

고관절 및 인공 고관절의 생역학

이영균 · 최지혜 · 원희재[✉] · 구경희

서울대학교 의과대학 분당서울대학교병원 정형외과학교실

Biomechanics of Hip and Hip Replacement Arthroplasty

Young-Kyun Lee, M.D., Ji Hye Choi, M.D., Heejae Won, M.D.[✉], and Kyung-Hoi Koo, M.D.

Department of Orthopedic Surgery, Seoul National University Bundang Hospital, Seoul National University College of Medicine, Seongnam, Korea

The biomechanics study of the hip aims to understand and explore the dynamic principles of weight transfer through the hip joint. This basic science knowledge can be applied in a variety of areas, including degenerative joint diseases and hip replacement arthroplasty. In particular, understanding of the biomechanics of the hip has led to the development of materials, design and fixation of implants, and it can be applied in various areas, such as the selection of surgical methods and the location of the implant. Moreover, it is essential to have good knowledge of the biomechanics of the hip to achieve better clinical results for patients. Therefore, this paper introduces the basic knowledge and biomechanical characteristics of a normal hip and hip replacement arthroplasty, which are needed to approach the biomechanics of the hip.

Key words: hip, hip replacement arthroplasty, biomechanical phenomena

서론

생역학이란 어떤 물체에 일어나는 현상들을 과학적으로, 이론적으로 이해하려는 학문의 한 분야이다. 고관절의 생역학 연구는 정상 고관절에서 체중이 관절면을 통해 전달되는 원리와 정상 관절의 생리학적 이해를 통해 퇴행성 관절의 병리와 인공 고관절 치환술 등의 분야에서 많은 발전이 이루어졌다.¹⁾ 특히 수술 방법의 선택과 술기 등 환자의 치료 방법에도 영향을 주어 구성물의 재료와 설계 및 고정과 관련된 고관절 치환술 분야의 발전을 이루어 왔다. 하지만 인공관절 삽입 후의 응력분포, 골-대퇴 스템 경계면의 해리, 골흡수, 스템의 피로골절 등은 아직 연구되어야 할 과제로 남아 있다. 이러한 인공 고관절의 한계를 이해하고 극복하기 위해서는 정상 고관절과 인공 고관절의 생역학을 이해하

는 것이 중요하다.

생역학의 기본 용어와 개념

1. 힘(force), 질량(mass)과 무게(weight)

생역학을 이해하기 위해서는 알아두어야 할 용어들이 있다. 힘(force, F)이란 ‘물체를 가속하거나 변화시킬 수 있는 물리적인 양’이다. 표준화 국제규격(System International)에서는 힘의 단위로 newton (N)을 사용하고 있으며, 1 N이란 1 kg의 질량을 1 m/s²로 가속시키는 데 필요한 힘이라고 정의한다. 질량(mass)은 ‘물체가 가지고 있는 고유한 양’이며, 무게(weight, W)는 ‘어떤 질량이 지구의 향하여 끌려가는 힘’이라고 정의된다. 질량은 장소에 관계없는 고유한 양이지만 무게는 힘의 일종으로 지구 중력 때문에 나타나는 것으로 질량과 무게는 구별되어야 한다. 국제규격에서는 질량의 단위는 kg이고, 1 kg 질량에 작용하는 중력의 힘은 약 9.8 N이다.²⁾ 즉, 무게는 질량과 중력에 비례를 하게 되는데, 예를 들어 100 kg의 질량을 가진 물체는 100×9.8=980 N의 힘을 받는다.

Received November 16, 2018 Revised January 2, 2019

Accepted January 2, 2019

[✉]Correspondence to: Heejae Won, M.D.

