

종 설





## 고관절 생체역학의 이해

우영균 · 권순용 · 김용식

가톨릭대학교 의과대학 정형외과학교실

### 서 론

정형외과 분야에서 수술적 치료를 포함한 제반 임상적 치료의 발달은 생체역학에 대한 보다 명확하고 근거 있는 조명과 이해를 요하고 있으며, 이와 연관된 연구도 최근 30여년 사이에 점진적으로 증가하는 추세이다. 생체역학은 관절의 정상적인 기능뿐만 아니라, 병적 상태의 뼈 및 관절에 있어서 치료의 방향을 제시하고, 새로운 수술적 기법 및 최신의 진보된 인공관절 기기의 개발에 매우 중요한 기초지식이며, 중요한 해법의 열쇠를 제공하는 역할을 하고 있다<sup>12, 22)</sup>.

고관절 분야에서도 많은 연구가 진행 중이며, 보행, 근육의 기능적 역할, 퇴행성 관절의 병리 및 절골술을 포함한 치료적 접근, 골절 및 인공 고관절 분야에서 특히 많은 생체역학적 관심이 이루어지고 있다. 즉, 생체역학을 통하여 체중이 관절면을 통해 전달되는 기전의 이해, 퇴행성 관절질환의 병태생리학과 정상적인 관절 기능의 생리학에의 효과적인 접근이 체계적인 접근이 가능하며, 또한 생활 환경적 측면에서 생체역학의 적용은 만성적 관절질환의 진행을 이해하거나 관여하는 병적 요인의 분석을 가능하게 할 수 있다<sup>26)</sup>.

특히 고관절 분야에서 이런 환경에 대한 지식은 수술적 술기나 환자 치료에도 영향을 줄 수 있는데, 이러한 구체적인 활용은 지난 25년간 급진적인 고관절 치환술의 설계, 재료의 선택 그리고 구성물의 고정에 관련된 눈부신 발전을 거론할 수가 있고, 최근의 관절염, 외상, 고관절 결함에 대해 해법을 제시하고 있다<sup>26)</sup>.

본 저자는 정형외과 의사의 측면에서 반드시 이해하여야 할 고관절의 기초적인 생체역학을 크게 관절의 윤활성 및 적합도, 관절에 가해지는 힘, 관절면의 역할, 관절 부조화

의 관절 병태 발현에 대한 기전, 체중부하 및 병적상태에서의 체중 부하의 변화 및 고관절의 운동시 동적변화에 대하여 분야별로 토론 하고자 한다.

### 본 론

#### 1. 고관절의 기하학

고관절은 신체에서 가장 크고 안정된 관절중의 하나로, 슬관절과는 달리 기하학적 측면에서 볼-소켓 관절로 분류되어 내인성 안정성을 확보하고 있다.

이러한 관절의 기하학적 특성은 일상적인 활동 중 광범위한 운동범위를 가지게 되며, 주위의 연부조직으로 보강되어 가동성 측면에서 안정되며 견고한 구조를 형성하고 있다.

표면의 관절연골은 하중전달에 중요한 기능을 담당하는데, 일상적인 관찰에서 비구와 대퇴골두의 관절면은 완벽하게 일치하는 것으로 관찰되나, 사실 각각에 대한 정밀한 구면계측(curvature measurement)은 체중이 부하되지 않거나, 다소 저체중 부하 상태에서는 완벽한 상호간의 구면(sphericity)은 이루지 않는 즉 관절의 불일치성(incongruity)이 확인되었다<sup>14, 7, 19)</sup>.

이러한 비체중 부하시의 관절의 불일치성으로 인하여, 관절에 부하가 적절하게 가해지는 경우에는 각각의 관절운동각도 및 위치에 따라 특별히 체중이 부하되는 영역이 존재하게 되며 이러한 영역의 크기나 위치는 관절의 상대적인 위치에 따라 변하게 되어 적절한 하중의 분배와 연관성을 가지고 관절을 보호하는데 긍정적인 생역학적 요인으로 작용하게 된다<sup>15)</sup>.

