

내마모성이 향상된 기능성 표면구조를 갖는 인공관절에 관한 기초적인 연구

김 동 욱 · 勇田敏夫

소속순천향대학교 공과대학 정보기술공학부
(2001년 5월 19일 접수, 2001년 12월 8일 채택)

A Basic Study on Functional Friction Surface of Artificial Joints

D.W. KIM and T. Yuhta

Division of Information Technology Engineering, College of Engineering, Soonchunhyang University

(Received May 19, 2001. Accepted December 8, 2001)

요약 : 현재 세계적으로 연간 약 30만건 이상의 고관절전치환술(Total Hip Replacement, THR)이 행해지고 있다. THR의 증례수 증가와 더불어 經年의인 mechanical failure의 사례도 증가하고 있어, 재 치환수술이 행해지고 있다. 재치환술을 행하는 가장 큰 이유는 인공관절 관절면의 마모 및 컵과 스템의 해리에 있다. 최근의 연구에 의하면 해리의 주 원인중 하나는 관절면에서의 UHMWPE의 마모 파편의 발생에 있는 것이 알려졌다. 따라서, UHMWPE의 마모를 방지하기 위하여 인공관절 관절면에 기능적 표면을 부여하고, 이 기능적 표면의 윤활특성을 검토하였다. 기능적 표면은 직경 0.2-1.0mm의 구멍이 피치 0.6-2.0mm의 간격으로 나열되어 있는 요철 패턴이다. pin on disk 마찰·마모 시험기를 이용하여 SUS316L 대 UHMWPE의 마찰·마모시험을 수행한 결과 마모량을 대폭적으로 줄일 수 있어, 기능성 표면을 부가함으로써 마모성능을 향상시킬 수 있는 것을 알았다. 또한, 마모특성을 가장 향상시키는 최적의 요철 패턴(직경 0.5mm, 피치 1.2mm)이 존재하는 것을 알 수 있었다. 이들 결과는 관절면에 패턴을 부가함으로써 마모특성이 크게 향상하는 것을 보여주었으며, 인공관절의 마모를 효과적으로 방지하여 수명을 향상시킬 수 있는 가능성을 시사하였다.

Abstract : At present, about 0.3 million and more THR's (Total Hip Replacement) in a year are being done worldwide. The increase in mechanical failure with the increase in THR, requires more revisions. Revisions compensate mainly the wear of the artificial joint frictional surface and the loosening of the cup and stem. According to recent researches, loosening is mainly due to wear debris UHMWPE(Ultra High Molecular Weight Polyethylene) from frictional surfaces. To overcome the wear problems associated with artificial joint materials, new surface structures with regular patterns were designed and fabricated.

The lubrication properties were examined to evaluate the wear of the frictional surfaces. The surface structure manifested a pattern of "dents" with a 0.2-1.0 mm of diameter and 0.6-2.0 mm of pitch. From the friction test of the SUS316L vs UHMWPE using the frictional tester, we found that the lubrication performance was improved due to of drastically reduced amount of abrasion. There were optimum sizes for the diameter and the pitch of the pattern. The results demonstrated that the lubrication properties could be improved by patterning of the frictional surfaces. The surface patterning was effective in preventing wear of the frictional surfaces, and the life of an artificial joint could be extended with such patterning.

Key words : Artificial joints, THR(Total hip replacement), Loosening, Functional friction surface, UHMWPE(Ultra High molecular weight polyethylene)

서 론

1960년대 초기에 영국의 Charnley가 고관절전치환술(Total Hip Replacement, THR)에 성공한 이래 인공관절은 본격적으로 발전하여 보급되어 왔다. 현재는 전 세계에서 연간 약 30만 건 이상의 THR이 행해지고 있다. THR의 증례 수의 증가에 따라 경년적인 mechanical failure례도 증가하고 있어, 재치환술(revision)이 이루어지게 되었다. 재치환술을 행하는 이유는

본 논문은 1999년도 한국학술진흥재단의 신진교수과제지원(과제번호 : KRF-1999-003-F00321)에 의해 수행되었음.

통신저자 : 김동욱, (336-745) 충남 아산시 신창면 읍내리 646

순천향대학교 공과대학 정보기술공학부

Tel. 041-530-1340

E-mail. bmedwkim@sch.ac.kr

주로 인공관절 관절면의 마모와 스템 부분의 해리(loosening)이다. 최근의 연구에 의하여 이 관절면의 마모와 해리 사이에 밀접한 관계가 있는 것 즉, 관절면에서 초고분자량폴리에틸렌(Ultra High Molecular Weight Polyethylene, UHMWPE)의 마모 파편(wear debris/wear particles)의 발생이 loosening의 주요한 원인중의 하나라는 것이 밝혀졌다[1-2]. 즉, 해리의 방지를 위해서는 인공관절 관절면에서의 UHMWPE의 마모를 방지하는 것이 반드시 필요하며, 이에 따라 환자에게 큰 부담을 주는 재치환술의 증례를 감소시킬 수 있다고 생각한다. 이를 위해 관절면의 표면 개질에 의한 마찰·마모 및 부식특성의 개선에 관한 연구[3-4] 및 임상사용후의 UHMWPE socket의 마모상태의 연구[5]등이 행해지고 있으나, 현재까지 만족할 만한 성과는 얻지 못하였다.

