

생리학적인 하중 조건에서 소 상완골 연골의 기계적 특성

박성훈[#]

In Situ Mechanical Response of Bovine Humeral Head Articular Cartilage in a Physiological Loading Environment

Seonghun Park[#]

ABSTRACT

One of the unresolved questions in articular cartilage biomechanics is the magnitude of the dynamic modulus and tissue compressive strains under physiological loading conditions. The objective of this study was to characterize the dynamic modulus and compressive strain magnitudes of bovine articular cartilage at physiological compressive stress level and loading frequency. Four bovine calf shoulder joints (ages 2-4 months) were loaded in Instron testing system under load control, with a load amplitude up to 800 N and loading frequency of 1 Hz, resulting in peak engineering stress amplitude of ~5.8 MPa. The corresponding peak deformation of the articular layer reached ~27% of its thickness. The effective dynamic modulus determined from the slope of stress versus strain curve was ~23 MPa, and the phase angle difference between the applied stress and measured strain which is equivalent to the area of the hysteresis loop in the stress-strain response was ~8.3°. These results are representative of the functional properties of articular cartilage in a physiological loading environment. This study provides novel experimental findings on the physiological strain magnitudes and dynamic modulus achieved in intact articular layers under cyclical loading conditions.

Key Words : Articular cartilage (연골), Cartilage properties (연골 특성), Dynamic loading (동적 하중), Cyclical compression (동적 압축), Physiological condition (생리학적인 조건), Biomechanics (생체역학)

1. 서론

연골(articular cartilage)의 생체역학에서 인체 내부·관절의 생리학적인 환경에 의해서 발생할 수 있는 하중 조건 (즉, 인체 내부 관절에 가해질 수 있는 기계적 환경 조건)에서 그 동적 강도(dynamic modulus)와 변형률(strain)은 지금까지도 그 정확한 값들이 밝혀지지 않고 있다. 일상적인 환경 조건하

에서 인체 관절(hip joint)에 가해지는 접촉 응력(contact stress)은 Brown 등이 24 개의 관절 내부에 삽입된 소형 센서를 사용하여서 측정하였는데, 평균 접촉 응력은 2.92 MPa 에 해당하였다.¹ 관절에 가해질 수 있는 생리학적인 하중 조건에서 발생할 수 있는 변형률은 다양한 실험 방법에 의하여 다양한 값들이 보고되고 있다. Armstrong 등은 방사선 측정 기술을 인간 시체의 고관절(hip joint)에 이용

접수일: 2007 년 7 월 9 일; 게재승인일: 2007 년 10 월 23 일

교신저자: 부산대학교 기계공학부

E-mail: paks@pusan.ac.kr Tel. (051) 510-2330

하여서 생리학적인 하중 조건에서 약 20%의 변형률이 생긴다고 보고하였고, ² Macirowski 등은 초음파 측정 장비를 이용하여서 연골의 두께가 약 10%대에서 그 크기가 변화되어짐을 측정하였다.³ 또, Eckstein 등은 50 번 무릎을 굽혔다가 펴는 운동을 반복한 후에 MRI (Magnetic Resonance Imaging) 장비를 이용하여 약 6% 정도의 연골 부피가 감소되어짐을 조사하였다.^{4,5} 하지만, Herbehold 등에 의한 인간의 시체를 이용한 연구에서 일정한 하중을 3.5 시간에 걸쳐서 가한 후에 측정된 연골의 두께는 57%나 감소되었다.⁶ 그리고, Kaab 등에 의하면 그들이 사용한 토끼 모델에 일정한 하중을 가한 후에 감소한 연골의 두께는 46%에 해당하였고, 동적 하중을 가한 후에 감소한 연골의 두께는 22-34%에 해당하였다.⁷ 하지만 이들 변형률 측정 실험들의 단점은 실험의 특성상 동적 하중의 경우, 하중의 크기를 정량화 시키기가 어렵고, 이 때문에 하중과 변형률의 관계를 파악하기 힘들어서 강도와 같은 연골의 특성을 파악하는 것이 불가능하다.

