

## 활액과 하이알루러난이 소 연골의 마찰 특성에 작용하는 역할

### The Role of Synovial Fluid and Hyaluronan in the Frictional Response of Bovine Articular Cartilage

✉ 박성훈<sup>1</sup>

✉ Seonghun Park<sup>1</sup>

<sup>1</sup> 부산대학교 기계공학부 (School of Mechanical Engineering, Pusan National Univ.)

✉ Corresponding author: paks@pusan.ac.kr, Tel: 051-510-2230

Manuscript received: 2008.2.11 / Revised: 2008.7.9 / Accepted: 2008.8.7

*The objective of this study was to characterize the role of synovial fluid and hyaluronan in the frictional response of bovine articular cartilage. Seven cylindrical cartilage specimens were harvested from three fresh bovine humeral heads (4-6 months old). Reciprocal sliding motion (1 mm/s) was provided by a custom-made friction testing apparatus with a normal load of 22.3 N. From the measured time-dependent normal and frictional forces, the minimum and maximum frictional coefficients were calculated. Synovial fluid reduced the minimum frictional coefficient by ~75 % and maximum frictional coefficient by ~11%, while the reduction of the minimum and maximum frictional coefficients with hyaluronan was ~42% and ~24%, respectively. To the best of our knowledge, this experimental study investigates the first such comparisons of frictional response of articular cartilage with and without synovial fluid and hyaluronan, and provides significant insights into their role in the articular cartilage friction and lubrication.*

Key Words: Articular Cartilage (연골), Bovine Humeral Head (소 상완골), Frictional Response (마찰 특성), Synovial Fluid (활액), Hyaluronan (하이알루러난), Boundary Lubricants (표면윤활제), Biomechanics (생체역학)

#### 1. 서론

연골(articular cartilage)은 관절 내부의 마주 보는 뼈의 양쪽 끝에 붙어 있으며, 인체 내에서 가해지는 하중이 관절에 전달될 때에 그 전달되는 하중을 지지하거나, 관절이 회전 운동을 할 때에 마찰을 감소시켜서, 마모를 줄이는 베어링(bearing)의 역할을 한다. 기존 연구에 의하면, 인간이 1 년 동안 걷는 걸음의 수는 약 2 백만 보이고,<sup>1,2</sup> 매 걸음마다 무릎 관절의 경우에는 인체 하중의 4-5 배에 해당하는 하중 (0.5-2 MPa 에 해당하는 응력)을 지지한다.<sup>3-6</sup> 이와 같이, 실제 일상생활에서 인체의

무릎 관절에 있는 연골에 가해지는 하중 형태는 대부분의 경우, 동적 하중이 반복적인 사이클(1 년 동안 2 백만 보)을 이루면서 가해진다. 또, 때로는 인체 내부 관절(diarthrodial joints)은 커다란 접촉 응력을 발생시키는 동하중을 지지함과 동시에, 넓은 범위의 운동을 가능하게 한다.<sup>7-13</sup> 이와 같이, 때로는 심한 기계적 환경 조건이 인체 관절 내부의 연골에 가해지더라도, 연골이 하중 지지와 회전 운동을 동시에 가능하게 하는 베어링 역할을 70 년 이상 동안 가능하게 하는 것은 바로 연골 특유의 내부 유체에 의한 외부 하중 지지와 뛰어난 윤활 특성에 의한 낮은 마찰계수에 기인하고,

인간이 만든 어떤 베어링도 인체 관절 내부의 연골과 같은 마찰 및 윤활 특성을 가지지 못한다. 이와 같은 연골 특유의 마찰 및 윤활 특성은 부분적으로는 연골 내부 유체가 연골에 가해지는 압축 하중을 압축 초기에 대부분 (90% 이상) 감당해서 낮은 마찰계수를 가능하게 만들어 주기 때문이다.<sup>14</sup> 연골은 유체(대부분 물로 구성)와 고체(대부분 collagen 과 proteoglycan 단백질로 구성)의 두 가지 상태로 구성되고, 연골에 가해지는 외부 하중( $W$ )을 유체가 감당( $W^p$ )할 때, 연골의 마찰계수는 낮아진다. 하지만, 시간이 지나면서 유체가 감당하는 하중의 양( $W^p/W$ )이 작아지게 되고, 점점 더 연골의 고체 부분이 하중을 감당하게 되면서, 연골의 마찰계수( $\mu_{eff}$ )가  $\mu_{eff} = \mu_{max} [1 - (1 - \phi)(W^p/W)]$ 의 함수로서 최소값( $\mu_{min}$ )에서 최대값( $\mu_{max}$ )으로 서서히 증가하게 된다. (여기서  $\phi$ 는 유체와 고체로 이루어진 연골의 고체와 고체의 접촉 비율을 나타냄)<sup>15</sup>