본 연구는 종래에 행하던 방법과는 다른 방법으로, 인공관절 관절면의 표면개질을 행하여, 그 윤활 특성을 향상시키려는 것을 목적으로 하여 관절면에 요철패턴을 형성하는 표면 개질법을 고안하였다. 이것은 주로 기계부품용의 dry bearing의 마찰·마모 특성을 개선하기 위한 것으로, 특히 윤활유를 인가하지 않은 상태에서 금속 대 금속의 관절운동 상태에서 마찰 특성을 향상시키는 기술이다.

본 연구에서는 이 기술을 인공관절 관절면에 응용함으로써, UHMWPE 마모 파편의 발생을 억제하여 인공관절의 수명을 연장시키는 것을 목적으로 하여, 이를 위한 기초적인 검토를 행하고자 한다. 구체적으로는 인공관절 관절면에 기능성 표면 구조를 부여하는 것을 제안하고, 실험을 통하여 그 윤활 특성 향상을 확인한다. 또 최적의 기능성 표면 구조에 대해서도 실험·검토를 행하였기에 보고한다.

실험방법 및 재료

1. 마모실험장치

그림 1과 같은 pin on disk식의 마찰·마모 실험 장치를 구축하였다. 본 장치는 회전축에 설치한 sample I (pin 형상)과 sample holder에 설치한 sample II (disk 형상) 사이의 마찰·마모실험을 행하도록 하는 것이다. 회전축에 일정 속도로 회전을 부가할 수 있도록 고려 하였으며, 회전축과 sampling holder는 공기 베어링으로 보지 하도록 하였다. 이 때문에, 시료 I, II 사이에서 발생하는 마찰력이 sampling holder에 손실 없이 회전 torque로 전달되며, 이 값은 load cell로 검출한다. load cell의 출력은 strain amplifier 및 A/D converter에 의해 PC에 입력되어, 실시간으로 기록 되도록 하였다. 윤활액의 사용에 대해서는 사용/미사용 모두 가능하도록 설계하였으며, 윤활액을 사용하는 경우는 생체내 환경과 유사하도록 생리식염수 및 소의 혈청을 사용하였다.

회전축 중심과, pin 시료까지의 거리를 X mm, 회전축 중심과 load cell까지의 거리를 Y mm라 하면, 마찰계수는 다음과 같이 계산할 수 있다.

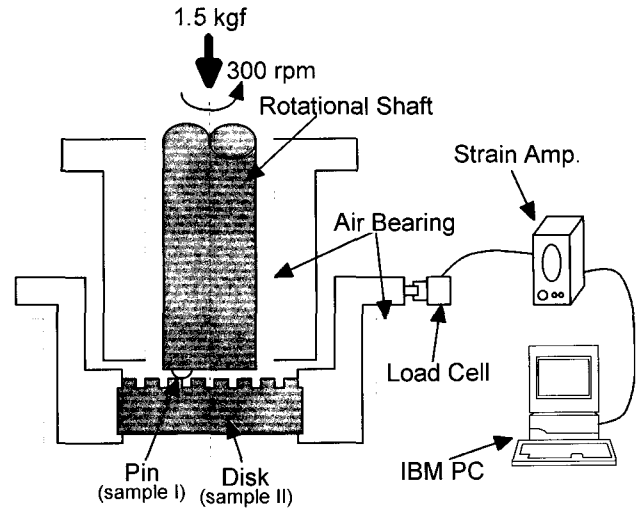


그림 1. pin on disk식 마찰·마모 실험장치의 개략도

Fig. 1. Schematic of Frictional Tester by pin on disk Methods

$$\text{마찰계수} = \frac{(y/x) \times \text{측정된 마찰력}}{\text{하중}} \quad (1)$$

하중은 직접 회전축에 인가 되도록 하였다.

인공관절의 임상사용에 있어서 보통의 생활에서(계단의 오르내림 등) 체중의 2~3배의 하중이 인공관절에 인가된다고 한다[6]. 또, 대퇴두의 직경이 5cm인 경우 대퇴두의 체중부하 면적은 약 9cm^2 이며[7], 인공관절의 대퇴두의 직경이 22mm인 것을 고려하면, 인공관절 관절면의 대퇴두와 비구컵의 접촉 면적은 2cm^2 이하이다. 따라서, 체중 70kg인 경우, 하중은 $70\text{kgf} \times 3 = 200\text{kgf}$ 로 하고, ball과 socket의 접촉 면적을 1.5cm^2 으로 하면, ball과 socket의 접촉 압력은 $200\text{kgf} \div 1.5\text{cm}^2 \approx 133\text{kgf/cm}^2$ 으로 된다. 한편 Hertz의 탄성 접촉이론에 의하면, 평면과 구가 접촉하는 경우, 접촉원의 직경 d와 하중 W와의 관계는 다음과 같다.

$$d = 2.2 \left\{ \frac{WD}{4} \left(\frac{1}{E_1} + \frac{1}{E_2} \right) \right\}^{1/3} \quad (2)$$

여기에서 E_1, E_2 는 각각 구 및 평면 재료의 탄성계수, D는 구의 직경이다. 또, 위에서 계산한 ball과 socket의 접촉압력이 133kgf/cm^2 이기 때문에

$$\frac{W}{\left(\frac{d}{2}\right)^2 \pi} = 133 \quad (3)$$

$E_1 = 200\text{GN/m}^2, E_2 = 0.5\text{GN/m}^2, D = 22\text{mm}$ (인공 관절에서 사용되는 ball의 직경으로, 본 실험에서 pin의 선단에 이 직경의 구면을 사용하고 있음)을 대입하여 (1)식과 (2)식을 연립하여 W에 대하여 해를 구하면, $W \approx 1.5\text{kgf}$ 로 된다.