기존에 보고된 동적 강도를 구하는 연구들에 대하여 살펴보면, 원기둥 모양을 가지는 작은 크기의 소 연골 (bovine articular cartilage) 시편을 이용하여 1 Hz의 동적 압축 (cyclic unconfined compression) 조건에서 0.5% ~ 2.5%의 변형률을 가하였을 때 동적 강도의 크기가 13 MPa ~ 37 MPa에 해당하였다.⁸⁻¹⁰ 이들 실험들은 인체에 가해질 수 있는 생리학적인 하중 조건을 고려하지는 못했다.

이와 같이 다양한 실험을 통하여서 인체에 가해질 수 있는 환경 조건에서 발생할 수 있는 변형률과 동적 강도의 양에 대한 지식은 생리적인 환경 조건과 연골 세포(chondrocyte)의 기계적 신호전달(mechanotransduction)에 의해서 반응하는 연골의 신진대사(이화 작용 및 동화 작용)를 이해하는데 필수적이다.

인체에 가해질 수 있는 하중에 의해서 발생할 수 있는 접촉 응력은 일상적인 움직임에서는 약 1 MPa에서 6 MPa 정도의 응력이 발생하고,^{1,11} 좀 더 격렬한 움직임에서는 약 12 MPa 정도까지의 접촉 응력이 발생할 수 있다고 보고되고 있다.¹² 따라서, 본 연구에서는 실제 일상생활에서 가해질 수 있는 5.8 MPa의 응력 크기와 1 Hz 정도 (걷는 속도에 해당)의 하중 속도에서, 또, 상완골(humeral head)을 둘러싸고 있는 연골 부위 전체가 잘 보존된 샘플을 이용하였기 때문에 보다 더 생리학적인 조건에

가까운 환경에서 연골의 동적 특성(동적 강도, 변형률, 위상각)을 파악하였다. 또, 지금까지 연구되어진 대부분의 동적 하중 관련 연구는 변위 제어(displacement control)를 이용하여서 연골의 동적 특성을 파악하였지만, 본 연구에서는 변위 제어에서 발생할 수 있는 샘플과 로딩 인텐터 사이의 탈착현상(lift-off)을 방지할 수 있는 동하중 제어(dynamic load control)를 이용하여서 인체에 가해질 수 있는 생리학적인 환경 조건을 구현하였다.

2. 실험재료 및 방법

2.1 실험재료

4 개의 소 어깨 관절들을 인근 지역에 위치한 도살장에서 구입하였고, 구입한 즉시 소 어깨 관절들을 해부하여서 상완골(humeral head)을 둘러싸고 있는 연부 조직(soft tissues)들을 제거하였다. 이 연부 조직이 제거된 상완골을 PBS (Phosphate Buffered Saline) 용액을 적신 거즈(gauze)에 싸워서 실험에 사용될 때까지 -25°C의 온도에서 동결시켰다. 실험 당일에 동결된 상완골을 꺼내서 상온에서 PBS 용액 속에 담아 원래 상태로 녹였다. 또, 상완골에 붙어 있는 연골 가장 자리 부위를 다시 절단하여서, Fig. 1에서 보여지는 것처럼, 상완골을 둘러싸는 연골 부위가 잘 보존된 반구형 모양의 실험에 필요한 상완골 연골 샘플을 얻었다. 이 반구형 모양의 상완골을 인스트론 실험 장비의 로드 셀(load cell)에 자체 제작한 원형 모양의 알루미늄 판을 이용하여 장착하였다.