#### 2. 고관절에 가해지는 힘

일반적인 힘이란 물체를 가속하거나 또는 변형시킬 수 있는 물리적인 양으로 정의될 수 있는데, 두 물체사이의 작용(action)을 의미하는데, 고관절에 가해지는 힘을 이해하기 위해서는 두 가지 측면에서 힘에 대한 이해가 필요하다. 즉 서로 다른 물체가 표면을 접촉함으로써 발생하는

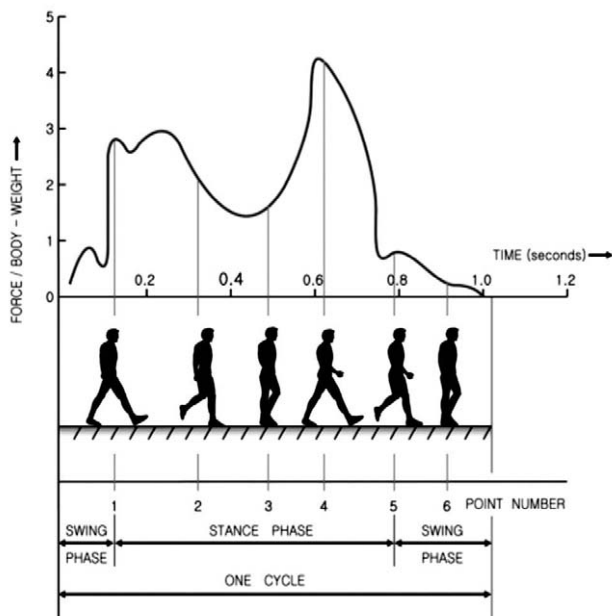
※ 통신저자: 우 영 균

서울특별시 영등포구 여의도동 62번지  
가톨릭대학교 의과대학 여의도 성모병원 정형외과  
Tel: 82-2-3779-1114  
Fax: 82-2-783-0252  
E-mail: wooyk@catholic.ac.kr

경우와 중력(gravitational force)의 경우처럼 일정한 거리를 두고 간접적으로 발생하는 경우로서, 이와 같이 근골격계에 관절의 상호작용을 일으키는 힘을 외부효과(external effect)와 내부효과(internal effect)로 구분하여 이해할 있다. 여기서 외부효과에 포함되는 요소로는 지면과 작용하는 힘(ground reaction force), 중력 및 관성(inertia)으로 구성되며, 내부효과는 주위 근육과 인대 구조에서 발생하는 능동적, 수동적인 장력에 기인한다. 이러한 다양한 힘의 분포와 조화의 결과는 관절의 상호작용하는 근본적인 요소이다<sup>35)</sup>.

고관절이 기능적인 운동을 하는 동안 고관절에 작용하는 힘에 대해 수많은 연구가 보고 되었고<sup>32,33)</sup>, 직간접적인 측정과 수학적 분석이 보행시 고관절에 가해지는 생역학적 영향을 분석하는데 사용되었다. Paul은 정상보행할 때 고관절에 발생하는 힘의 크기를 간접적인 방법으로 표현하였다<sup>3)</sup>. 이는 보행주기에서 중간 입각기(midstance) 이후에 발생하며 힘의 최대치는 체중의 4배 이상으로, 입각기(stance phase)와 유각기(swing phase)에서 부하되는 힘이 다양하고, 빨리 변화하는 것을 보여준다<sup>26,35)</sup> (Fig. 1).

하지의 한편으로 체중 부하시에는 전면의 정적인 분석(frontal plane static analysis)에서 체중의 2.5배 되는 힘이 관절이 가해지게 되는데, 여기에 관여되는 분석인자로는 대퇴골 중심으로부터 외전근과 체중 중심까지의 지렛대(lever arm)의 비율 1:2, 외전근의 작용, 중력, 하지를 제외한 5/6의 체중이 관여되며, 특히 지렛대의 비율에 따른 관절에 대한 부하의 증가를 보여주고 있다<sup>35)</sup> (Fig. 2).