실제 일상생활에서 많은 경우에는 연골 내부 유체가 연골에 가해지는 압축 하중을 대부분 감당할 수 있는데, 이러한 이유를 일상생활에서 관절의 움직임에 의한 연골의 거동에서 찾아볼 수 있다. 즉, 걷는 동작에서 인체의 무릎 관절에서의 움직임을 살펴보면, 외부 하중이 무릎 관절에 가해지고 무릎 관절이 회전을 할 때, 무릎 관절 내부에 있는 연골 또한 외부 하중을 받고 일정한 속도로 슬라이딩하면서 미끄러지듯이 움직인다. 이 때문에, 서로 마주보는 두 연골의 접촉점이 계속 이동하게 되고, 이러한 접촉점의 이동은 연골 내부 유체가 언제나 많은 양의 외부 하중을 감당할 수 있도록 하고 연골이 언제나 낮은 마찰계수를 유지할 수 있도록 하여서, 외부 하중에 의해서 연골에 가해지는 마찰력을 줄이는 역할을 한다.<sup>14</sup> 또, 인체 관절 내부의 관절낭(joint capsule)을 덮고 있는 얇은 막인 활막(synovial membrane)에서 분비되는 활액(synovial fluid, SF)은 서로 마주 보며 접촉하는 연골이 하중을 지지하고 회전 운동을 가능하게 하는 베어링 역할을 수행할 때 마찰을 줄여주는 표면윤활제(boundary lubricants) 역할을 수행한다. 하지만, 연골의 마찰 및 윤활 특성이 연골에 하중이 가해지는 시간, 하중의 크기, 슬라이딩(sliding)과 롤링(rolling) 움직임의 결합, 슬라이딩 속도 등의 함수로서 복잡하게 구성되어지기 때문에, 연골의 마찰 및 윤활 특성에 활액과 활액의 주요 구성 성

분인 하이얼루리난(Hyaluronan, HA)이 표면윤활제로서 미치는 영향에 대해서 아직까지 많은 연구가 수행되지 않고 있다.<sup>16-20</sup> 따라서, 본 연구는 활액과 하이얼루리난이 표면윤활제로서 연골의 마찰 및 윤활 특성에 미치는 영향을 파악하기 위하여, 이들을 사용하였을 때와 사용하지 않았을 때의 마찰계수를 측정하였다. 이 와 같은 실험 결과들은 기존의 연구들로부터는 알 수 없었던 인체 내부 관절 운동에서 활액과 하이얼루리난의 표면윤활제로서의 역할과 인체 관절 내부 연골이 사고나 질병으로 인한 마모가 되었을 때, 관절 내부에 주입되는 상용 표면윤활제 개발 방향에 대해서 커다란 통찰을 제공할 수 있다.

## 2. 실험재료 및 방법

### 2.1 실험재료

3 마리의 건강한 송아지 (나이: 4-6 개월) 어깨 관절들을 인근 지역에 위치한 도살장에서 구입하였고, 구입한 즉시 송아지 어깨 관절들을 해부하여서 상완골(humeral head)을 둘러싸고 있는 연부 조직(soft tissues)들을 제거하였다. 이 연부 조직이 제거된 상완골로부터 박절기(sledge microtome; Model 1400, Leiz, USA)를 사용하여서, 7 개의 원기둥 모양의 시편(지름: 4.78 mm, 두께: 1.72±0.08 mm)들을 만들었다. 이 때, 시편의 표면을 평편하게 만들고, 연골의 석회화 된 부분(subchondral bone)과 혈관성 조직(vascularized tissue)을 제거하기 위하여 연골의 뼈에 가까운 부위로부터 약 0.5 mm 정도를 제거하였다 (연골의 표면 부위는 절단시키지 않고 잘 보존시킴). 모든 시편들은 동결시키지 않고, 실험에 사용될 때까지 PBS (Phosphate Buffered Saline; Gibco-BRL, USA) 용액의 온도를 4°C 로 유지시키면서 보관하고, 실험 직전에 이 원기둥 모양의 시편들을 자체 제작한 마찰 실험 장비의 PBS 와 단백질 분해방지제(protease inhibitor; Roche, Germany)가 담긴 용기에 장착하였다. (Fig.1) 실험에 사용된 활액은 송아지 어깨 관절로부터 수집되었다.