2.2 실험장비

하중을 제어하기 위한 실험 장비는 인스트론 실험 장비(Model 8800, Canton, MA)를 사용하였고, 하중과 변위의 변화는 인스트론 실험 장비에 부착된 로드 셀과 LVDT(Linear Variable Differential Transformer)를 이용하여서 측정하였다. 디지털 다이얼 게이지(Model Series 543, Mitutoyo, Singapore)를 이용하여서 상완골에 가해지는 하중을 감당하는 PBS 용액이 담겨 있는 실험 용기와 인스트론 실험 장비 사이의 컴플라이언스(compliance)를 측정하였다. 이 컴플라이언스 측정량을 연골 두께의 변형량(deformation)의 측정량에 보정하였다. 실험 용기의 바닥에는 지름 50 mm로 이루어진 평면 렌즈 (곡률 반경: 0)가 부착되어 있는데, 이 렌즈가

상완골과 접촉하여 하중을 받게 된다(Fig. 1). 또, 이 렌즈 밑에는 거울이 장착되어 있고, 거울에 비친 영상은 고해상도(high resolution)의 디지털 비디오 카메라 (Model DCR-VX 1000, Sony, 720×480 pixels, 30 frame/s)에 의해서 촬영이 된다. 즉, 렌즈에 눌러진 연골의 표면 형상이 거울에 의해서 반사되고, 반사된 영상은 디지털 비디오 카메라에 의해서 촬영이 된다.

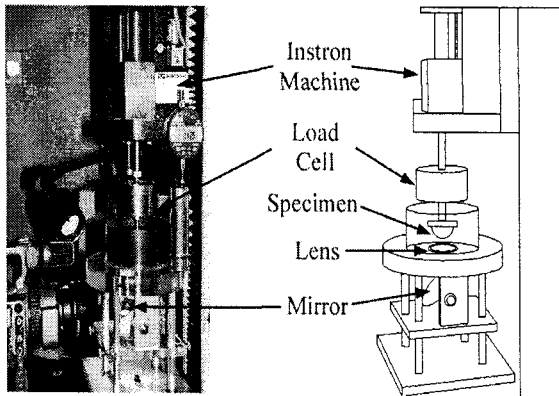


Fig. 1 Testing apparatus

2.3 실험방법

상완골 실험 재료는 동적 하중이 가해지는 동안 약 200 ml의 PBS 용액이 들어 있는 실험 용기 안에 잠기게 되고, 이 PBS 용액에 ~1 ml 정도의 인디아 잉크(India ink)를 섞으면 PBS 용액 전체가 검은 색이 된다. 이 때 하얀색을 띠는 상완골에 달려 있는 연골이 실험 장비로부터 가해지는 동적 하중에 의해서 렌즈와 접촉을 하게 되면, 연골의 접촉 부분만 검은색 배경에 하얀색이 된다(Fig. 2). 동적 하중을 가하기 전에 먼저 렌즈와 상완골 연골이 확실한 접촉을 이루도록 5 N의 tare load를 가하여서 20 분 동안 평형 상태가 되도록 한 후에, 사인 프로파일(sinusoidal profile)을 가지도록 동적 압축 하중을 제어하여서 0~800 N까지 1 Hz에서 5 cycles를 상완골 연골 샘플에 가하였다. 동적 하중에 의해서 눌러진 연골의 표면의 면적을 계산하기 위하여 Fig. 2에서 보여지는 것처럼 촬영된 비디오 파일을 각 프레임으로 세그먼트(segment) 시킨 후에, Adobe Photoshop (Version 5.5), NIH Image (Version 1.62), PV-Wave (Version 7.50), Visual Numerics와 같은 소프트웨어 패키지들을 이용하여서 검은색 배경의

하얀색에 해당하는 동적 하중에 의해서 눌러진 연골의 접촉 면적을 구하였다. 동적 하중 실험이 끝난 후에는 상완골 연골 샘플을 실험 장비에서 제거한 후에 연골의 두께가 원래대로 되돌아 오도록 1 시간 이상 PBS 용액 속에 놓아 둔 후에, 상완골 연골 샘플의 접촉 부위의 중심으로부터 지름 8 mm의 상완골 뼈가 붙어 있는 연골 plug을 채취하여서 연골의 두께를 측정하였다.