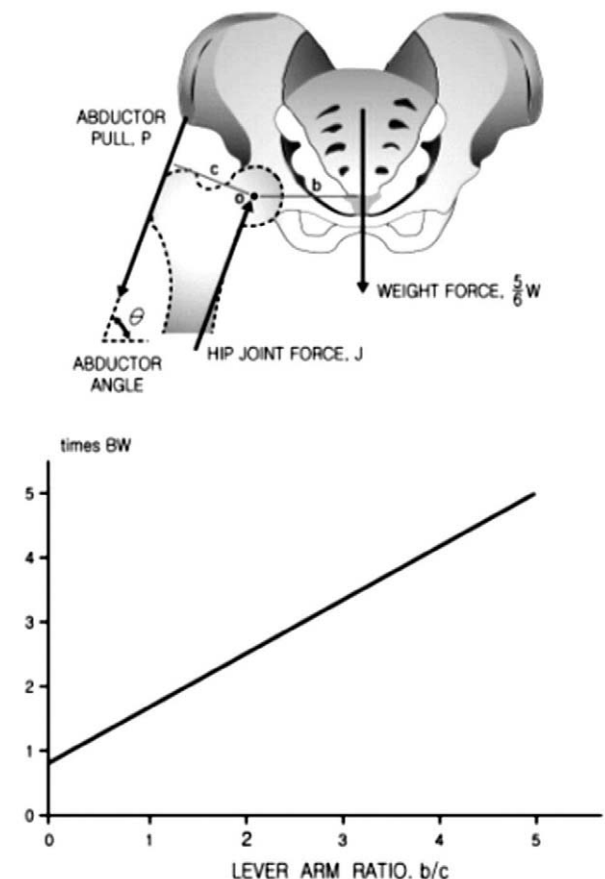
**Fig. 1.** Magnitude of the resultant hip joint reaction force during walking. (Modified and redrawn from Paul JP. Proc Inst Mech Engrs 181: 8, 1967.)

이는 정지된 상태에서 고관절의 관절연골에 작용하는 체중부하의 의미있는 지표로서, 이런 결과는 고관절 기구를 이용한 보다 정밀한 비생체에서의 실험 및 생체 이용 실험과 관련된 보고에서 직접적으로 확인할 수 있다<sup>10,30)</sup>.

### 3. 체중 부하 접촉면의 생역학적 이해

고관절의 대퇴부 골두와 비구의 관절연골의 체중부하, 보행주기, 자세에 따른 접촉면 및 면적에 대한 몇몇의 연구가 시행되었고, Greenwald 등은 51명의 정상 성인사체를 이용한 모의실험에서 연골염색의 기술을 도입하여, 입각기와 유각기에서 고관절의 체중부하 영역을 유형화 하였다<sup>16-17)</sup>. 이들의 실험에서 보면, 비구 및 대퇴골두 간의 관절 불일치로 인하여 부하를 받지 않는 관절구는 형태학적으로 비구 관절의 구형 상태가 대퇴골두 보다 작은 직경을 보이고 있고, 따라서 적절한 관절부하에 따라 변형됨으로써 접촉면적의 추이를 보이게 된다.

구체적인 보행주기에 따른 변화를 보면, 입각기 동안 발생하는 힘은 비구의 관절면 전체가 체중부하에 관여하고, 이때 접촉 면적은 대퇴골두의 관절 면적과 같으며, 그 접



**Fig. 2.** Joint reaction force acting across the left hip during one-legged frontal plane stance for different ratios of the abductors and body-weight arms.

촉 위치는 대퇴골두와 비구의 관절운동 방향에 의해 결정된다. 전체적으로 대퇴 골두 관절면의 약 70~80%가 관여하며, 평균 접촉면적은 평균 4.2 inch<sup>2</sup>에 해당되고, 평균적으로 관절면에 작용하는 가장 큰 압력은 326psi 이다. 이들 분석에서 보면 형태학적 예측에서와 같이 골두의 하방과 중심과 주위는 비체중부하 지역으로 남는데, 정상적인 관절에서 이 지역은 관절구(acetabular fossa)의 주위 연부조직과 원인대로 덮혀있는 부위에 해당된다.

