

반복 회전운동에서 코발트 크롬 합금과 미끄럼 접촉하는 돼지 무릎 관절연골의 접촉압력이 마찰계수 변화에 미치는 영향

김환 · 이권용[†] · 이영제*

세종대학교 기계공학과, *성균관대학교 기계공학과

Effect of Contact Pressure on the Variations in Coefficients of Friction Between Porcine Knee Joint Cartilage and Co-Cr Alloy in a Repeat Pass Sliding Motion

Hwan Kim, Kwon Yong Lee[†] and Young Ze Lee*

Dept. of Mechanical Engineering, Sejong University

*Dept. of Mechanical Engineering, Sungkyunkwan University

(Received June 10, 2009; Revised July 5, 2009; Accepted July 10, 2009)

Abstract – In this study, the influence of contact pressure on the variation in coefficients of friction between porcine knee joint cartilage and Co-Cr alloy in a repeat pass sliding motion was investigated. Flat-ended cartilage pin specimens(9 mm diameter, 8 mm long) were prepared from porcine(6 months old) knee joints by a drill-type punch. Friction tests were conducted by using a pin-on-disk type friction tester for an hour in PBS lubricated condition under the contact pressures of 0.5, 1 and 2 MPa with 50 mm distance per a cycle at ambient condition. As a result, coefficients of friction increased as the test duration increased for all contact pressures. The maximum coefficients of friction were 0.082, 0.06 and 0.098 for 0.5, 1, and 2 MPa, respectively. It showed that coefficients of friction of porcine knee joint cartilage against Co-Cr alloy depended on the level of contact pressure and related to squeeze film lubrication mechanism.

Key words – contact pressure(접촉압력), coefficients of friction(마찰계수), porcine knee joint cartilage(돼지 무릎 관절연골), co-cr alloy(코발트 크롬 합금)

1. 서 론

관절연골은 세포외기질(extracellular matrix) 내에 연골 세포가 분포되어 있는 형태로, 다른 조직에 비해 세포밀도가 매우 낮고 교원질섬유(collagen fiber)이 치밀하게 형성된 유기체의 조직(organic matrix)이며, 또한 생리학적으로 혈관, 림프관, 신경, 등이 없는 조직이다[1-3]. 연골조직의 세포외기질은 교원질섬유, 프로테오글리칸(proteoglycan) 등과 같은 거대분자(macromolecule)로 때

우 복잡한 배열을 하고 있으며 기질 내에 상당한 양의 물을 함유하고 있다. 이러한 특징은 연골이 이방성, 점탄성, 팽윤성과 같은 독특한 역학적 성질을 가지도록 하여 관절에 가해지는 부하를 분산시켜 접촉압력을 감소시키고, 마찰이 매우 낮고, 마모가 적은 부드러운 운동이 일어나도록 해 준다[2].

무릎의 관절연골은 위쪽 뼈(대퇴골)와 아래쪽 다리뼈(경골)의 표면을 각각 3~4 mm 정도의 두께로 감싸고 있으며, 인체 내에서 가해지는 하중이 관절에 전달될 때에 그 전달되는 하중을 지지하고, 관절운동 시에 마

[†]주저자 · 책임저자 : kwonlee@sejong.ac.kr

찰을 감소시켜서 마모를 줄이는 베어링의 역할을 한다[4]. 특히 무릎 관절은 서기, 걷기, 계단 오르기 등의 일상적인 동작에 의해 체중의 수 배나 되는 힘이 가해지는 곳이다. 보통의 속도로 평지를 걷고 있을 때 무릎 관절에는 순간적으로 체중의 4~5배나 되는 하중(0.5~2 MPa에 해당하는 접촉압력)이 가해진다[4-6]. 무릎은 신체의 여러 관절 중에서도 가장 높은 힘을 받는 관절이다. 그러나 이 관절연골은 수십 년 동안 기능적 문제를 일으키지 않고 큰 부하환경에도 잘 견딜 수 있는 조직이다. 이때의 관절 내 연골끼리의 마찰은 매우 적어 장기간의 보행에도 뼈가 직접 닳지 않게 된다. 그러나 노화가 진행되거나 외부로부터 과도한 하중이 작용하게 되면 마모를 피할 수 없으며, 한번 손상된 연골은 생체 내에서 재생이 되지 않으며, 이로 인한 골 관절염의 진행 정도에 따라 지속적인 퇴행이 발생한다.