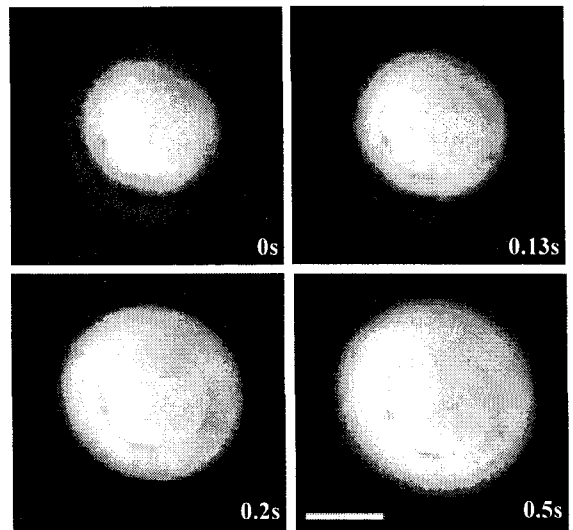


Fig. 2 Contact area after 0s, 0.13s, 0.2s, and 0.5s, respectively (Scale bar indicates 5 mm)

3. 실험결과

3.1 진응력(true stress)과 공칭 변형(engineering strain)

전형적인 상완골 연골의 1 Hz의 하중 속도에서 5 cycles에 대한 시변 동적 거동(하중, 접촉 면적, 진응력, 공칭 변형률)은 Fig. 3에서 보여진다. 상완골 연골의 접촉면상의 접촉 진응력 평균값(average true contact stress)은 상완골 연골에 가해준 동적 하중으로부터 접촉 면적을 나누어서 구하였고, 공칭 변형률 평균값(average engineering strain)은 LVDT를 이용하여 측정한 상완골 연골 두께의 변형량(deformation)을 상완골 연골의 두께(2.3 실험방법에서 연골 두께 측정 방법 설명)로 나누어서 구하였다. 1 Hz의 하중 속도에서 3번째 cycle에 대한 진응력과 공칭 변형률의 크기는 각각 5.8 ± 0.5

MPa 과 $26.7 \pm 5.4\%$ 에 해당하였다.

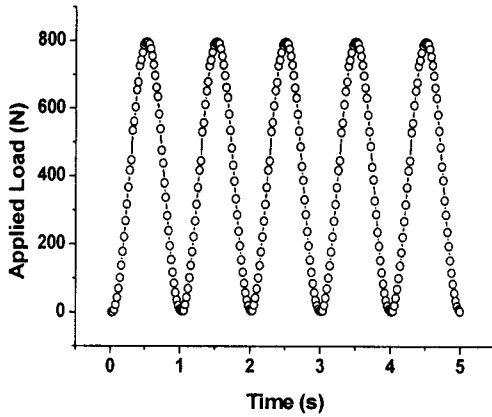


Fig. 3(a) Dynamic response as a function of time for a typical specimen: Applied load (N) vs. time (s)

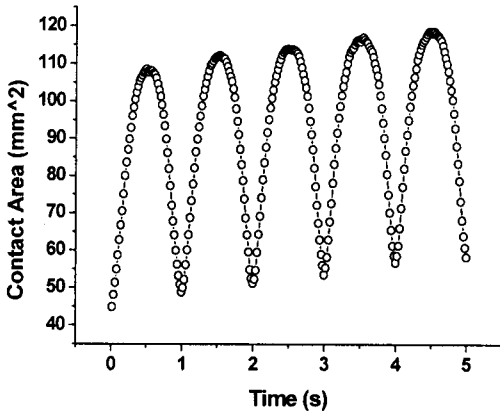


Fig. 3(b) Contact area (mm²) vs. time (s)

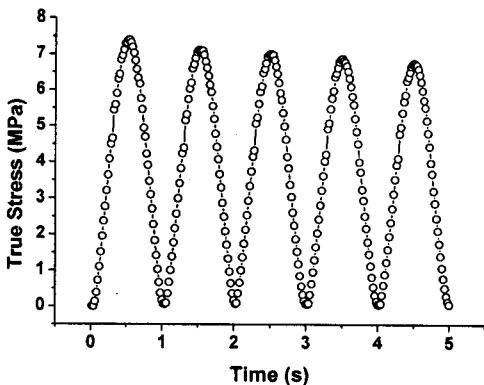


Fig. 3(c) True stress (MPa) vs. time (s)