보행시 유각기의 적은 하중이 부분적으로 접촉했다가 입각기에서 최대로 접촉하게 되는 현상은 체중 부하가 불일치(incongruent)에서 일치(congruent) 상태로의 주기적 변화가 있음을 확인하는 결과로서, 이 과정에서 대퇴 골두와 비구의 전상방 관절면이 반복적인 체중부하에 노출되게 된다. 이러한 관절에 가해지는 부하가 커질수록 관절의 상호 일치성이 증가하는 현상을 Fig. 3.에서 이해하기 쉽게 보여주고 있다.

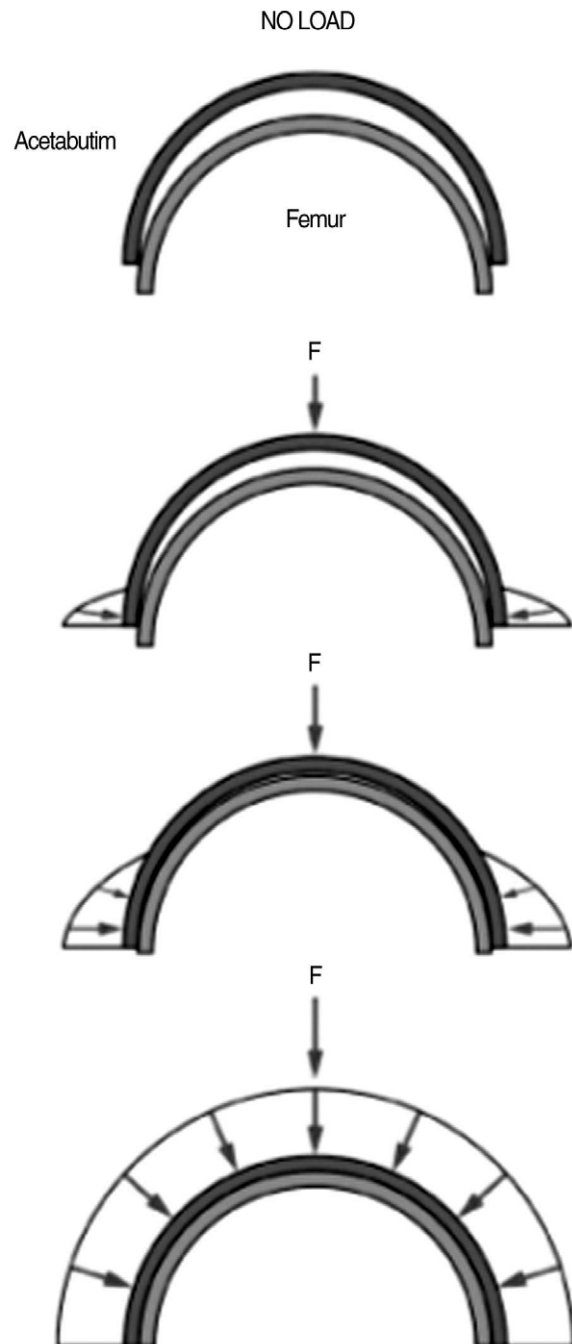
#### 4. 관절불일치의 생역학적 중요성

불일치한 관절면에 신체 부하가 가해지면서 관절의 일치가 생기는 역동적인 현상은 관절 기능의 여러 방면에 영향을 미친다. 정상 고관절에 가벼운 하중이 가해졌을 때 불완전하고 분리된 접촉면이 존재한다는 사실을 통하여, 활액막이 존재하는 다른 관절의 불일치한 교합 특징을 알 수 있다.<sup>3,13-14,29)</sup>