관절연골의 마찰에 관련된 연구에는 보편적으로 Pin-on-Disk type tribo-tester가 사용되었다[7-11]. 그러나 연골-연골 접촉 상황을 위한 실험에서 평평한 연골 디스크를 만드는 것이 쉽지 않다. 평평한 연골 디스크는 대동물인 소의 무릎관절에서 채취가 가능하지만, 국내에서는 생물학적으로 연골세포가 살아있는 소의 연골을 개인이 구매하는 것은 법적으로 허락되지 않기 때문에 연골-연골의 트라이볼로지 실험을 실시하기 어려운 형편이다.

본 연구에서는 무릎 관절연골에 순간적으로 가해질 수 있는 접촉압력의 범위 내에서 접촉압력이 변화함에 따라 마찰계수 값이 어떻게 변하는가를 돼지 무릎 관절연골을 사용하여 연골-금속 접촉에서 분석하고자 한다.

2. 시편 및 실험방법

2-1. 시편

본 실험에서는 약 6개월(160~180일) 정도 된 건강한 돼지(숫놈, 거세돈, 110~120 kg)의 뒷다리를 도살 후 약 1시간 정도 지난 것을 구입하여, 약 4시간 내에 연골부위와 하부 뼈를 포함하여 pin 시편(flat-ended 원통형, 지름:9 mm, 길이:8 mm)으로 제작하였다. 이때 내경이 9 mm 인 drill type의 punch를 직접 제작해서 사용하였다. 준비된 연골 pin 시편은 극저온 냉동기에 넣어 보관하고, 실험을 위해서 해동하여 PBS(Phosphate Buffered Saline, 10X) 용액에 넣어 4°C의 온도로 냉장 보관하였다가 실험에 사용하였다. 그리고 disk 시편은 의료용 코발트 크롬 합금을 지름 54 mm, 두께

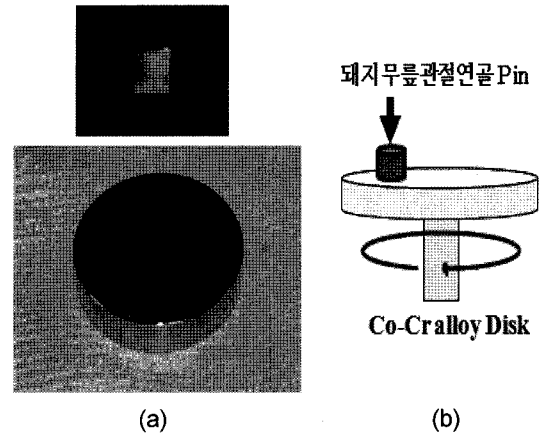


Fig. 1. (a) Cartilage pin and Co-Cr alloy disk specimens (b) Schematic diagram of contact configuration and kinematic motion for friction tests.

12 mm의 평판으로 제작한 후 표면조도 $Ra=0.002 \mu\text{m}$ 이하가 되도록 표면을 연마하여 사용하였다.

2-2. 실험 방법

마찰실험은 코발트 크롬 합금 평판과 돼지 무릎 관절연골 pin 시편을 면접촉으로 Pin-on-Disk 마찰실험 장치(Fig. 1)에 장착하여 반복 회전운동으로 실시하였다. 평판과 핀 시편에 작용하는 접촉압력은 0.5 MPa, 1 MPa, 2 MPa 세 가지 경우에 대하여 각각 7번의 반복실험을 실시하였다. 반복 회전운동의 미끄럼 거리(sliding distance)는 50 mm/cycle로 설정하여 60 rpm의 속도로 1시간 동안 실험을 실시하였으며, 모든 마찰실험은 PBS용액을 윤활액으로 사용하여 상온 상압에서 수행하였다. 마찰실험이 끝난 뒤 각각의 접촉압력에 대한 마찰계수들은 5, 30, 60, 120, 300, 600, 900, 1200, 1500, 1800, 2100, 2400, 2700, 3000, 3300, 3600초를 기준으로 각 초의 앞, 뒤 총 50개 데이터의 평균값으로 결정하였다. 이렇게 얻어진 각 포인트의 7 번 반복실험 결과를 통계 처리하여 마찰계수 결과로 사용하였다.