즉, 1.5 kgf의 하중을 회전축에 인가하면, 마찰실험 초기상태의 pin과 disk의 접촉 압력을 실제의 인공관절의 ball과 socket의 접촉 압력과 동일하게 할 수 있다.

2. 시료제작

pin on disk 마찰실험에서 pin과 disk의 재료의 조합은 실제로 인공관절에서 사용되는 재료는 대퇴두가 금속재료, socket 이 고분자재료로 구성되어 있는 것을 고려하여, 본 실험에서도 pin은 SUS316L을, disk는 UHMWPE로 제작하였다.

그림 2(a)에 pin의 형상을 나타낸다. SUS316L제의 pin은 직경 22 mm의 베어링으로부터 같은 방법으로 제작하였다. pin의 선단은 접촉면에서 pin의 중심선이 어긋나서 한쪽 면만 닿는 것을 방지하기 위하여 구면으로 하였다.

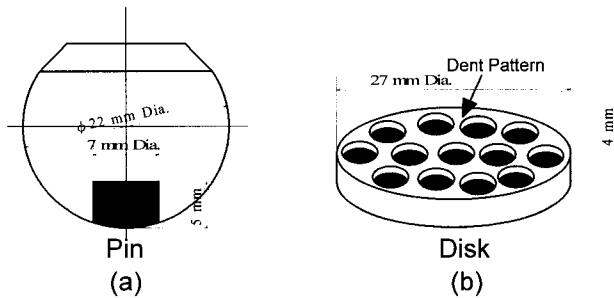


그림 2. pin on disk식 마찰·마모 실험의 시료
Fig. 2. A Test Samples of pin on disk Frictional Tester

그림 2(b)와 같은 디스크를 제작한다. disk의 직경은 27 mm, 두께 4 mm의 원형으로, 재질은 실제 인공관절에서 사용되는 UHMWPE로 하였다. 마찰 관절면의 표면조도는 마찰·마모 실험 결과에 큰 영향을 미친다. 본 실험에서는 Ra로 0.03 ~ 0.05 μ m로 통일하였다.

마찰 관절면이 매끈한 disk외에 표면에凹형 패턴을 부가한 disk를 제작하였다. UHMWPE로 구성된 disk는 NC공작 기계를 이용하여 엔드밀로 UHMWPE표면에 구멍내기 가공을 이용하여 제작하였다. 엔드밀의 지름(패턴의 직경이 된다)은 0.2~1 mm사이에서 0.1 mm간격의 공구를 준비하였으며, 피치는 엔드밀 지름의 1.5~4배를 선택했다. 절삭깊이는 모두 1mm로 통일하였으며, 절삭속도는 패턴의 가공 정밀도를 올리기 위해 1mm/S로 설정했다. 가공 후, 가공표면을 래핑 처리하여 마무리하였다.

SUS316L시료에 대한 패턴형성은 포토케미칼에칭에 의하여 행했다. 그림 3에 가공 공정을 나타내었다. SUS316L시료(래핑 가공 수행)를 아세톤에 의하여 초음파 세정한 후 표면에 레지스트를 도포하여 90 °C에서 30분간 베이킹을 한 후 마스크를 고정하여 25초간 로광 및 현상을 수행하였다. 다음으로 레지스트의 부착력을 높이기 위하여 120 °C에서 60분간 베이킹을 하였다. 베이킹 후 이를 에칭액에 담귀 패턴을 형성하였다. 마지막으로 에칭에 의하여 열화된 표면을 경면가공한 후 래핑하여 패턴가공을 완성하였다.

막으로 에칭에 의하여 열화된 표면을 경면가공한 후 래핑하여 패턴가공을 완성하였다.

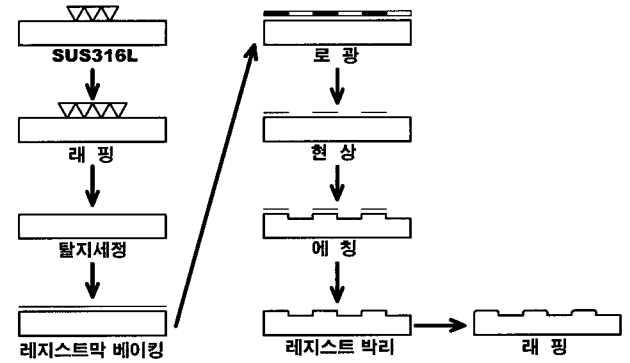


그림 3. SUS316L의 pattern 가공
Fig. 3. Patterning of SUS316L

실험 결과

pin에 SUS316L을, disk에 UHMWPE를 이용하여, 여러 가지 패턴으로 가공한 disk에 대하여, pin on disk 실험 장치를 이용하여 12시간 정도의 단시간 동안 마찰·마모 실험을 하였다.