이러한 관절의 불일치라는 형태학적 존재는 관절내 체중이 가해지는 부위의 영역 범위와 접촉 관절면의 위치 두 가지 모두에 영향을 미치고, 부분적으로는 관절면에 가해지는 압력 분포에도 관계가 있을 것으로 보인다. 만약, 관절면이 불일치하게 고정되어 있다면 큰 하중이 가해질 때 관절 연골은 쉽게 파괴가 되고 말 것이다. 그러나 서술한 바와 같이, 고관절은 입각기 동안에 최대 부하가 가해질 때 완전한 병치(apposition)를 이룬다. 이러한 관절의 유순도(compliance)는 불일치성에서 일치성으로의 변화 과정에 관여하는 두 층으로 이루어진 관절 연골과 그 아래의 연골하 골의 변형에 의해서 생겨난 것이다.<sup>23,25)</sup>

이러한 변화는 큰 하중이 관절 내에 고르게 분포하도록 하는데 일조하는데, 흥미로운 사실은 관절들에 필요한 역동학적 요소들이 차이가 있으면서 서로 영향을 미침에도 불구하고 고관절과 슬관절, 족관절에 가해지는 최대 압력이 약 300psi 정도로 비슷하다는 사실이다. 이러한 사실은 중력과는 독립적으로 하지의 체중부하 관절들이 유사한 압력 환경에 처해 있다는 것을 시사하는 생역학적 수치이다. 또한, 불일치는 관절면의 영양 공급 뿐 아니라 윤활 기능에도 영향을 미칠 수 있다. 관절 연골과 활액막 사이의 빈번한 직접 접촉은 영양 공급과 낮은 마찰 저항계수를 유지하여 관절 본연의 기능을 수행하는데 필요하다.<sup>18,21)</sup>

보행 연구는 유각기에서 고관절이 가장 적은 접촉면을 가지게 된다는 사실을 보여준다. 그 순간에 관절 내 활액막이 연골 관절면의 전부는 아니라도 최대로 접촉할 수 있다. 고관절에 가해지는 하중이 증가할수록 관절면 사이의 활액막은 점차 밀려나려는 압력을 받는다. 이러한 반복적인 하중은 비정상적인 관절면에는 명백하게 손상을 줄



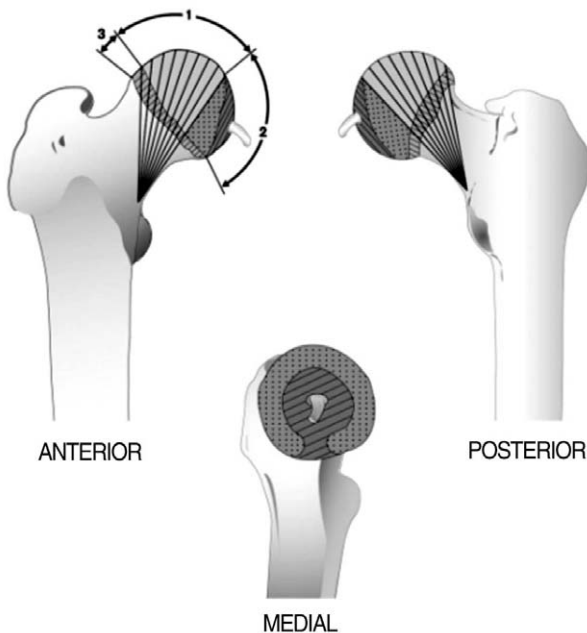
**Fig. 3.** Visualization of the change from in-congruent to congruent articulation of the hip. The growth in cartilage contact area corresponds to increasing weight-bearing force, F.

수 있으나, 정상 관절을 유지하는데 또한 필요한 것으로 보인다. 보행과 같이 주기적으로 하중이 가해질 때, 초기의 불일치는 연골면이 각 주기 동안 활막액에 노출될 수 있도록 해준다. 따라서, 관절의 불일치는 정상적인 관절의 기능을 유지하기 위해 필수적인 요소라고 볼 수 있다<sup>16-18)</sup>.