3. 결과 및 고찰

세 가지 접촉압력(0.5 MPa, 1 MPa, 2 MPa) 각각에 대한 마찰계수 변화를 시간에 대한 그래프로 나타내었다(Fig. 2). 세 가지 접촉압력 모두에서의 마찰계수는 시간이 증가함에 따라 증가하는 경향을 보였다. 이 가

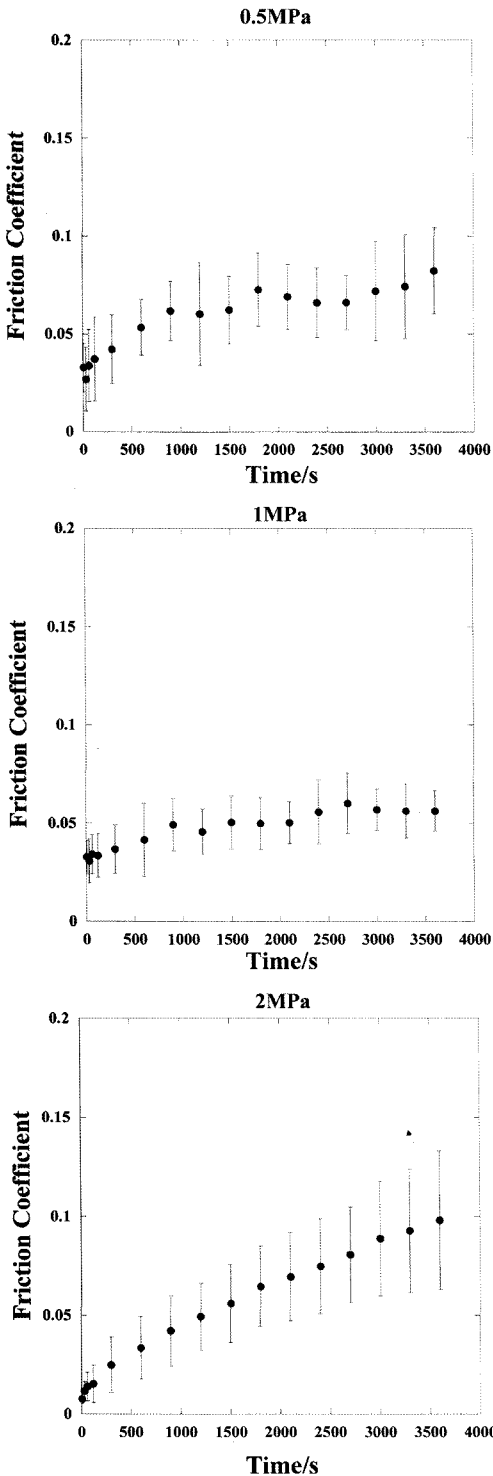


Fig. 2. Coefficients of friction between cartilage pin and Co-Cr alloy disk during 1 hour under each contact pressure.

운데 가장 큰 접촉압력인 2 MPa의 경우, 시간에 대한 마찰계수의 증가율이 가장 큰 것으로 관찰되었다. 또한 1시간의 실험 시간동안 각 접촉압력에서의 최대 마찰계수는 0.5 MPa에서 약 0.082, 1 MPa에서 약 0.06, 2 MPa에서 약 0.098이 측정되었다.

본 연구에서 실시한 접촉쌍인 연골 대 금속의 쌍과 재료적인 측면에서 유사한 점이 있는 다른 마찰실험의 연구 결과는 다음과 같다. H. Forster 등 [7]의 연구에서는 소 연골 대 스테인레스 스틸($Ra=0.01 \mu m$)의 접촉으로 0.5 MPa의 접촉압력에서 직선 왕복운동으로 45분 동안 실험한 결과로 약 0.32의 마찰계수를 보고하였고, E. Northwood 등 [8]의 연구에서는 소 연골 대 스테인레스 스틸($Ra=0.02 \mu m$)의 접촉으로 0.5 MPa의 접촉압력에서 직선 왕복운동으로 1시간 동안 실험한 결과로 약 0.225의 마찰계수를 보고하였으며, J. L. Zhang 등 [9]의 연구에서는 소 연골 대 코발트 크롬 합금($Ra=0.006 \mu m$)의 접촉으로 2 MPa의 접촉압력에서 직선 왕복운동으로 1시간 동안 실험한 결과로 약 0.12의 마찰계수를 보고하였다. 그리고 Serena Russell 등 [10]의 연구에서는 소 연골 대 스테인레스 스틸($Ra=0.01 \mu m$)의 접촉으로 0.5 MPa의 접촉압력에서 직선 왕복운동으로 1시간 동안 실험한 결과로 약 0.4의 마찰계수를 보고하였다.