1. pin : 고분자 재료, disk : 금속재료의 경우

pin에 UHMWPE, disk에 SUS316L을 이용하여 표 2에 나타난 조건으로 마찰·마모 실험을 행한 경우의 마찰력의 경시 변화를 그림 4, 그림 5에 나타낸다. 횡축은 실험 개시후의 경과 시간, 세로축은 마찰력 및 마찰 계수이다.

표 2. 고분자(pin) vs 금속(disk) 관절운동 조건
Table 2. Frictional Test Condition of UHMWPE(pin) vs SUS316L(disk)

하 중	1.5 kgf
회 전 수	300 rpm
온 도	20 °C(실온)
윤 활 액	생리식염수
패턴직경	0.3 mm
피 치	0.4 mm

그림 4는 패턴의 지름을 0.3 mm(피치는 3배인 0.9 mm), 그림 5는 패턴의 지름을 0.4 mm(피치는 3배인 1.2 mm)로 실험을 행한 것이다. 두 그림 모두 패턴이 없는(No-pattern)경우의 실험 결과를 함께 나타내었다. 패턴을 부가한 시료에서는, 패턴의 지름을 0.3 mm로 하거나 (그림 4)도, 지름을 0.4 mm로 한 경우(그림 5)도 마찰력의 경시 변화는 거의 같은 경향을 나타내고 있다. 마찰력은 시간의 경과와 함께 증가하여 실험 개시

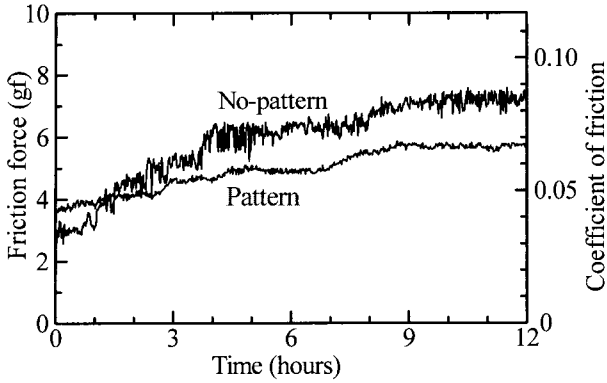


그림 4. 마찰력 경시변화 (패턴 직경 : 0.3 mm)
Fig. 4. The Change of Frictional Force (Pattern Diameter : 0.3 mm)

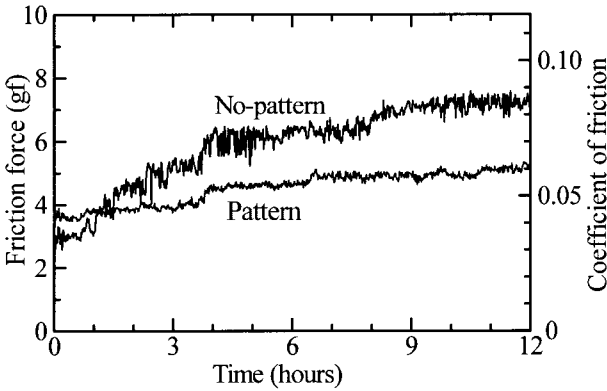


그림 5. 마찰력 경시변화 (패턴 직경 : 0.4 mm)
Fig. 5. The Change of Frictional Force (Pattern Diameter : 0.4 mm)

12시간 경과 후에는, 마찰력은 5.5 gf 전후, 마찰 계수는 약 0.065가 된다. 패턴을 부가하지 않은 시료에는, 패턴을 부가한 시료와 똑같이, 마찰력이 시간과 함께 증가하여 실험 개시 12시간 경과 후에 마찰력은 약 7.3 gf, 마찰 계수는 약 0.085이 되었다. 패턴을 부가한 시료와 부가하지 않은 시료를 비교하면, 패턴을 부가할 경우, 마찰력의 변동이 적은 안정된 상태를 나타내었으며, 마찰력 자체도(실험 개시 직후를 제외하고) 낮은 것을 알 수 있었다.

마찰 관절면에 패턴을 부가함에 따라 마찰력이 어느 정도 감소했는지를 나타내기 위해서, 마찰력의 감소율(Decrease of friction force)를 다음 식으로 정의하였다.

$$\text{마찰력 감소율} = \frac{\text{non pattern 마찰력} - \text{pattern 마찰력}}{\text{non pattern 마찰력}} \times 100\%$$

마찰력은 항상 변동하고 있지만, 단순 평균을 취하여 No-pattern 마찰력 또는 pattern 마찰력으로 하였다. 그림 4 및

그림 5에서 패턴의 지름과 마찰력의 감소율과의 관계를 나타내면 그림 6과 같이 된다.