##### 5. 체중부하와 관절의 병적 변화

인간의 활막 관절 이상의 발현과 진행이 체중 부하와 직접적으로 어떤 관계가 있는지에 대해서는 아직 정확하게 알려지지 않고, 이와 관련된 연구가 지속적으로 진행 중으로서 Harrison 등은 대퇴 골두의 소주배열 연구를 통해 주된 하중이 관절면에 가해지는 과정을 압력분포영역 (pressure area)을 이용하여 설명하고자 하였는데, 무작위로 100개가 넘는 대퇴골두를 대상으로 한 연구에서 관절면 전상방에 호발하는 연골 파괴의 육안적 소견이 바로 이 영역과 상관 관계가 있음을 밝혀냈으며, Fig. 4.에서와 같이 골수주가 잘 발달된 변연부 주위 즉 골두 외측과 대퇴골두와 주위에 비압력분포 영역(non-pressure area)를 관찰하였다<sup>20)</sup>.

즉, 대퇴골두 표면의 71%에서 관절의 하방부위와 가장 자리, 대퇴골두와 주변 등에는 노화과정으로 볼 수 있는 비파괴적인 변화가 존재하며, 이 부분이 비압력분포 영역에 해당되고, 관절 압력이 과도한 경우 이 영역의 결핍으로 압력분포가 증가하게 되면 퇴행성 변화를 가속화할 수



**Fig. 4.** Distribution of pressure and non-pressure areas of the adult femoral head. (1. Trabecular underlying pressure areas are shown by shaded area. 2, 3 non pressure areas occur around the periphery of the head and peri-foveal region)

있다는 결론을 보고하였다<sup>20)</sup>. 이러한 사실은 Byer 등에 의하여 대퇴골두 병변을 보다 지리적으로 기술하여 진행하면서 골관절염 병변과 관계가 있으면서, 동시에 진행하지 않고 노화와 관계가 있다고 주장하였다<sup>8)</sup>. 그들의 연구에 따르면 비구의 전상방 부위의 진행성 변화는 단순한 섬유성 연축부터 골노출까지 생길 수 있으나 그 중간 단계는 없는 것으로 보아 반복적인 관절 하중은 관절 연골을 빠르게 파괴시킨다는 것을 알 수 있으며, 임상적으로 인공고관절 전치환술을 시행받은 환자들의 관절 연골을 육안으로 관찰함으로써 동일한 결과를 확인가능하며 체중 부하와 관절연골의 병적인 변화 사이의 개념을 확립할 수 있다.

##### 6. 고관절의 역동적 변화에 대한 생체역학적 특성

고관절이 움직이는 동안 고관절을 이루는 관절면이 일치와 불일치를 반복할 때 그 관절면에 힘이 분포하는 양상은, 관절의 구조와 연골의 두께, 그리고 연골과 연골하골을 구성하는 구성물질의 차이 등의 다양한 요인에 의해 결정된다.

역동적 관절 운동시 고관절에 가해지는 압력의 분포를 해명하기 위해 여러 가지 실험실 및 수학적 접근이 시도되었다. 그 최고치는 대상의 자세, 측정방법, 구성 물질에 따라 200~1500 psi 까지 다양한 결과가 관찰되었지만, 단정적인 명확한 지표의 제시에는 미흡한 점이 있었다<sup>1-2, 6, 10, 24)</sup>.

상술한 압력의 분포는 연골에서부터 측정할 수 있는 만큼의 수분을 삼출시킬 수 있기에 충분한 하중으로서, 연골은 구성 부피의 약 80%가 수분으로 이루어져 있는 점을 고려한다면 관절연골에 가해지는 부하에 대한 여러 유사한 연구에서 정상 적으로 관절이 움직이는 동안 빠르고 다양한 압력의 발생은 연골의 소실을 유발할 수 있다는 것이 공통된 결론에 도달하게 된다<sup>5-6, 18)</sup>.

일반적인 관절의 역동적 운동 중에 빠르고 불규칙한 관절에 대한 압력은 관절연골의 기질의 소실을 유발할 수 있고, 관절연골의 전반적이 아닌 국소적 하중의 분포로서 나타나게 되는데, 관절 연골은 점탄성의 물질들로 이루어져 있기 때문에 시간이 흐를수록 점진적으로 그 기능을 소실해 갈 것이라는 것은 예상할 수 있다<sup>36)</sup>. 즉, 주기적인 부하가 가해질 때마다 점탄성의 물질은 에너지를 상실하게 된다. 관절에 가해지는 부하에 대한 작용 면적의 차이는 한 주기에 대해 흡수되는 에너지를 설명할 수 있다.