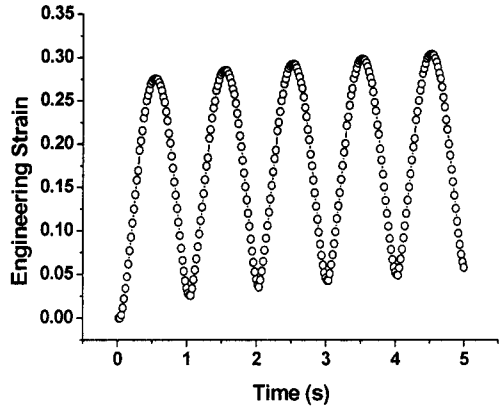


Fig. 3(d) Engineering strain vs. time (s)

3.2 동적 강도(dynamic modulus)와 위상각(phase angle)

1 Hz 의 하중 속도에서 3 번째 cycle 에 대한 동적 강도(dynamic modulus)를 구하기 위하여서 응력-변형률 곡선(stress-strain curve)를 이용하였고, 이 응력-변형률 곡선은 사인 함수를 가지도록 하중을 제거할 때 측정된 변형률로부터 구해졌다. Fig. 4 에서 보여지는 것처럼, 하중을 가해줄 때와 하중을 제거할 때가 같은 경로를 그리지 않고 히스테리시스(hysteresis)가 있음을 알 수 있다. 또, 하중을 가할 때는 응력-변형률의 관계가 선형적인 거동을 보여줌을 알 수 있다 ($R^2=0.999 \pm 0.0$). 따라서, 1 Hz 하중 속도에서의 동적 강도는 이 선형적인 거동을 보이는 직선의 기울기에 해당하고, 그 값은 23.1 ± 4.8 MPa 에 해당하였다.

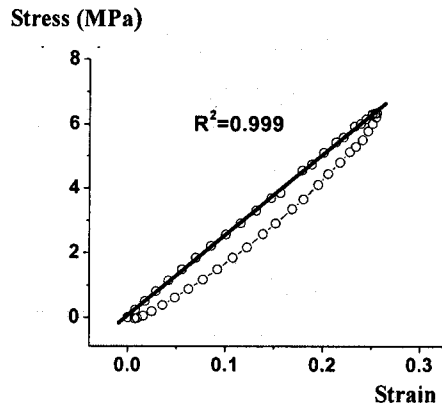


Fig. 4 Stress-strain response for a typical specimen and linear curve fit of the loading data

응력-스테레인 곡선의 히스테레시스는 상완골 연골에 가해진 동적 하중과 측정된 변형률 사이의 위상각(phase angle) 차이에 해당한다. 1 Hz 하중 속도에서 가해진 응력과 측정된 변형률 사이의 위상각 차이는 DFT (Discrete Fourier Transform)를 이용하여 구하였고, 그 값은 $8.3 \pm 1.0^\circ$ 에 해당하였다.