Department of Orthopedic Surgery, Seoul National University Bundang Hospital, Seoul National University College of Medicine, 82 Gumi-ro 173beon-gil, Bundang-gu, Seongnam 13620, Korea

TEL: +82-31-787-7204 FAX: +82-31-787-4056 E-mail: mindscent@hanmail.net

ORCID: <https://orcid.org/0000-0003-0803-6086>

2. 능률(moment)

능률(moment, M)이란 물체에 힘이 작용하면서 그 물체를 비틀거나(twisting), 돌리거나(turning) 또는 회전(rotation)시키는 효과를 일으키는 것을 말한다. 즉 능률(M)이란 힘과 그 힘이 작용하는 수직거리(moment arm)의 곱으로 정의된다. 국제규격 단위는 Newton-meters (Nm)로 표기된다. 생역학에서 회전의 중심은 관절(joint)의 해부학적 중심에 위치하게 된다(Fig. 1).

3. 응력(stress)

어떤 물체에 힘이 가해지면 그 물체는 변형이 된다. 힘을 받은 물체는 골고루 똑같은 변형이 일어나는 것이 아니라 변형된 정도는 각 부위마다 다르게 되며, 이러한 변형은 육안으로 관찰될 수도, 혹은 불가능할 수도 있다. 이와 같이 어떤 물체의 내면에 가해진 힘을 알기 위해 응력(stress)이라는 개념이 도입되었다. 응력이란 그 물체의 단위 면적당 받은 힘(force/area)이며, 그 단위는 N/m^2 , MPa이다. 물체의 표면에 수직으로 작용하는 힘에 의한 응력을 수직응력(normal stress)이라고 하고, 표면에 평행한 힘에 의한 응력을 전단응력(shear stress)이라고 한다. 또한 어떤 물체에 변형이 발생된 경우 이것을 변형률(strain)라고 한다. 즉 변형률이란 변형된 정도를 나타내는 것으로 외관상 그 힘의 영향을 확인할 수 있으나 응력은 외관상 나타나지 않는 내재적인 단위이다.

4. 힘의 평형

물체가 이동하지도 회전하지도 않는 것은 힘의 평형이 이루어졌기 때문이다. 이러한 힘의 평형 상태를 이루기 위해서는 두 가지 조건이 있다. 평형의 제1 조건은 어떠한 물체에 가해지는 무수한 힘의 총합이 0이면 힘의 평형 상태가 된다는 것이다. 즉 힘이 평형을 이루면 그 물체는 위치를 변동시키지 않는다는 것이다. 평형의 제2 조건은 물체에 작용하는 모든 능률의 합은 0이어야 한

다는 것이다. 즉 회전의 평형을 만족시켜야 물체는 정지 상태에 있다는 것이다. 보통 능률의 방향은 어느 한 방향에서 작용하게 되는데 시계 방향은 양의 부호(+)로, 반시계 방향은 음의 부호(-)로 표시한다. 능률을 이용한 생역학의 계산은 고관절의 역학을 이해하는 데 기본 개념이다.

고관절의 생역학

고관절은 신체에서 가장 크고 큰 가동성을 가지는 동시에 매우 안정적인 관절로, 볼-소켓 관절로 분류된다.³⁾ 고관절의 가장 큰 기능은 체중을 지탱하는 것이다. 정상인에서 한쪽 다리의 무게는 체중의 약 1/6이다. 양쪽 다리로 지면에서 서 있는 경우에 고관절은 머리, 몸통 및 양측 상지를 지지하게 되는데 이것들이 체중의 2/3를 차지하게 된다. 즉 체중의 2/3를 양측 하지가 각각 분배하게 된다.^{2,4,5)} 한쪽 다리로 서 있는 경우 지면에 딛고 있는 하지의 고관절은 머리, 몸통, 상지 및 반대측 다리를 합친 체중(W)의 5/6을 지탱하여야 한다. 이때 외전근(abductor muscle)의 힘에 의하여 고관절 주위에서 체중을 지탱하며 균형을 이루게 된다.⁶⁾

지렛대의 원리를 적용하면, 외전근의 힘(F)과 외전근의 moment arm 길이(A)의 곱은 체중(5/6W)과 체중의 moment arm (B)의 곱과 평형을 이루게 된다(Fig. 2).

$$F(\text{외전근의 힘}) \times A(\text{외전근의 moment arm}) = \frac{5}{6} W \times B(\text{체중의 moment arm})$$