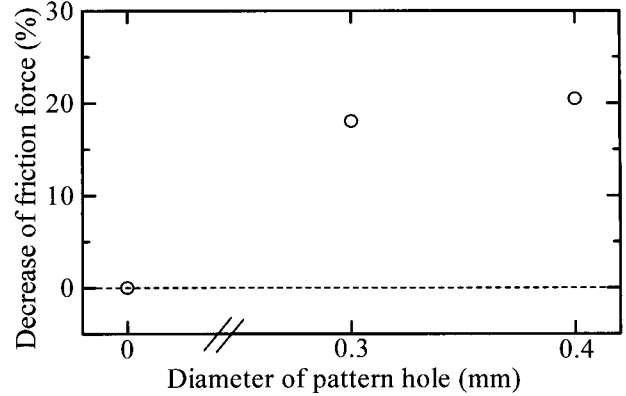


그림 6. 마찰력 감소율
Fig. 6. Decrease of Frictional Force

패턴의 지름이 0인 경우는 패턴을 부가하고 있지 않은(No-pattern) 시료를 나타내고 있다. 이 그림에서 SUS316L 상에 패턴을 부가함으로써 패턴을 부가하지 않는 것에 비해 약 20% 정도 마찰력(마찰 계수)이 감소하는 것을 알 수 있었다.

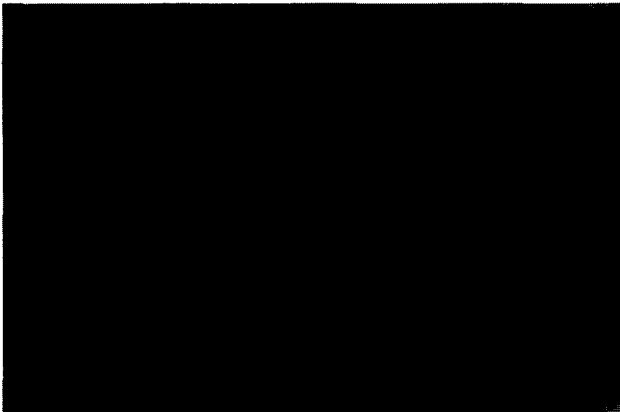
다음으로 시료 표면의 마모 상태를 관찰한 결과를 나타낸다. 그림 7은 UHMWPE 표면의 마모 자국의 모습이다. 그림 7(a)는 패턴을 부가한 SUS316L disk 시료(pattern 지름 : 0.3 mm)와 관절운동 시킨 것이며, (b)는 패턴을 부가하지 않은(No-pattern) SUS316L disk 시료와 관절운동 시킨 것이다. 패턴 시료를 이용한 경우와 No-pattern 시료를 이용한 경우는 분명한 차이를 관찰할 수 있었다. 패턴 시료와 접촉한 UHMWPE 관절면(a)는 No-pattern 시료와 접촉한 면(b)과 비교하여 훨씬 평활한 것을 관찰할 수 있다. 또 No-pattern 시료와 접촉한 UHMWPE 표면에는, 하얗게 빛이 나는 부분(화살표로 나타냈다)을 많이 볼 수 있다. 이것은 SUS316L 시료의 마모 파편이 UHMWPE 시료 표면에 박혀 있는 것이다.

2. pin : 금속재료, disk : 고분자 재료의 경우

다음으로 pin에 SUS316L, disk에 UHMWPE를 이용하여 표 3에 나타난 조건으로 마찰·마모 실험을 행했다. 표 3의 '패턴 점유율 (Occupation rate of pattern)'은 다음 식으로 정의한 것으로, 단위면적에서 패턴 부분의 면적 비율이다.

$$\text{pattern 점유율} = \frac{\text{단위면적당 pattern이 점유하는 면적}}{\text{단위면적}} \times 100\%$$

본 실험에서는 이 패턴 점유율을 20%로 하여, 패턴의 지름을 0.2 ~ 1.0 mm로 변화 시켰다. 결과의 일례로서 패턴의 지름이 0.5 mm인 경우의 결과를 그림 8에 나타낸다. 횡축은 실험



(a) pattern을 부가한 SUS316L과 UHMWPE시료의 관절면



(b) 패턴을 부가하지 않은 SUS316L과 UHMWPE시료의 관절면

그림 7. UHMWPE의 표면 사진

Fig. 7. A Photo of UHMEPE Surface

표 3. 금속(pin) vs 고분자(disk) 관절운동 조건
Table 3. Frictional Test Condition of SUS316L(pin) vs UHMWPE(disk)

하 중	1.5 kgf
회 전 수	300 rpm
온 도	20 °C(실온)
윤 활 액	생리적식염수
패턴점유율	20 %

개시후 경과 시간, 세로축은 마찰력 및 마찰 계수이다. 그림에 는, 패턴이 없는 상태(No - pattern)에서 행한 실험 결과도 병 기하여 나타내었다.