### 2.2 실험장비

연골의 마찰계수를 측정하기 위한 실험 장비는 자체 제작하였다. 왕복 슬라이딩 운동(속도: 1 mm/s, 왕복 거리: ±2 mm)은 Fig. 1 에서 보여지는 것처럼, PC 에 의해서 제어된 트랜스레이션 스테이

지(translation stage; Model PM500-1L, Newport Corporation, USA)로부터 생성되었다. 이때, 연골 시편에 가해진 수직 하중(22.3 N)은 보이스-코일 액추에이터(voice-coil actuator; Model LA17-28-000A, BEI Kimco Magnetics Division, USA)로부터 생성되었다. 수평 하중과 수직 하중은 3 축 방향으로 측정 가능한 로드 셀(Model 20E12A-M25B, JR3 Inc., USA)에 의해서 측정되어졌고, 변위는 실험 장비에 부착된 LVDT(Linear Variable Differential Transformer; Model PR812-200, Schaeviz Sensors, USA)를 이용하여서 측정하였다. 수직 하중을 생성시키는 데 사용된 보이스-코일 액추에이터는 파워 서플라이(power Supply; Model PST-040-13-DP,

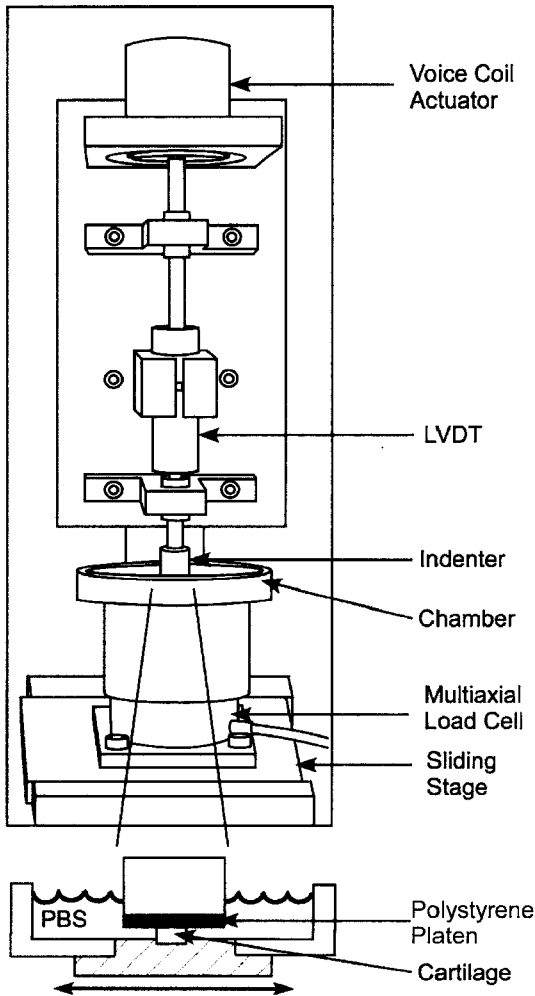


Fig. 1 Testing apparatus

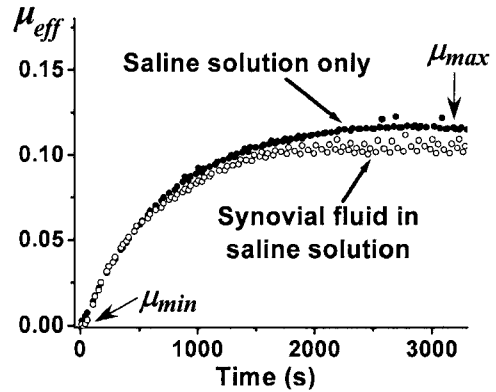


Fig. 2 Typical time-dependent response of  $\mu_{eff}$  of cartilage against polystyrene in PBS, and PBS+SF