4. 토의 및 결론

본 연구에서 도입된 실험 방법은 연골 부위 전체가 잘 보존된 상완골 실험 재료가 렌즈와 같이 투명한 강체의 표면에 접촉할 때, 시간에 따른 연골과 렌즈의 접촉 면적 변화 측정을 가능하게 한다. 압력 센서를 사용하여 접촉 영역의 접촉 진응력(true contact stress)값을 측정할 수도 있지만, 압력 센서를 사용하면 실험 장비를 복잡하게 만들 수도 있고 다른 측정값의 정확도를 떨어뜨릴 수도 있다. 하지만, 본 연구에서 도입된 실험 방법을 이용한 접촉 면적의 측정은 인스트론 실험 장비에 의해 제어된 하중 측정과 더불어, 압력 센서를 사용하지 않고도 접촉 영역의 접촉 진응력(true contact stress)값을 계산할 수 있다. 이와 같이 계산된 접촉 진응력 값의 최대치는 ~ 6 MPa 에 해당하였고, 일상 생활에서 가해질 수 있는 생리학적인 범위내의 응력에 해당함을 알 수 있다. 이러한 생리학적인 범위내의 응력에 의해서 발생하는 연골 두께의 변형량은 (deformation)은 연골 두께의 $\sim 27\%$ 에 해당하고, 이 변형률 크기는 Kaab 등이 토끼 모델에 동적 하중을 가하여서 조사한 크기에 상응하였다.⁷ 하지만, 본 연구에서 측정된 변형률 값($\sim 27\%$)은 Herbehold 등이 의한 인간의 시체를 이용한 연구에서 조사한 57% 보다는 작은 값이고,⁶ Eckstein 등이 운동 요법(exercising regimen)을 가한 후에 인체 내부에서 조사한 $\sim 5\%$ 보다는 훨씬 더 큰 값을 알 수 있다.^{4,5} 이들 결과들이 본 연구의 변형률 값과 차이가 발생하는 이유는 변형률을 측정할 때 가해주는 하중 프로토콜(loading protocol)이 다르기 때문이다(본 연구는 1Hz 하중 속도를 가지는 동적 하중을 적용했지만, Herbehold 등은 정적 하중을 적용했고, Eckstein 등은 운동 요법을 적용했음).

본 연구에서 조사된 1 Hz 에서의 소 상완골 연골의 동적 강도는 ~ 23 MPa 에 해당하였고, 이 값은 동적 압축 실험(dynamic unconfined compression)에서 원기둥 모양의 연골 시편(cylindrical cartilage

explants)을 이용하여서 측정된 Sah 등의 실험 결과와 일치한다.¹⁰

응력-변형률 곡선의 히스테레시스 루프(hysteresis loop)의 면적은 연골에 가해진 동적 하중에 의해서 전달된 에너지의 일부가 점성 분산(viscous dissipation)으로 소멸된 에너지 양을 의미하고, 이것은 유체와 고체로 이루어진 연골에 동적 하중에 의해서 가해진 에너지가 고체 부분(solid matrix)에 모두 저장되지 않아서, 탄성 변형률(elastic strain)을 발생시킬 수 없음을 암시한다. 상완골 연골에 가해진 동적 하중과 측정된 변형률 사이의 위상각 차이는 응력-변형률 곡선의 히스테레시스 루프의 면적에 상응하는데, 이 위상각 차이가 존재한다는 사실은 상완골 연골이 점탄성 거동(viscoelastic behavior)을 한다는 사실을 설명한다; 완전 탄성체는 그 크기가 0 이다. 본 연구에서 조사된 위상각 차이는 $\sim 8^\circ$ 에 해당하였고, 이 값은 Kim 등에 의해서 조사된 값($\sim 0^\circ$) 보다는 큰 값을 가진다.⁹ 이 같은 차이는 실험에 사용된 연골 샘플의 크기와 동적 하중의 크기에서 기인하는 에너지 손실량의 차이 때문으로 설명할 수 있다. 즉, Kim 등은 변위를 제어하는 동적 압축 실험에서 단지 $\sim 1\%$ 보다 작은 값의 변형률을 이용하였고, 본 연구에서 발생한 변형률 양은 $\sim 27\%$ 에 해당하기 때문에 에너지 손실량이 본 연구에서 더 커질 수 있다. 본 연구의 실험 결과는 관절의 동적 안정성을 해석하는 실험 결과들과¹³ 더불어 관절의 동적 거동을 해석하고 이해하는데 많은 도움을 주어서, 인공 관절을 제작에 기여를 할 수 있다.¹⁴

끝으로, 본 연구는 동적 하중 조건과 연골 부위 전체가 잘 보존된 상완골을 사용하고, 일상 생활에서 인체에 가해질 수 있는 생리학적인 환경을 적용하여서 상완골 연골의 변형률과 동적 강도에 대한 새로운 실험 결과를 제공한다.