일반적으로 고관절에서 체중의 moment arm (B)은 외전근의

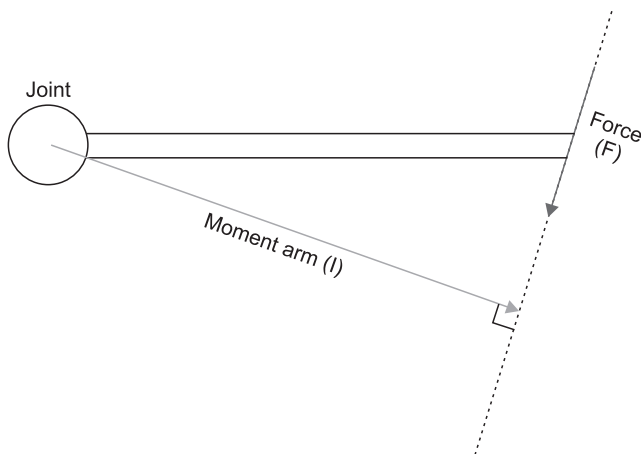


Figure 1. Moment (M) is defined as the product of the force (F) and the vertical distance (l) at which it is applied ($M=F \times l$).

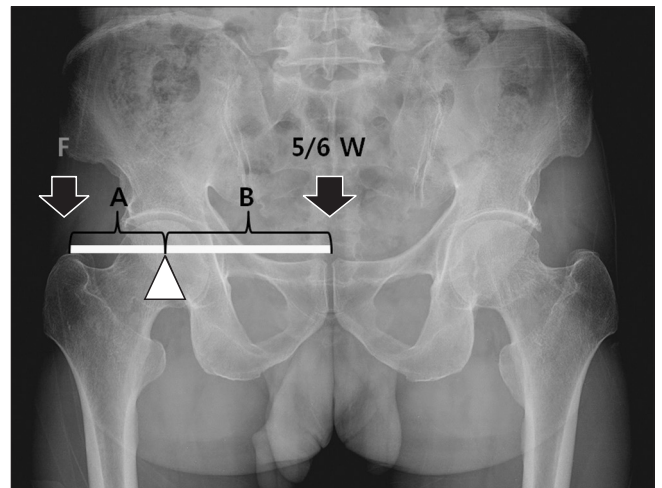


Figure 2. According to the lever principle, the value of multiplying the abductor force (F) by the distance of the abductor moment arm (A) is equal to the value obtained by multiplying the weight (5/6W) by the distance of the weight arm (B).

moment arm (A)의 3배 정도의 길이를 갖게 되므로, 한쪽 다리로 있을 때 외전근에 걸리는 힘(F)은 아래와 같다.

$$F(\text{외전근의 힘}) = \frac{5}{6}W \times \frac{B}{A} = \frac{5}{6}W \times \frac{3A}{A} = \frac{15}{6}W = 2.5W$$

또한 받침점인 고관절에는 양측 지렛대에 걸리는 힘의 합이 걸리게 되므로 아래와 같다.

$$\begin{aligned} \text{고관절에 걸리는 힘} &= \text{체중} + \text{외전근의 힘} \\ &= \frac{5}{6}W + \frac{15}{6}W = \frac{20}{6}W = \frac{10}{3}W = 3.3W \end{aligned}$$

즉 고관절에는 체중의 3.3배에 해당하는 힘을 받게 된다.