Copley Controls Corp., USA)와 제어 박스(Model TA115, Trust Automation Inc., USA)에 연결되고, Labview (National Instruments, USA) 패키지과 데이터 수집 보드(Model PCI-6030E, National Instruments, USA)가 장착된 PC 를 이용하여서 피드백 제어하였다. 연골 시편들과 접촉하는 인덴터(indenter)의 끝 부분은 폴리스티렌(polystyrene)으로 만들었다. (Fig. 1)

### 2.3 실험방법

활액(synovial fluid, SF)과 하이얼루러난(hyaluronan, HA; Synvisc®, Genzyme Corporation, USA)이 연골 실험 재료의 마찰계수 변화에 미치는 영향을 파악하기 위하여, 두 실험을 수행하였다. 첫 번째 실험은 활액과 하이얼루러난을 사용하지 않았을 때 연골의 마찰계수를 구하기 위하여, 7 개의 연골 시편들을 PBS 용액이 들어 있는 실험 용기 안의 바닥에 고정 시킨 후에, 왕복 슬라이딩 운동으로부터 발생되는 3600 s 동안 수평 방향의 힘 ( $F_x$ )과 수직 방향의 힘( $F_z$ )을 측정하였다. 이 힘들은 시간에 따라 변화하기 때문에, 수평 방향과 수직 방향 힘들의 비율( $F_x/F_z$ )로서 시간에 의존하는 마찰계수 (time-dependent friction coefficient,  $\mu_{eff}$ )를 계산하였고, 마찰계수가 평형 상태에 도달할 때까지 실험을 수행한 후에, 최소 마찰계수 (minimum friction coefficient,  $\mu_{min}$ )와 최대 마찰계수 (maximum friction coefficient,  $\mu_{max}$ )를 구하였다. (Fig. 2) 두 번째 실험에서는 활액과 하이얼루러난을 사용하였을 때의 연골 마찰계수 변화를 측정하기 위하여

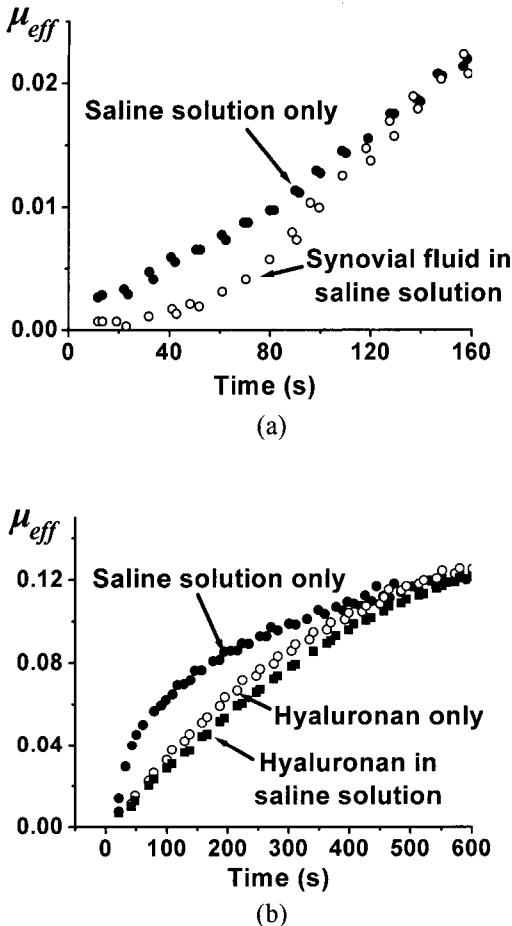


Fig. 3 (a) Typical early time response of  $\mu_{eff}$  of cartilage against polystyrene in PBS, and PBS+SF. (b)  $\mu_{eff}$  for cartilage against polystyrene in PBS, PBS+HA, and HA

여, PBS 와 활액(PBS+SF)을 2:1 의 비율로 희석시킨 용액, 하이얼루란만을 이용한 용액, PBS 와 하이얼루란(PBS+HA)을 1:1 로 희석시킨 용액들 속에서 첫 번째 PBS 용액을 사용한 실험과 동일한 과정을 거쳐서 마찰계수를 구하였다. 두 실험 모두 같은 연골 시편들을 사용하였고, 첫 번째 실험에서 생긴 연골 시편의 두께 변화가 원래 상태로 회복되도록, 두 번째 실험을 시작하기 전에 상온의 PBS 용액 속에서 약 ~3 시간을 놓아 두었다. 7 개의 연골 시편들 중 4 개는 활액의 영향을 조사하는데 사용되었고, 3 개는 하이얼루란의 영향을 조사하는데 사용되었다.