이들 타 연구의 비등한 접촉압력에서의 마찰계수 결과를 본 연구의 결과와 비교하면 약 2~4배 정도 크게 나타난 것을 확인 할 수 있다. 이러한 큰 차이의 마찰계수 결과를 얻은 이유로는, 다른 종류의 동물 연골이 사용되었고, 서로 다른 미끄럼 접촉 기구운동으로 실험이 수행되었으며, 사용된 금속 재료의 표면조도가 크게 다르기 때문인 것으로 사료된다.

또한 본 연구 결과로, 접촉압력의 증가에 따라 최대 마찰계수의 변화에 일정한 경향을 보이지 않고, 오히려 0.5 MPa에 비하여 1 MPa에서 가장 낮고 2 MPa에서 가장 큰 최대 마찰계수가 관찰되었다. 그리고 같은 경향으로 각 시간대의 표준편차도 1 MPa에서 가장 작고, 2 MPa에서 가장 큰 값을 나타내었다. 반면에 초기 마찰계수는 0.5 MPa와 1 MPa에 비하여 2 MPa에서 가장 작은 마찰계수가 측정되었다.

최대 마찰계수가 접촉압력의 변화에 따라 달라지는 현상은 J. Pickard 등 [11]과 J. L. Zhang 등 [9]의 연구결과에서 찾아볼 수 있다. J. Pickard 등의 연구결과에서는 같은 실험시간에서 접촉압력이 0.5~4 MPa로 증가함에 따라 마찰계수가 감소하는 현상을 보인다. 하

지만 본 실험의 결과에서는 접촉압력이 증가함에 따라 최대 마찰계수가 감소하다가 다시 증가하였다. 이러한 같은 현상은 J. L. Zhang 등의 연구결과에서 찾아 볼 수 있었다. 이 연구는 네 가지 접촉압력(0.5, 1, 2, 3.5 MPa)에서 진행되었는데, 최대 마찰계수는 2 MPa < 1 MPa = 3.5 MPa < 0.5 MPa의 순으로 나타났다.

이러한 현상이 나타난 이유는 관절연골이 가지는 특이한 윤활작용 때문인 것으로 사료된다. 관절연골은 조직 내에 많은 양의 체액을 함유하고 있으며, 관절 내에서의 주된 윤활기구는 관절하층이 증가하였을 때 조직 내의 체액이 연골 외부로 빠져나와서 윤활막을 형성하고(squeeze film lubrication), 관절하층이 낮아졌을 때 조직 내로 체액을 다시 흡수하여 윤활작용을 하는(weeping lubrication) 것으로 알려져 있다[3,12].

이러한 윤활기구를 바탕으로 본 연구결과를 해석하면, 0.5 MPa에서 하층이 증가하여 1 MPa에서는 체액의 squeeze 현상이 상대적으로 증가하여 접촉면에 윤활효과를 증가시켜서 마찰계수가 약간 감소한 것으로 판단된다. 2 MPa의 더 높은 하층에서는 접촉 초기에 체액의 squeeze 현상이 주도적으로 발생하여 초기에 낮은 마찰계수가 관찰되었으나, 시간이 증가함에 따라 더 이상의 squeeze 현상이 나타나지 않고 이에 따른 윤활 효과가 미미하게 되어 시간이 증가함에 따라 마찰계수 값이 상대적으로 크게 증가하는 것으로 판단된다. 즉 연골의 마찰계수는 접촉압력의 크기와 squeeze 현상에 따라 민감하게 변할 수 있으며, 이러한 squeeze 현상은 연골의 두께에 영향을 받게 될 것으로 사료된다.