고관절에 걸리는 힘을 분산시키기 위해 흔히 반대편에 지팡이를 사용하게 된다. 지팡이와 고관절의 외전근이 만드는 힘의 능력은 체중이 만들어내는 능력과 크기가 같으므로(Fig. 3), 지렛대의 원리를 적용하면 아래와 같은 등식이 성립한다.

$$\begin{aligned} &\text{외전근의 힘}(F) \times \text{외전근의 moment arm}(A) + \\ &\text{지팡이에 걸리는 힘}(F') \times \text{지팡이의 moment arm}(B+C) \\ &= \frac{5}{6}W \times \text{체중의 moment arm}(B) \end{aligned}$$

일반적으로 외전근의 moment arm (A)과 고관절에서 체중의 moment arm (B), 지팡이의 moment arm (B+C)의 길이의 비는 1:3:9이다. 따라서 지팡이에 걸리는 힘(F')는 아래와 같다.

$$\begin{aligned} F \times A + F' \times (B+C) &= \frac{5}{6}W \times B \text{에서, } B=3A, B+C=9A \\ FA + F'9A &= \frac{5}{6}W \times 3A \\ F + 9F' &= \frac{5}{2}W \end{aligned}$$

즉 지팡이를 사용할 경우 외전근에 필요한 힘(F)은 아래와 같다.

$$F = \frac{5}{2}W - 9F'$$

지팡이를 사용할 경우 외전근에 필요한 힘은 지팡이를 짚지 않았을 때인 2.5 W보다 지팡이의 moment arm에 비례하는 힘만큼 감소시킬 수 있다. 한편 지팡이를 사용함으로써 인해 고관절에 작용하는 힘은 크게 감소하게 된다. 즉 고관절에 작용하는 힘과 지팡이에 작용하는 힘은 같은 방향이며, 체중과 고관절의 외전근에 의한 하중은 반대방향이므로 다음과 같은 식이 성립한다.

$$\begin{aligned} \text{고관절에 작용하는 힘} + \text{지팡이에 작용하는 힘}(F') \\ = \text{체중} + \text{외전근에 작용하는 힘}(F) \end{aligned}$$

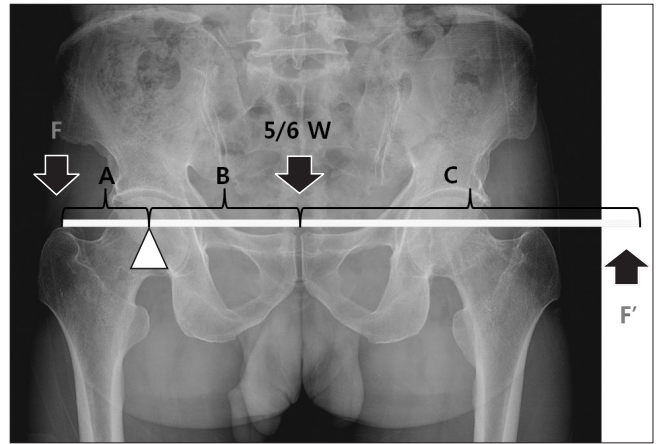


Figure 3. The moment of body weight is equal to the sum of the moment of the abductor (F) and the cane (F'). A, moment arm of the abductor; B, moment arm of body center; C, distance between body center and cane; F', the applied force to cane; W, weight.

고관절에 작용하는 힘 = 체중 + 외전근에 작용하는 힘(F)
- 지팡이에 작용하는 힘(F')

$$= \frac{5}{6}W + F - F' = \frac{5}{6}W = \frac{5}{2}W - 9F' - F' = \frac{20}{6}W - 10F' = \frac{10}{3}W - 10F'$$

즉 지팡이를 짚었을 때 고관절에 걸리는 힘은 지팡이를 짚지 않았을 때 고관절에 걸리는 힘인 3.3 W보다 10F'만큼 감소하는 하중을 받게 된다.

관절 작용력(joint reaction force)은 체중과 외전근의 힘(abductor force)의 합이다. 즉 관절 작용력을 감소시키기 위해서는 지팡이를 사용하거나 체중을 감소시키거나 체중의 지렛대 길이를 감소시켜야 한다. 다른 한편으로 외전근의 힘(abductor force)은 외전근의 lever arm 길이를 증가시키거나 abductor의 기능적 길이(functional length)를 유지시킴으로써 감소시킬 수 있다.