### 2.4 통계분석

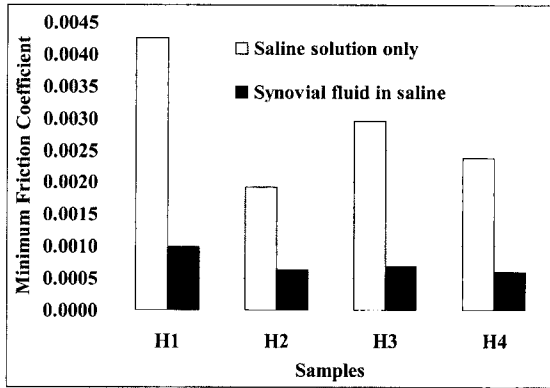
활액과 하이얼루란이 연골 마찰계수들에 미치는 통계적인 차이를 조사하기 위하여 일원변량 분석(one-way ANOVA with repeated measures)을 유의 수준 =0.05 에서 수행하였다. 사후검증은 본페로니 보정법(Bonferroni adjustments)을 사용하였다.

### 3. 실험결과

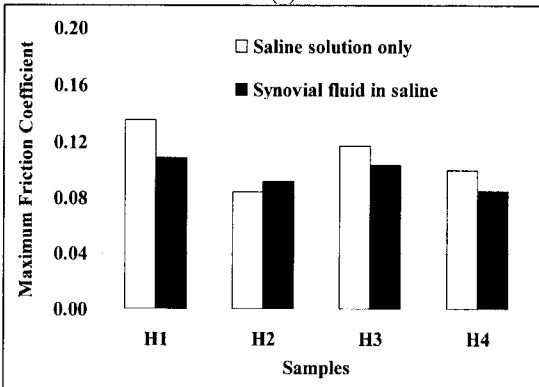
연골의 마찰 특성은 마찰 초기의 최소 마찰계수( $\mu_{min}$ ) 값부터 시간이 지날수록 증가하다가, 평형에 도달했을 때에는 최대 마찰계수( $\mu_{max}$ ) 값을 가진다. (Fig. 2)  $\mu_{min}$  은 활액(SF)을 표면윤활제로 사용하지 않았을 때 (PBS)  $0.0029 \pm 0.0010$  의 값을 가지고, 활액을 표면윤활제로 사용했을 때 (PBS+SF)  $0.0007 \pm 0.0002$  의 값으로 아주 많이 감소하는 것을 볼 수 있다. ( $p < 0.02$ ) (Fig. 4a)  $\mu_{max}$  는 PBS 에서  $0.109 \pm 0.022$  의 값으로부터 PBS+SF 에서  $0.097 \pm 0.010$  의 값으로 감소하지만, 통계분석에 의한 차이는 크지가 않았다. (Fig. 4b) 초기 시변 거동에서의 연골 마찰계수( $\mu_{eff}$ )는 PBS+SF 에서가 PBS 에서보다 훨씬 작은 값에서 천천히 증가하는 것을 볼 수 있다. (Fig. 3a) 하이얼루란(HA)을 표면윤활제로 사용한 경우,  $\mu_{min}$  은 하이얼루란을 사용하지 않았을 때 (PBS)  $0.0083 \pm 0.004$ , 하이얼루란과 PBS 를 같이 사용했을 때 (PBS+HA)  $0.0044 \pm 0.0011$ , 하이얼루란만을 사용했을 때 (HA)  $0.0048 \pm 0.001$  의 값들을 가졌다. (Fig. 5a) 비록 하이얼루란을 사용한 경우 그렇지 않은 경우보다  $\mu_{min}$  이 감소했지만, 이들의 통계분석에 의한 차이는 크지가 않았다 ( $p > 0.2$ ).  $\mu_{max}$  는 PBS 에서  $0.145 \pm 0.018$ , PBS+HA 에서  $0.130 \pm 0.012$ , HA 에서  $0.110 \pm 0.005$  로 감소하는 것을 볼 수 있다. ( $p \leq 0.08$ , Fig. 5b) 여기서, 아주 흥미로운 실험결과는 초기 시변 거동에서의 연골 마찰계수( $\mu_{eff}$ )가 PBS 에서보다 PBS+HA 와 HS 에서 좀 더 천천히 증가한다는 점이다. (Fig. 3b)