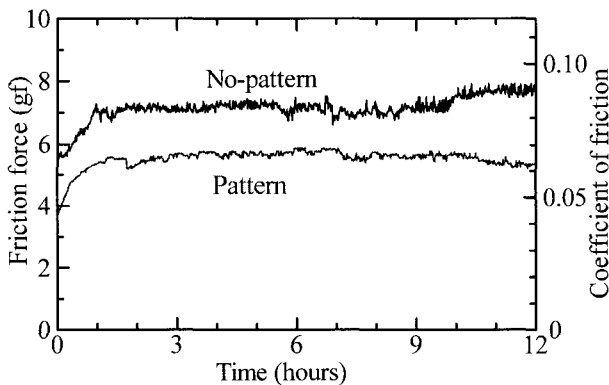


그림 8. 마찰력의 경시변화 (패턴직경 : 0.5 mm, 패턴점유율 : 20 %)
Fig. 8. The Change of Frictional Force(Pattern Diameter : 0.5 mm, Occupation rate : 20 %)

패턴직경과 마찰력의 감소율과의 관계를 나타내면 그림 9와 같이 된다. 그림 9를 살펴보면, 패턴의 지름이 증가함에 따라 마찰력의 감소율이 증가(즉 마찰력이 저하)하여 직경이 0.4 mm ~ 0.5 mm부근에서 마찰력의 감소율이 약23%가 되어 피크를 나

타낸다. 패턴의 지름이 그 이상이 되면, 마찰력의 감소율은 저 하하여 지름이 1 mm인 경우 마찰력의 감소율이 약 -10% 가 되었 다.

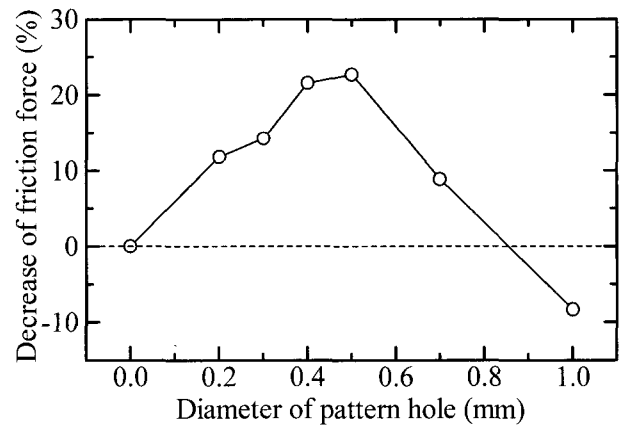


그림 9. 패턴직경과 마찰력 감소율
Fig. 9. The Relationship between Pattern Diameter and Decrease of Frictional Force

다음으로 패턴의 직경과 disk로서 이용한 UHMWPE 시료 의 최대 마모 깊이(표면조도계로 측정)와의 관계를 그림 10에 나타내었다. 그림 10은 그림 9와는 부의 상관관 나타내고 있 다. 즉 패턴직경이 증가함에 따라 최대 마모 깊이는 감소하여 지름이 0.4 ~ 0.5 mm부근에서 최대 마모 깊이가 약 8 μm로 최 저가 된다. 패턴직경이 그 이상이 되면 최대 마모 깊이는 증가 하여 직경이 1 mm인 경우, 최대 마모 깊이는 약 15 μm가 되었 다. 이상의 결과로부터, 마찰 관절면에 패턴을 부가함으로써 윤 활 성능이 향상하는 것을 알 수 있었다. 또 패턴직경과 윤활 성능에는 상관 관계가 있어, 패턴의 지름이 약 0.5 mm일때 윤 활 성능이 가장 향상하는 것을 알았다.

이상의 결과를 근거로 하여 패턴의 지름을 0.5 mm로 고정

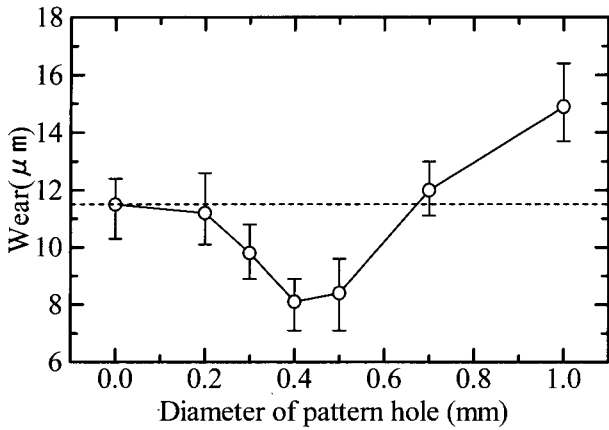


그림 10. 패턴직경과 마모깊이
 Fig. 10. The Relationship between Pattern Diameter and Wear Depth

하고 피치를 바꾸어 표 3의 조건으로 마찰·마모 실험을 행했다. 피치와 마찰력의 감소율과의 관계를 그림11에 나타내었다(각 점에 있어서의 패턴의 점유율도 동시에 나타내 있다). 그림 11을 보면 피치가 증가함에 따라 마찰력의 감소율이 증가(즉 마찰력이 저하)하였으며, 피치가 1.0 ~ 1.2 mm 정도로 마찰력의 감소율이 약23%가 되어, 피크를 나타낸다. 피치가 그 이상이 되면, 마찰력의 감소율은 저하하였다.