고관절 치환술의 생역학

1. 고관절 치환술의 생역학적 개념

고관절 치환술에서도 지렛대의 원리가 적용되는데, 이를 이용하여 Charnley⁷⁾는 관절 작용력을 감소시키기 위해 고관절의 중심은 좀 더 내측에 위치하도록 하여 체중이 가해지는 지렛대 길이를 짧게 하고, 외전근이 붙는 대전자부를 좀 더 외측으로 이동시켜 재부착함으로써 외전근이 작용하는 지렛대의 길이를 길게 하는 것이 이상적이라고 하였다. 두 개의 지렛대 길이는 Charnley⁷⁾의 개념으로 인공 관절 치환술 시 약 1:1까지 감소시킬 수 있으며, 고관절에 가해지는 부하를 30%까지 감소시킬 수 있다. 즉 수술 전에는 외전근의 moment arm인 AC의 길이와 체중의 moment arm인 BC의 길이의 비가 약 1:3 정도이나 인공 고관절 수술 후에는

고관절의 중심이 좀 더 내측으로 가게 되므로 외전근의 moment arm인 A'C'의 길이는 수술 전 외전근의 moment arm인 AC보다 길어지게 되어 고관절에 가해지는 부하를 감소시킬 수 있다(Fig. 4).

고관절 치환술을 목적은 대퇴골두 중심을 정상 해부학적 위치로 복원하는 것이다.⁹⁾ 대퇴골두의 위치는 대퇴골두의 수직 높이(vertical height), 대퇴골두의 내측 또는 수평 거리(offset)에 의해서 결정된다. 수직 높이는 대퇴골두 중심에서부터 고정된 지점, 예를 들어 소전자 부위까지의 거리로 정의된다. 내측 거리는 수평 거리라고도 하며 대퇴골두의 중심에서 대퇴 스템의 축까지의 거리로 정의한다. 오프셋이 크거나 대퇴 스템이 내반(varus)으로 삽입된 경우 외전근이 작용하는 지렛대 길이가 길어지면서 대퇴 스템에 내반 변형 방향으로 가해지는 힘이 증가하며, 대퇴 스템과 대퇴골 사이의 응력이 집중된다. 반대로, 오프셋이 짧거나 대퇴 스템이 외반(valgus)으로 삽입된 경우 외전근이 작용하는 지렛대 길이가 짧아져 결국 고관절에 작용하는 힘이 증가하고, 비구 컵과 대퇴 스템 사이에 충돌이 발생하여 탈구의 위험성이 증가한다(Table 1).

2. 고관절 치환술 후의 생역학적 변화

고관절 치환술의 가장 중요한 기능은 환자에게 통증 없이 고관절에서의 하중을 인공 치환물로부터 골에 제대로 전달하는 데 있다.^{9,10)} 하중 전달 기전은 대퇴 스템이나 비구 컵 등 인공 치환물과 골 및 그 경계면에 각각 응력을 만들게 된다. 과도한 응력이 대퇴 스템에 발생된다면 피로골절이 생기며 골과 대퇴 스템 사이에 발생하면 경계면의 단절이 일어나고 이것을 장기간에 걸쳐 통증이나 경계면의 골 흡수를 일으키게 된다.¹¹⁾

고관절 치환술 후에 대퇴골은 스템 주위에 둘러 싸여서 수술 전과는 전혀 다른 응력을 받게 된다. 하중은 좀 더 단단한 구조물

을 통해 전달되려는 특성이 있고, 금속으로 만들어진 대퇴 스템은 골조직보다 더 단단하기 때문에 대퇴 스템을 통해 가해지는 하중은 증가하고, 대퇴골의 근위 1/3에 걸리는 하중은 감소하게 된다.^{10,12)} 이 때 Wolff's law에 따라 하중을 받은 부분의 골은 두꺼워지고, 하중을 받지 않는 부분은 골 흡수가 발생하게 된다. 결과적으로 대퇴골 근위부는 골 흡수(bone resorption) 현상이 일어나게 되는데 이것을 응력 차단(stress shielding)이라고 한다.^{13,14)} 탄성 계수, 스템길이, 스템 단면적이 증가할수록 스템에 걸리는 하중이 증가되고 대퇴골 근위 1/3에 걸리는 부하는 감소시키게 되어 응력 차단 현상이 심화되게 된다.^{10,11)} 대퇴골의 응력 차단 현상을 줄이기 위해서 가능하면 대퇴 스템의 탄성계수를 낮추어 대퇴 스템에 걸리는 부하를 감소시켜야 한다. 또한 하중을 간부(diaphysis)로 전달하는 원위부 고정 스템보다는 하중을 골간부(metaphysis)로 전달하는 골간부 고정 스템을 사용함으로써 대퇴골 근위 1/3 부위의 부하를 증가시켜 주위 골조직으로 부하를 전달하도록 해야 한다.