### 4. 토의 및 결론

본 연구는 인체 관절 내부의 관절낭(joint capsule)을 덮고 있는 얇은 막인 활막(synovial membrane)에서 연골 표면에 도포되는 활액(SF)과 활액의 주요 구성 성분인 하이얼루란(HA)이, 관절 내부의 뼈 와 뼈 사이에서 베어링 역할을 수행



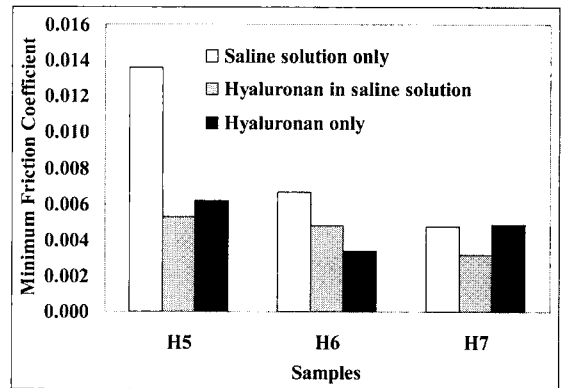
(a)



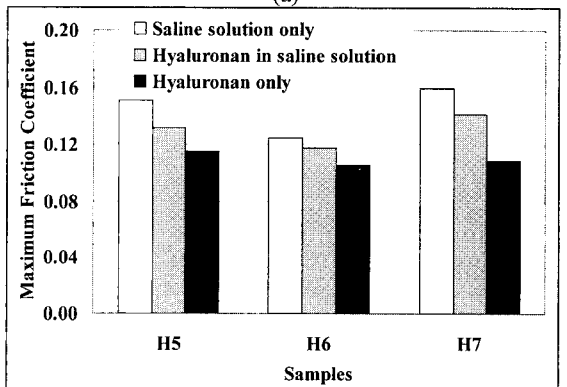
(b)

Fig. 4 (a)  $\mu_{min}$  and (b)  $\mu_{max}$  of cartilage in PBS, and PBS+SF (n=4)

하는 연골의 마찰 및 윤활 특성을 향상시키는데 어떻게 기여하는 지에 대하여 조사하였다. 이들의 연골 표면윤활제 역할에 대한 정량화된 비교 검토를 위해서, 마찰 특성을 대표하는 마찰계수를 측정하였다. 특히, 연골은 유체와 고체로 이루어져 있기 때문에, 그 마찰계수가 연골 내부 유체가 연골에 가해지는 외부 하중을 지지하는 정도에 반비례하는 특성을 가진다. 즉, 연골에 가해지는 외부 하중을 지지하는 초기에는 연골 내부 유체가 대부분의 외부 하중을 지지하기 때문에, 마찰계수가 아주 작은 값을 가진다. 하지만, 시간이 지날수록 연골 내부 유체의 외부 하중 지지량이 감소해서, 마찰계수가 증가하게 된다. 결국에는, 연골 내부 유체의 외부 하중 지지량이 0 이 될 때, 마찰계수는 평형 상태에 도달하게 되고, 최대값을 가지게 된다. (Fig. 2)<sup>14,15</sup> 활액을 표면윤활제로 사용했을 때,  $\mu_{min}$  은 ~75% 감소했고 (PBS: 0.0029 → PBS+SF:



(a)



(b)

Fig. 5 (a)  $\mu_{min}$  and (b)  $\mu_{max}$  of cartilage in PBS, PBS+HA, and HA (n=3)