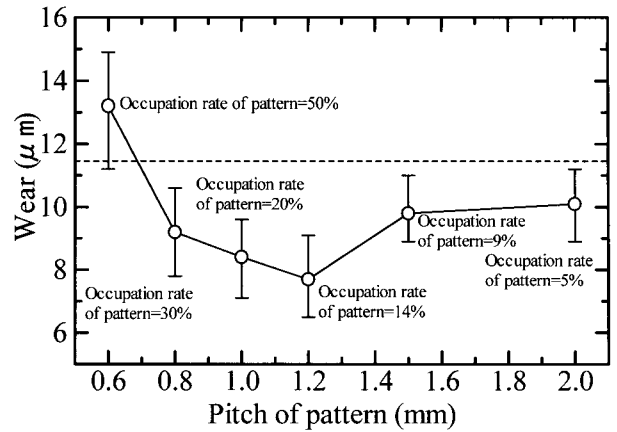


그림 12. 피치와 마모깊이
 Fig. 12. The Relationship between Pitch of Pattern and Wear Depth

성능에 상관 관계가 있을(직경 0.5 mm에서 윤활 성능이 가장 향상)뿐만이 아니고, 피치와 윤활 성능에도 상관 관계가 있어, 피치가 약 1.2 mm 때에 윤활 성능이 가장 향상하는 것을 알 수 있었다.

따라서, 패턴의 지름을 0.5 mm, 피치를 1.2 mm로 마찰·마모 실험을 행한 UHMWPE 시료(disk)와 패턴을 부가하지 않고 실험 한 UHMWPE 시료(disk)의 관절면의 마모자국을 관

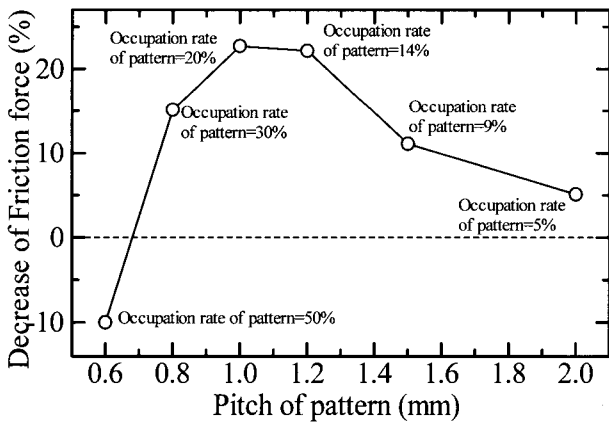
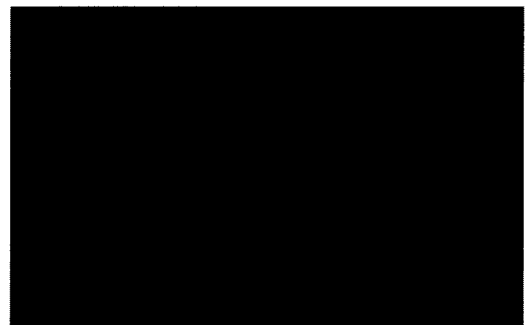
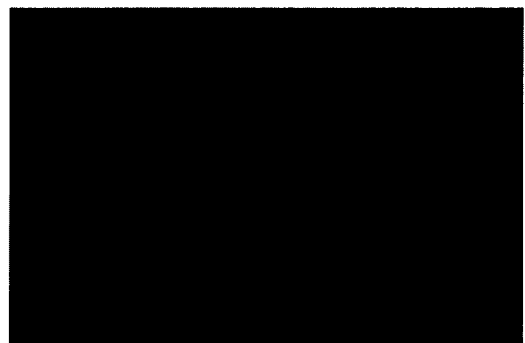


그림 11. 피치와 마찰력 감소율
 Fig. 11. The Relationship between Pitch of Pattern and Decrease of Frictional Force

다음으로 피치와 UHMWPE 시료의 최대 마모 깊이(표면조도계로 측정)와의 관계를 그림 12에 나타내었다(각 점에 있어서의 패턴의 점유율도 동시에 나타내 있다). 그림중의 파선은 패턴이 없는 시료를 사용하였을 경우의 최대 마모 깊이(11.4 μm)를 나타내고 있다. 피치가 증가함에 따라 최대 마모 깊이는 감소하여 피치가 약 1.2 mm 부근에서 최대 마모 깊이가 약 7.7 μm로 최저가 된다. 피치가 그 이상이 되면, 최대 마모 깊이는 증가하는 것을 볼 수 있다. 이 결과로부터, 패턴직경과 윤활



(a) 패턴 부가 UHMWPE시료 관절면



(b) 패턴 미 부여 UHMWPE 관절면

그림 13. UHMWPE의 관절면 사진
 Fig. 13. A Photo of Frictional Surface of UHMWPE

찰한 결과를 그림 13에 나타내었다. (a)는 패턴을 부가한 UHMWPE 시료이며, (b)는 패턴을 부가하지 않은 UHMWPE 시료의 관절운동자극이다. 패턴을 부가한 UHMWPE 시료의 표면은 평활하고, 윤활 상태가 양호하였으나, 패턴부가하지 않은 UHMWPE 시료 표면은 거칠며, 마모가 일어난 자국이 있어, 패턴 부가 시료와 비교해 윤활 상태가 좋지 않은 것을 알 수 있다.

고 찰

관절면에 요철 패턴을 형성함으로써 금속 vs 금속(경질 재료 vs 경질 재료)의 접촉에 있어서의 고체 윤활 성능이 향상된 것은 이미 확인되어 있다. 그러나 인공관절 관절면과 같은 금속 vs 고분자(경질 재료 vs 연질 재료)의 경우는 표면 patterning 기술 효과가 확인되어 있지 않았다. 따라서, 본 연구에서는 disk 시료상에 패턴을 부가한 시료와 부가하지 않은 시료에서 그 윤활 성능에 향상 여부를 마찰력(마찰 계수)의 경시적 변화, 마모의 최대 깊이, 마모자국의 현미경 관찰 등에 의해 평가하였다.

