정된다.

2. 본 연구에서 구해진 멱함수회귀식으로 부터 인체요추해면골 배류계수는 겉보기밀도, 공극비와 밀접한 관계가 있음을 알 수 있었다.

3. 생체 내에서의(*in vivo*) 골압력 차이와 공극유체의 유동량을 측정할 수는 없으나, 본 연구에서 얻어진 회귀식을 이용한다면 영상처리기법을 이용하여 인체요추해면골에 대한 생체 내에서의(*in vivo*) 배류계수는 추정이 가능하다.

4. 본 연구에서 제시된 관계식은 인체요추해면골에 대하여 측정되었으므로, 인체의 다른 부분의 해면골의 배류계수의 측정에 관한 연구가 요구된다.

5. 해면골의 배류계수 측정과 함께 공극탄성론을 적용한다면 골구조내의 유체유동 및 골압력 형성 특성이 예측될 수 있다.

참 고 문 헌

1. M.S. Huges, R. Davies, R. Khan and P. Kelly, "Fluid space in bone", Clin. Orthop. Res., vol. 134, pp. 332-341, 1978.
2. J.A. Buckwalter, "Musculoskeletal tissues and the musculoskeletal system", In Tureks Orthopaedics: Principles and their application. Edited by S.L. Weinstein and J.A. Buckwalter, 5th edition, pp. 13-67, Philadelphia, JB Lippincott, 1994.
3. C.C. Arnoldi, H. Linderholm and H. Mussbichler, "Venous engorgement and intraosseous hypertension in osteoarthritis of the hip", J. Bone Jt. Surg., vol. 54B, pp. 409, 1972.
4. J. Trueta, "The normal vascular anatomy of the human femoral head during growth", J. Bone. Jt. Surg., vol. 39B, pp. 358, 1957.
5. A.H. Stein, H.C. Morgan and R.F. Porass, "The effect of pressor and depressor drugs on intramedullary bone-marrow pressure", J. Bone Jt. Surg., vol. 40A, pp. 1103-1110, 1958.
6. R.M. Dillaman, R.D. Roer, and D.M. Gay, "Fluid Movement in bone: Theoretical and empirical", J. Biomech., vol. 24 Supl 1, pp. 163-177, 1991.
7. J.A. Ochoa and B.M. Hillberry, "Permeability of Bovine Cancellous Bone", Trans. O.R.S., vol. 17, pp. 162, 1992.
8. P.A. Simkin, C.C. Pickerell and W.J. Wallis,

- "Hydraulic resistance in bones of the canine shoulder", J. Biomech., vol. 18, pp. 657-663, 1985.
9. J.A. Ochoa, D.A. Heck, K.D. Brandt and B.M. Hillberry, "The effect of intertrabecular fluid on femoral head mechanics", J. Rheumatology, vol. 18, pp. 580-584, 1991.
 10. D.S. Hunferford and D.W. Lenox, "The importance of increased intraosseous pressure in the development of osteonecrosis of the femoral head: implications for treatment", Orthop. Clin. North. Am., vol. 16, pp. 635-54, 1985.
 11. L. Solomon, "Mechanisms of idiopathic osteonecrosis", Orthop. Clin. North. Am., vol. 16, pp. 655-67, 1985.
 12. M.J. Ciarelli, S.A. Goldstein, J.L. Kuhn, D.D. Cody and M.B. Brown, "Evaluation of orthogonal mechanical properties and density of human trabecular bone from the major metaphyseal regions with materials testing and computed tomography", J. Orthop. Res., vol. 9, pp. 674-682, 1991.
 13. J.C. Lotz, T.N. Gerhart and W.C. Hayes, "Mechanical properties of trabecular bone from the proximal femur: a quantitative CT study", J. Comput. Assist. Tomogr., vol. 14, pp. 107-114, 1990.
 14. J.C. Rice, S.C. Cowin and J.A. Bowman, "On the dependence of the elasticity and strength of cancellous bone on apparent density", J. Biomech., vol. 21, pp. 155-168, 1988.
 15. A.E. Scheidegger, *The physics of flow through porous media*, University of Toronto Press, 1957.
 16. E. Detournay and H.D. Cheng, "Fundamentals of poroelasticity", Comprehensive rock engineering: principles, practice and projects. J. Hudson Edited, vol. 2, pp. 113-171, Pergamon Press, 1993.
 17. C.C. Arnoldi, "Intravertebral pressure in patients with lumbar pain: A preliminary communication", Acta. Orthop. Scand., vol. 43, pp. 109-117, 1972.
 18. S.I. Esses, M.D. Frcsc and J.K. Moro, "Intraosseous vertebral body pressure", Spine, vol. 17, pp. s155-s159, 1992.
 19. D.R. Carter and W.C. Hayes, "The compressive behavior of bone as a two-phase porous atructure", J. Bone. Jt. Surg., vol. 59A, pp. 954-962, 1977.
 20. J. Galante, W. Rostocker and R.D. Ray, "Physical properties of trabecular bone", Calcif. Tiss. Res., vol. 5, pp. 236-146, 1970.
 21. D. Zhang and S.C. Cowin, "Oscillatory bending of a poroelastic beam", J. Mech. Phys. Solids, vol. 42, pp. 1575-1599, 1994.
 22. J.A. Ochoa, A.P. Sanders, D.A. Heck and B.M. Hilberry, "Stiffening of the femoral head due to intertrabecualr fluid and intraosseous pressure", J. Biomech. Eng., vol. 113, pp. 259-262, 1991.
 23. B.R. Simon, J.S.S. Wu, J.H. Carlton M.W., L.E. Kazarian, E.P. France, J.H. Evans and O.C. Zienkiewicz, "Poroelastic dynamic structural models of rhesus spinal motion segments", Spine, vol. 10, pp. 494-507, 1985.