0.0007),  $\mu_{max}$  는 ~11% 감소했다 (PBS: 0.109 → PBS+SF: 0.097). 하이알루론산을 표면윤활제로 사용했을 때,  $\mu_{min}$  은 ~42% 감소했고 (PBS: 0.0083 → HA: 0.0048),  $\mu_{max}$  는 ~24% 감소했다 (PBS: 0.145 → HA: 0.110). 또, 마찰 계수가 평형 상태에 도달하는 시간에 대한 지표로서 특성 시상수 (characteristic time constant,  $\tau$ )를 사용하는데, 이 특성 시상수,  $\tau = a^2 / H_A k$  ( $a$ =시편의 반지름,  $H_A$ =aggregate modulus,  $k$ =hydraulic permeability)는 연골의 유체 부분이 연골에 가해지는 하중을 지지하는 양이 급격히 감소해서 연골 내부의 고체 부분이 외부 하중의 대부분을 지지할 때까지 걸리는 시간에 지표를 의미한다.<sup>21-23</sup> 기존 연구에서<sup>24</sup> 보고된 대표적인 송아지 연골 재료 특성치( $H_A=13$  MPa,  $k=0.6 \times 10^{-15}$  m<sup>4</sup>/N.s)를 이용하여서 계산한 연골 시편(본 연구에 사용된 연골의 반지름,  $a=2.39$  mm)의 특성 시상수는 약 730 s 로서, 본 실험 결과에서 연골 시편의

마찰계수가 평형상태까지 도달하는 시간과 잘 일치함을 알 수 있다. (Fig. 2)

연골의 마찰 및 윤활 특성에서는 최소 마찰계수가 아주 중요한 의미를 가지는데, 그 이유는 실제 일상생활에서 대부분의 인체 관절의 움직임이 관절 내부 연골로 하여금 최소 마찰계수를 발생시키는 조건을 형성하기 때문이다. 즉, 인체 관절은 대부분의 경우 관절에 가해지는 외부 하중 지지와 회전 운동을 동시에 수행하게 된다. 이 때, 관절 내부의 서로 마주보는 두 연골 또한, 관절에 가해지는 외부 하중을 지지하면서, 회전운동과 슬라이딩 운동을 동시에 수행하기 때문에, 두 연골의 접촉점이 계속 이동하게 된다. 이 두 연골이 접촉하는 점의 이동은 바로 연골 내부 유체가 연골에 가해지는 외부 하중을 언제나 대부분 지지할 수 있는 조건을 형성하고, 이 조건은 곧 연골 마찰계수가 언제나 최소값을 가지도록 하는 조건을 만들게 된다. 따라서, 본 연구에서 연골의 최소 마찰계수가 활액과 하이얼루러난을 표면윤활제로 사용했을 때에 사용하지 않았을 때보다 각각 ~75%와 ~42% 감소했다는 결과와 초기 마찰계수 증가가 천천히 이루어진다는 결과는 연골이 하중 지지, 회전 운동, 슬라이딩 운동을 감당하는 베어링 역할을 수행하는데, 활액과 하이얼루러난이 표면윤활제로서 커다란 역할을 하고 있음을 의미한다.

끝으로, 본 연구는 연골 표면에 도포되는 활액과 그 주요 구성성분인 하이얼루러난이 표면윤활제로서 연골의 마찰 및 윤활 특성을 향상시키는데 커다란 역할을 감당한다는 실험 결과를 제공하는 동시에, 향후 연골 표면윤활제 개발 시에 마찰 및 윤활 특성에 미치는 영향과 신뢰성을 평가할 수 있는 새로운 지표를 제공한다. 또, 관절 내부의 연골에 도포되는 활액의 고갈로 인한 관절염 발병 및 진행 과정을 차단시키거나 완화시킬 수 있는 표면윤활제 개발에 필요한 단서를 제공할 수 있다.

## 후 기

이 논문은 2007 년도 정부재원(교육인적자원부 학술연구조성사업비)으로 한국학술진흥재단의 지원(KRF-2007-331-D00593)과 2007 년도 부산대학교 신입교수연구 정착금 지원을 받아 연구되었음.