Table 1. Biomechanical Characteristics according to the Position of the Femoral Stem

Characteristic	Varus	Valgus
Offset	↑	↓
Abductor moment arm	↑	↓
Bending moment in stem	↑	↓
Joint reaction force	↓	↑
Joint stability	↑	↓

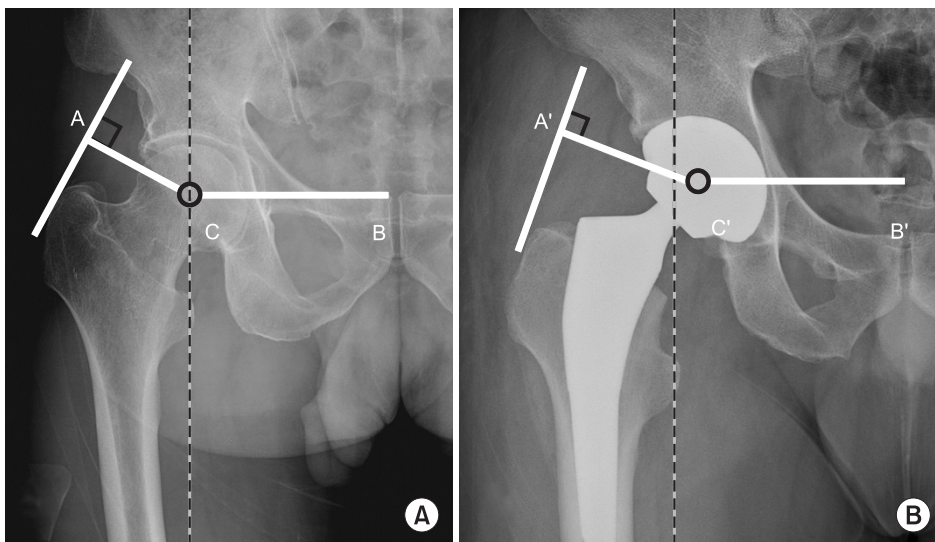


Figure 4. X-ray images of before (A) and after (B) hip replacement arthroplasty. After hip replacement arthroplasty, the center of the hip was moved inside and the moment arm of the abductor was extended. AC, moment arm of the abductor; BC, moment arm of body weight; C, center of the hip joint; A'C', moment arm of the abductor after hip replacement arthroplasty; B'C', moment arm of the body weight after hip replacement arthroplasty; C', center of the hip after total hip arthroplasty.

3. 시멘트 대퇴 스템(cemented stem)과 무시멘트성 대퇴 스템(cementless stem)

시멘트를 사용하는 대퇴 스템의 경우 시멘트가 지주골(trabecular bone)의 미세한 구멍에 깊이 침투(infiltration)하도록 하여 충분한 교합(interdigitation)을 얻는 것이 수술의 성공에 중요한 요소이다.^{12,15)} 만약 충분한 교합이 없다면 응력이 지주골에 의해 지지되지 못하고 오직 대퇴 스템 끝(tip) 이하 부위에 있는 시멘트만이 관절에서부터 내려오는 모든 힘을 받게 되어 결국 대퇴 스템이 내려앉을 수 있다. 반대로 시멘트에 너무 과도한 압력을 주면 골 괴사를 유발시켜 골흡수가 발생하고 이것은 섬유막(fibrous membrane)으로 대체된다. 하중 전달 및 응력 분석에서 시멘트-골 사이의 경계면이 관절 전체 구조물에서 가장 약한 연결부위가 된다.¹⁶⁾ 시멘트-골 경계면이 무너지거나 시멘트에 금이 가서 대퇴 스템의 고정이 약해지게 되면 대퇴 스템과 골 사이에 반복되는 미세운동이 일어난다. 이러한 미세 운동은 골 흡수를 유발시키고, 섬유막이 대퇴 스템과 대퇴골 사이의 간격을 채우게 되어 방사선 촬영 시 방사선투과선(radiolucent line)으로 보여진다.¹⁷⁾