높은 빈도의 부하가 가해지게 되면 관절연골의 점탄성 물질이 반응할 수 있는 시간도 줄어들기 때문에, 만약 가해지는 부하의 빈도가 변하게 되면 이력현상(hysteresis effect)의 크기 또한 변할 것임을 예상할 수 있으나, 일반적인 걷기와 같은 주기적인 관절의 부하가 가해지는 동안 관절은 이력현상이 축적되어 변형을 일으키는 것이 아니라

원상 회복이 가능하다<sup>9,31,34)</sup>.

이러한 현상이 일어나지 않으면, 결국 연골과 뼈는 많은 에너지의 축적에 의하여 관절에 구조적인 손상을 입게 되며, 관절연골이 점탄성 성질의 유지는 주위 연부 조직과의 상관관계를 보이면서 이러한 연골의 손상을 예방하게 되며, 이런 방식으로 고관절은 오랜 시간 안정적인 구조를 유지하게 되는 것이다<sup>18)</sup>.

## 결 론

관절의 생체 역학적 특성에 대한 이해를 다양한 보고를 통하여 토론하고자 하였고, 고관절의 구조적인 환경과 생체내에서 관절연골이 보이는 물질적인 행동을 특성화 측면에서 관절연골의 구조, 부하되는 힘, 보행 주기의 정적 및 동적 상태에서의 관절연골의 하중이 변화, 인체에서 체중 부하 면적에 따른 정상적 및 비정상적 병적 상태를 각각 생체역학적 측면에서의 접근하여 해석하고자 하였다.

이러한 분야는 일반적인 정형외과 임상 의사들에게는 다소 생소하고, 근본적인 이해가 다소 어려운 점이 많으나, 최근 정형외과 영역에서 가장 많은 질환인 퇴행성 관절염, 인공 관절술, 외상학을 다루는데 이러한 분야에 반드시 필요한 대한 정형외과적 기초지식임이 자명하다고 볼 수 있으며, 향후 고관절의 생체역학적 분야에 대한 이해와 집중적인 연구를 통하여 보다 성공적인 임상적 치료 결과를 기대할 수 있을 것이다.