후 기

본 연구는 부산대학교 자유과제 학술 연구비(2년)의 지원에 의하여 수행되었습니다.

참고문헌

1. Brown, T. D. and Shaw, D. T., "In vitro contact stress distributions in the natural human hip," J. Biomech,

- Vol. 16, No. 6, pp. 373-384, 1983.
2. Armstrong, C. G., Bahrani, A. S. and Gardner, D. L., "In vitro measurement of articular cartilage deformations in the intact human hip joint under load," *J. Bone Joint Surg. Am.*, Vol. 61, No. 5, pp. 744-755, 1979.
 3. Macirowski, T., Tepic, S. and Mann, R. W., "Cartilage stresses in the human hip joint," *J. Biomech. Eng.*, Vol. 116, No. 1, pp. 10-18, 1994.
 4. Eckstein, F., Tieschky, M., Faber, S. C., Haubner, M., Kolem, H., Englmeier, K. H. and Reiser, M., "Effect of physical exercise on cartilage volume and thickness in vivo: MR imaging study," *Radiology*, Vol. 207, No. 1, pp. 243-248, 1998.
 5. Eckstein, F., Tieschky, M., Faber, S., Englmeier, K. H. and Reiser, M., "Functional analysis of articular cartilage deformation, recovery, and fluid flow following dynamic exercise in vivo," *Anat Embryol (Berl)*, Vol. 200, No. 4, pp. 419-424, 1999.
 6. Herberhold, C., Faber, S., Stammberger, T., Steinlechner, M., Putz, R., Englmeier, K. H., Reiser, M. and Eckstein, F., "In situ measurement of articular cartilage deformation in intact femoropatellar joints under static loading," *J. Biomech*, Vol. 32, No. 12, pp. 1287-1295, 1999.
 7. Kaab, M. J., Ito, K., Clark, J. M. and Notzli, H. P., "Deformation of articular cartilage collagen structure under static and cyclic loading," *J. Orthop. Res.*, Vol. 16, No. 6, pp. 743-751, 1998.
 8. Buschmann, M. D., Kim, Y. J., Wong, M., Frank, E., Hunziker, E. B. and Grodzinsky, A. J., "Stimulation of aggrecan synthesis in cartilage explants by cyclic loading is localized to regions of high interstitial fluid flow," *Arch. Biochem. Biophys.*, Vol. 366, No. 1, pp. 1-7, 1999.
 9. Kim, Y. J., Bonassar, L. J. and Grodzinsky, A. J., "The role of cartilage streaming potential, fluid flow and pressure in the stimulation of chondrocyte biosynthesis during dynamic compression," *J. Biomech*, Vol. 28, No. 9, pp. 1055-1066, 1995.
 10. Sah, R. L., Kim, Y. J., Doong, J. Y., Grodzinsky, A. J., Plaas, A. H. and Sandy, J. D., "Biosynthetic response of cartilage explants to dynamic compression," *J. Orthop. Res.*, Vol. 7, No. 5, pp. 619-636, 1989.
 11. Ahmed, A. M. and Burke, D. L., "In-vitro measurement of static pressure distribution in synovial joints-part I: Tibial surface of the knee," *J. Biomech. Eng.*, Vol. 105, No. 3, pp. 216-225, 1983.
 12. Matthews, L. S., Sonstegard, D. A. and Henke, J. A., "Load bearing characteristics of the patello-femoral joint," *Acta. Orthop. Scand.*, Vol. 48, No. 5, pp. 511-516, 1977.
 13. Ko, J. H., Son, K., Park, J. H. and Suh, J. T., "Gait study on the normal and ACL deficient patients after ligament reconstruction surgery using chaos analysis method," *J. KSPE*, Vol. 23, No. 2, pp. 164-171, 2006.
 14. Choi, K., "Joint prostheses and engineering technology," *J. KSPE*, Vol. 17, No. 11, pp. 17-24, 2000.