무시멘트성 대퇴 스템의 경우 골과 대퇴 스템 사이의 경계면의 접합 상태에 따라서 대퇴 스템이나 대퇴골이 받게 되는 응력이 달라지게 된다.¹⁸⁾ 경계면의 형태는 크게 2가지로 나누는데 결합형(bonded)과 비결합형(unbonded)이 있다. 먼저 결합은 다공성 코팅(porous coating)형으로 골이 대퇴 스템의 미세한 구멍으로 자라 들어가서 골과 대퇴 스템을 고정시키는 생물학적 고정방법에 해당된다. 비결합형은 골과 대퇴 스템 사이를 연결해주는 어떤 물질이 없이 고정하는 방법으로 쐼기(wedge) 형태로 파고 들어 고정시키는 것이 대표적이다. 무시멘트성 스템의 사용 시 대퇴 스템의 두께는 환자의 대퇴골 골수강의 넓이에 따라 좌우된다. 임상적으로 노인에서 흔한 연통형(stove-pipe)의 넓은 골수강을 꼭 채우기 위해 두꺼운 직경의 대퇴 스템을 선택하는 것은 응력 차단 현상을 악화시킬 수 있다.¹⁹⁾ 일반적으로 시멘트형 인공 고관절 수술 시 사용되는 대퇴 스템의 직경이 무시멘트성 대퇴 스템보다 작기 때문에 응력차단 현상이 무시멘트 스템보다 적어 골흡수가 덜 발생하게 된다.^{20,21)}

결 론

생역학은 이해하기 쉽지 않은 부분이 있으나 정상 고관절의 생역학적 특성과 그 현상들을 이해할 수 있다면 인공 고관절 치환술의 원리를 분석할 수 있을 것이다. 더 나아가 현재 나타난 인공 고관절 수술의 특성에 따른 문제점을 파악하고 앞으로의 발전 방향에 대한 고민이 필요하며, 특히 정형외과 의사의 입장에서 환자를 위한 진료를 하기 위해서는 생역학에 대한 이해를 위한 지속적인 노력이 필요하다.

CONFLICTS OF INTEREST

The authors have nothing to disclose.

REFERENCES

1. Houcke JV, Khanduja V, Pattyn C, Audenaert E. The history of biomechanics in total hip arthroplasty. *Indian J Orthop*. 2017;51:359-67.
2. Mow VC, Ateshian GA, Spilker RL. Biomechanics of diarthrodial joints: a review of twenty years of progress. *J Biomech Eng*. 1993;115:460-7.
3. Polkowski GG, Clohisy JC. Hip biomechanics. *Sports Med Arthrosc Rev*. 2010;18:56-62.
4. Bombelli R. The biomechanics of the normal and dysplastic hip. *Chir Organi Mov*. 1997;82:117-27.
5. Maquet P. Biomechanics of hip dysplasia. *Acta Orthop Belg*. 1999;65:302-14.
6. McLeish RD, Charnley J. Abduction forces in the one-legged stance. *J Biomech*. 1970;3:191-209.
7. Charnley J. Arthroplasty of the hip. A new operation. *Lancet*. 1961;1:1129-32.
8. Lim LA, Carmichael SW, Cabanela ME. Biomechanics of total hip arthroplasty. *Anat Rec*. 1999;257:110-6.
9. Carter DR, Hayes WC. The compressive behavior of bone as a two-phase porous structure. *J Bone Joint Surg Am*. 1977;59:954-62.
10. Crowninshield RD, Pedersen DR, Brand RA. A measurement of proximal femur strain with total hip arthroplasty. *J Biomech Eng*. 1980;102:230.
11. Engh CA, Bobyn JD, Glassman AH. Porous-coated hip replacement. The factors governing bone ingrowth, stress shielding, and clinical results. *J Bone Joint Surg Br*. 1987;69:45-55.
12. Carter DR, Orr TE, Fyhrie DP. Relationships between loading history and femoral cancellous bone architecture. *J Biomech*. 1989;22:231-44.
13. Prendergast PJ, Huiskes R. The biomechanics of Wolff's law: recent advances. *Ir J Med Sci*. 1995;164:152-4.
14. Sumner DR, Galante JO. Determinants of stress shielding: design versus materials versus interface. *Clin Orthop Relat Res*. 1992;274:202-12.
15. Kutzner KP, Freitag T, Bieger R, et al. Biomechanics of a cemented short stem: standard vs. line-to-line cementation