## REFERENCES

- 1) Adams D, Swanson SAV: Direct measurement of local pressure in the cadaveric human hip joint during simulated walking. *Ann Rheum Dis*, 44: 658, 1985.
- 2) Afoke NYP, Byers PD, Hutton WC: Contact pressures in the human hip joint. *J Bone Joint Surg*, 69-B: 536, 1987.
- 3) Black JC, Matejczyk MB, Greenwald AS: Reversible staining technique for defining articular weight-bearing surfaces. *Clin Orthop*, 159: 265, 1981.
- 4) Blowers DH, Elson R, Korley E: An investigation of the sphericity of the human femoral head. *Med Biol Eng*, 10: 762, 1972.
- 5) Brown TD, Ferguson AB: The development of a computational stress analysis of the femoral head. *J Bone Joint Surg*, 60-A: 619, 1978.
- 6) Brown TD, Shaw DT: In vitro contact stress distributions in the natural human hip. *J Biomech*, 16: 373, 1983.
- 7) Bullough PG, Goodfellow JW, Greenwald AS, O'Connor JJ: Incongruent surfaces in the human hip joint. *Nature*, 217: 1290, 1968.
- 8) Byers PD, Contemponi CA, Farkas DA: Postmortem study of the hip joint. *Ann Rheum Dis* 29: 15, 1970.
- 9) Currey JD: The mechanical properties of bone. *Clin Orthop*, 73: 210, 1970.
- 10) Davy DT, Kotzar GM, Brown RH: Telemetric force measurements across the hip after arthroplasty. *J Bone Joint Surg*, 70-A: 1: 45, 1988.
- 11) Day WH, Swanson SAV, Freeman MAR: Contact pressure in the loaded human cadaver hip. *J Bone Joint Surg*, 57-B: 302, 1975.
- 12) Ekholm R: Osteoarthritis in the knee joint with special reference to the weight-bearing in the joint. *Acta Morphol Scand*, 1: 63, 1956.
- 13) Ficat RP, Hungerford DS: Disorders of the Patello-femoral Joint. Baltimore, Williams & Wilkins, 359, 1977.
- 14) Fukubayashi T, Kurosawa H: The contact area and pressure distribution pattern of the knee-a study of normal and osteoarthritic knee. *Acta Orthop Scand*, 51: 143, 1980.
- 15) Goodfellow JW, Bullough PG: Studies on age changes in the human hip joint. *J Bone Joint Surg*, 50-B: 222, 1968.
- 16) Greenwald AS, O'Connor JJ: The transmission of load through the human hip joint. *J Biomech* 4: 507, 1971.
- 17) Greenwald AS, Haynes DW: Weight-bearing areas in the human hip joint. *J Bone Joint Surg*, 54-B: 163, 1972.
- 18) Greenwald AS, Manley P: Energy absorption in the human hip. *J Bone Joint Surg*, 55-A: 652, 1973.
- 19) Hammond BT, Charnley J: The sphericity of the femoral head. *Med Biol Eng*, 5: 445, 1967.
- 20) Harrison MHM, Schajowicz F, Trueta J: Osteoarthritis of the hip; a study of the nature and evolution of the disease. *J Bone Joint Surg*, 35-B: 593, 1953.
- 21) Kettelkamp DB, Jacobs AW: Tibiofemoral contact area determinations and implications. *J Bone Joint Surg*, 54-A: 349, 1972.
- 22) Lloyd-Roberts GC: Osteoarthritis of the hip. *J Bone Joint Surg*, 37-B: 8, 1955.
- 23) Maquet PG, Van De Berg AJ, Simonet JC: Femoral tibial weight-bearing areas. *J Bone Joint Surg*, 57-A: 766, 1975.
- 24) Mizrahi J, Solomon L, Kaufman B, O'Duggan T: An experiment method for investigating load distribution in the cadaveric human hip. *J Bone Joint Surg*, 63-B: 610, 1981.
- 25) Moran JM, Hemann JH, Greenwald AS: Finger joint contact areas and pressures. *J Orthop Res* 3: 49, 1985.
- 26) Paul JP: Forces transmitted by joints in the human body. *Proc Inst Mech Engrs*, 181: 8, 1967.
- 27) Pauwels F: Biomechanics of the Normal and Diseased Hip. New York, Springer-Verlag, 149, 1976.
- 28) Radin EL, Paul IL, Rose RM: Role of mechanical factors in the pathogenesis of primary osteoarthritis. *Lancet*, 1: 519, 1972.
- 29) Ramsey PL, Hamilton W: Changes in tibio-talar areas of contact caused by lateral talar shift. *J Bone Joint Surg*, 58-A: 356, 1976.
- 30) Rydell N: Forces acting on the femoral head-prosthesis. A study on strain gauge supplied prostheses in living

- persons. *Acta Orthop Scand(Suppl)*, 37: 88: 1, 1966.
- 31) **Sedlin ED**: A rheologic model for cortical bone: a study of the properties of human femoral samples. *Acta Orthop Scand(Suppl)*, 83: 1, 1965.
- 32) **Seireg A, Arvikar RJ**: A mathematical model for evaluation of forces in the lower extremities of the musculo-skeletal system. *J Biomech*, 6: 313, 1973.
- 33) **Seireg A, Arvikar RJ**: Muscular load-sharing during walking. *J Biomech* 8: 89, 1975.
- 34) **Simon SR, Radin EL, Paul IL**: The response of joints to impact loading. II. In vivo behavior of subchondral bone. *J Biomech*, 5: 267, 1972.
- 35) **Steinberg ME**: Biomechanics of the hip, *The hip and its disorder*, W.B., 1st. ed., 47, 1991.
- 36) **Walker TW, Graham JD, Mills RH**: Changes in the mechanical behavior of the human femoral head associated with arthritic pathologies. *J Biomech*, 9: 615, 1976.