## 참고문헌

1. Weightman, B., "Tensile fatigue of human articular cartilage," *J. Biomech*, Vol. 9, No. 4, pp. 193-200, 1976.
2. Seedhom, B. B. and Wallbridge, N. C., "Walking activities and wear of prostheses," *Ann Rheum Dis*, Vol. 44, No. 12, pp. 838-843, 1985.
3. Morrison, J. B., "The mechanics of the knee joint in relation to normal walking," *J. Biomech*, Vol. 3, No. 1, pp. 51-61, 1970.
4. Greenwald, A. S. and Haynes, D. W., "Weight-bearing areas in the human hip joint," *J. Bone Joint Surg Br*, Vol. 54B, No. 1, pp. 157-163, 1972.
5. Fukubayashi, T. and Kurosawa, H., "The contact area and pressure distribution pattern of the knee. A study of normal and osteoarthrotic knee joints," *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 Mech Eng [H]*, Vol. 205, No. 2, pp. 69-72, 1991.
7. 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.
8. 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.
9. Hodge, W. A., Carlson, K. L., Fijan, R. S., Burgess, R. G., Riley, P. O., Harris, W. H. and Mann, R. W., "Contact pressures from an instrumented hip endoprosthesis," *J. Bone Joint Surg Am*, Vol. 71, No. 9, pp. 1378-1386, 1989.
10. 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," *Journal of KSPE*, Vol. 23, No. 2, pp. 164-171, 2006.
11. Huberti, H. H. and Hayes, W. C., "Patellofemoral contact pressures. The influence of q-angle and tendofemoral contact," *J. Bone Joint Surg Am*, Vol. 66, No. 5, pp. 715-724, 1984.
12. An, K. N., Himeno, S., Tsumura, H., Kawai, T. and Chao, E. Y., "Pressure distribution on articular surfaces: Application to joint stability evaluation," *J.*

- Biomech, Vol. 23, No. 10, pp. 1013-1020, 1990.
13. Mikosz, R. P., Andriacchi, T. P. and Andersson, G. B., "Model analysis of factors influencing the prediction of muscle forces at the knee," *J. Orthop Res*, Vol. 6, No. 2, pp. 205-214, 1988.
14. Park, S., Krishnan, R., Nicoll, S. B. and Ateshian, G. A., "Cartilage interstitial fluid load support in unconfined compression," *J. Biomech*, Vol. 36, No. 12, pp. 1785-1796, 2003.
15. Park, S., Costa, K. D. and Ateshian, G. A., "Microscale frictional response of bovine articular cartilage from atomic force microscopy," *J. Biomech*, Vol. 37, No. 11, pp. 1679-1687, 2004.
16. Barnett, C. H. and Cobbold, A. F., "Lubrication within living joints," *J. Bone Joint Surg Br*, Vol. 44B, No. 3, pp. 662-674, 1962.
17. Charnley, J., "The lubrication of animal joints," *Proc of Inst of Mech Engrs (Symposium on biomechanics, London)*, pp 12-22, 1959.
18. Linn, F. C., "Lubrication of animal joints. I. The arthrotripsometer," *J. Bone Joint Surg Am*, Vol. 49, No. 6, pp. 1079-1098, 1967.
19. McCutchen, C. W., "The frictional properties of animal joints," *Wear*, Vol. 5, pp. 1-17, 1962.
20. Swann, D. A., Silver, F. H., Slayter, H. S., Stafford, W. and Showe, E., "The molecular structure and lubricating activity of lubricin from bovine and human synovial fluids," *Biochem. J.*, Vol. 225, No. 1, pp. 195-201, 1985.
21. Kelkar, R. and Ateshian, G. A., "Contact creep of biphasic cartilage layers," *Journal of Applied Mechanics, Transactions ASME*, Vol. 66, No. 1, pp. 137-145, 1999.
22. Armstrong, C. G., Lai, W. M. and Mow, V. C., "An analysis of the unconfined compression of articular cartilage," *J. Biomech Eng*, Vol. 106, No. 2, pp. 165-173, 1984.
23. Ateshian, G. A., Lai, W. M., Zhu, W. B. and Mow, V. C., "An asymptotic solution for the contact of two biphasic cartilage layers," *J. Biomech*, Vol. 27, No. 11, pp. 1347-1360, 1994.
24. Soltz, M. A. and Ateshian, G. A., "A conewise linear elasticity mixture model for the analysis of tension-compression nonlinearity in articular cartilage," *J. Biomech Eng*, Vol. 122, No. 6, pp. 576-586, 2000.