- techniques. A biomechanical in-vitro study involving six osteoporotic pairs of human cadaver femurs. *Clin Biomech* (Bristol, Avon). 2018;52:86-94.
16. Yettram AL, Wright KW. Biomechanics of the femoral component of total hip prostheses with particular reference to the stress in the bone-cement. *J Biomed Eng*. 1979;1:281-5.
 17. Jasty M, Burke D, Harris WH. Biomechanics of cemented and cementless prostheses. *Chir Organi Mov*. 1992;77:349-58.
 18. Bieger R, Ignatius A, Reichel H, Dürselen L. Biomechanics of a short stem: in vitro primary stability and stress shielding of a conservative cementless hip stem. *J Orthop Res*. 2013;31:1180-6.
 19. Bishop NE, Burton A, Maheson M, Morlock MM. Biomechanics of short hip endoprostheses--the risk of bone failure increases with decreasing implant size. *Clin Biomech* (Bristol, Avon). 2010;25:666-74.
 20. Morscher EW, Wirz D. Current state of cement fixation in THR. *Acta Orthop Belg*. 2002;68:1-12.
 21. Tanzer M, Maloney WJ, Jasty M, Harris WH. The progression of femoral cortical osteolysis in association with total hip arthroplasty without cement. *J Bone Joint Surg Am*. 1992;74:404-10.

고관절 및 인공 고관절의 생역학

이영균 • 최지혜 • 원희재[✉] • 구경희

서울대학교 의과대학 분당서울대학교병원 정형외과학교실

고관절의 생역학은 고관절에서 체중이 관절면을 통해 전달되는 역학적인 원리를 이해하고 탐구하는 학문이다. 이러한 기초 과학 지식은 퇴행성 관절의 병리와 고관절 치환술 등 다양한 분야에 적용될 수 있다. 특히 고관절의 생역학에 대한 이해를 통해 인공 고관절 치환물의 재료와 설계 및 고정과 관련된 고관절 치환술 분야의 발전을 이루어 왔으며, 수술 방법의 선택, 치환물의 선택 및 위치 등 다양한 부분에 적용될 수 있다. 더욱이 환자의 보다 나은 임상 결과를 얻기 위해서는 고관절의 생역학을 잘 이해하는 것이 필수적이다. 따라서 여기서는 고관절의 생역학을 접근하는 데 필요한 기본적인 지식과 정상 고관절 및 인공 고관절의 생역학적 특성을 알아보고자 한다.

색인단어: 고관절, 고관절 치환술, 생역학

접수일 2018년 11월 16일 수정일 2019년 1월 2일 게재확정일 2019년 1월 2일

[✉]책임저자 원희재

13620, 성남시 분당구 구미로 173번길 82, 서울대학교 의과대학 분당서울대학교병원 정형외과학교실

TEL 031-787-7204, FAX 031-787-4056, E-mail mindscent@hanmail.net, ORCID <https://orcid.org/0000-0003-0803-6086>