임상적으로도 높은 관절하층이 작용하는 경우, squeeze film lubrication 효과를 볼 수 없는 상황에서 윤활막에 의한 접촉 연골간의 분리된 영역(fluid film lubrication)보다 연골 간 직접 접촉이 발생하는 영역(boundary lubrication)이 상대적으로 넓어져서 마찰계수가 증가하고, 이에 따른 마모가 심하게 발생할 수 있으며, 관절연골 표면의 손상이 축적되면서 장기간에 따른 연골 퇴행이 심해지고, 연골 손상에 따라 연골의 두께가 얇아지면서 squeeze film lubrication 효과가 점점 더 감소하는 역효과의 반복이 발생하게 될 것으로 사료된다.

4. 결 론

돼지 무릎 관절연골과 의료용 코발트 크롬 합금 접촉에서 시간과 접촉압력에 따른 마찰계수의 변화를 관

찰한 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 마찰계수는 시간이 증가함에 따라 증가하는 경향을 보였으며, 가장 높은 접촉압력인 2 MPa에서 증가율이 가장 크게 관찰되었다.

2. 최대 마찰계수는 1 MPa < 0.5 MPa < 2 MPa의 접촉압력 순으로 관찰되었으며, 이는 squeeze film lubrication 효과가 1 MPa에서 가장 크게 나타나고, 2 MPa에서 초기를 제외하고 가장 작게 나타난 것으로 사료된다.

후 기

본 연구는 2006년 정부(교육인적자원부)의 재원으로 한국학술진흥재단 기초연구과제(기초과학분야)의 지원을 받아 수행된 연구입니다(KRF-2006-311-D01008).

참고 문헌

1. 고정식 등., “조직학”, 제4판, 고문사, 2000.
2. 강종호, 남기원, 구현모., “고정이 관절연골에 미치는 영향에 대한 연구”, The journal of Korean Society of Physical Therapy, Vol. 13, No. 2, pp. 1-16, 2004.
3. Nordin, M and Frankel V., “Biomechanics of Articular Cartilage”, *Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System*, 3rd. Lippincott Williams & Wilkins, 2001.
4. 박성훈, “활액과 하이얼루러난이 소 연골의 마찰 특성에 작용하는 역할”, *J. of the Korean Society for Precision Engineering*, Vol. 25, No. 10, pp. 137-143, 2008.
5. Fukubayashi, T. and Kurosawa, H., “The Contact Area and Pressure Distribution Pattern of the Knee. A Study of Normal and Osteoarthrotic Knee Joint”, *Acta Orthop Scand*, Vol. 51, No. 6, pp. 871-879, 1980.
6. Yao, J.Q. and Seedhom, B. B., “A New Technique for Measuring Contact Areas in Human Joints--the ‘3s Technique’”, *Proc Inst Eng [H]*, Vol. 205, No. 2, pp. 69-72, 1991.
7. Forster, H. and Fisher, J., “The Influence of Loading Time and Lubricant on the Friction of Articular Cartilage”, *Proc Inst Mech Eng [H]*, Vol. 210, pp. 109-119, 1996.
8. Northwood, E., Fisher, J. and Kowalski, R., “Investigation of the Friction and Surface Degradation of Innovative Chondroplasty Materials Against Articular Cartilage”, *Proc ImechE Part H: J. Engineering in Medicine*, Vol. 221, pp. 263-279, 2007.
9. Zhang, J. L., Burton, A. P., Jin, Z. M., Fisher, J., and Williams, S., “Friction of Articular Cartilage Under

- Different Pressures and Sliding Velocities”, *J. of Biomechanics 41(S1)*, 16th ESB Congress, 2008.
10. Russell, S., Ingham, E., Jin, Z., Fisher, J., and Tipper, J. L., “Investigation of Friction Values of Cartilage Substitution Biomaterials”, *J. of Biomechanics 41(S1)*, 16th ESB Congress, 2008.
 11. Pichard, J., Ingham, E., Egan, J., and Fisher, J., “Investigation Into the Effect of Proteoglycan Molecules on the Tribological Properties of Cartilage Joint Tissues”, *Proc Inst Mech Eng [H]*, Vol. 212, pp. 177-182, 1998.
 12. 이권용, 이홍철, “토끼 관절연골의 마찰 및 윤활 특성”, *J. of the KSTLE*, Vol. 17, No. 4, pp. 307-311, 2001.