마찰·마모 실험결과는, 패턴을 부가한 시료에서 확실한 마찰력(마찰 계수)의 감소를 확인할 수 있었다. 또 UHMWPE 시료의 마모 최대 깊이에 관해서도 동일하게 패턴을 부가한 시료에서 우위성을 나타내었다. 다만 패턴을 부가한 시료의 마찰력(마찰 계수), 마모자국의 최대 깊이는 패턴의 지름 및 피치에 의존하였으며, 패턴의 지름이 0.5 mm, 피치가 1.2 mm 인 때 가장 큰 마찰력의 감소율(약 23%), 가장 작은 마모 깊이(약 7.7 μm)를 얻을 수 있었다. 지름이나 피치가 이들 값보다 크거나 작아지면 패턴을 부가한 시료와 부가하지 않은 시료와의 차이는 작게 되었다.

이상으로부터, 마찰 관절면에 패턴을 부가함으로써 금속 vs 금속(경질 재료 vs 경질 재료)의 관절운동뿐만이 아니고, 금속 vs 고분자(경질 재료 vs 연질 재료)의 경우에서도 윤활 성능이 향상됨을 보여 주었다. 그 이유로서 ①패턴 오목(凹)부로 마모 파편의 유입, ②패턴 볼록(凸)부에서의 윤활액의 공급 등 2가지를 생각할 수 있다.

먼저, ①의 '마모 파편 유입'에 대해서는 다음과 같이 생각할 수 있다. 고체 vs 고체의 관절운동의 경우는 완전한 유체윤활은 거의 일어나지 않는다. 관절면의 표면조도나 형상 정밀도의 원인으로 인하여 고체끼리 접촉하는 부분이 발생하게 되어 유체윤활과 고체윤활의 중간 상태, 즉 경계윤활이 되는 것이 보통이다. 완전한 유체윤활이 아닌 이상 고체 접촉면에서 마모 파편이 발생한다. 이 마모 파편이 관절면 사이에 존재하게 되면 "절삭 공구"와 같은 기능을 하여 관절면을 깎아내므로 마모가 촉진되어 마찰력도 커진다. 이와 같이 관절면 사이에 이물이 비집고 들어가기 때문에 발생하는 마찰 현상을 연마마찰이라고 한다. 연마마찰(마모)을 없애기 위해서는 관절면 사이의 이물, 이 경우는 마모 파편을 없애는 것이 중요하다. 관절면에 패턴을 부가함에 따라, 패턴 오목부에 마모 파편을 유입시킬

수 있어(그림 14참조), 연마마찰을 저감 할 수가 있다.

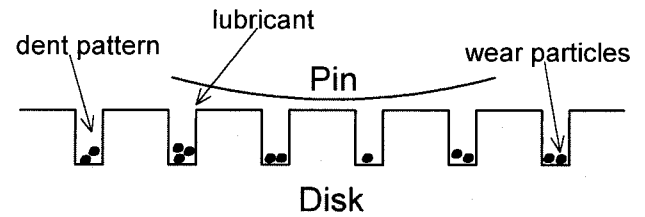


그림 14. 패턴효과

Fig. 14. The Effectiveness of Patterning

또한, ②의 '윤활액 공급'에 대해서는 다음과 같이 생각할 수가 있다. 전술한 바와 같이 본 실험의 윤활 상태는 경계윤활로 생각된다. 경계윤활이란 서로 마주보는 2면 사이에 윤활액은 존재하나 그 두께가 불충분하여 윤활액을 관통하여 관절면의 돌기가 서로 접촉하며 윤활되는 상태이다. 관절면 돌기의 접촉을 줄여, 윤활 상태를 유체윤활에 접근시키기 위해서는 표면조도나 형상 정밀도가 뛰어난 관절면 가공의 필요성이 중요할 뿐만 아니라, 관절운동 중에 윤활유가 중단 없이 공급되는 것도 중요하다. 패턴을 부가한 시료에서 윤활성능이 향상되었다고 하는 것은, 패턴이 윤활유의 공급근원으로 되어 있기 때문으로 생각된다. 그림 14에서 생각하면 패턴 오목부에 윤활액이 저장되며, disk와 pin의 관절운동에 의해 저장되었던 윤활유가 점성에 의해 관절면에 유출된다. 또는 패턴 오목부에 마모 파편이 들어감에 따라 저장된 윤활유가 흘러 넘친다. 이와 같이 패턴에서 윤활유가 공급됨에 따라, 이른바 "윤활유 고갈"상태가 되는 일 없이 보다 유체윤활에 가까운 상태로 관절운동할 수 있게된다.

관절면에 패턴을 부가함으로써 윤활 성능이 향상된 것은 관절면을 「마모 파편의 유입 장소/윤활유의 공급원」(패턴 오목부)과 「하중을 받는 부분」(패턴 볼록부)으로 분리하였기 때문으로 생각된다. 패턴을 부가하지 않은 경우는 「하중을 받는 부분」만 있고, 「마모 파편의 유입 장소/윤활유의 공급원」이 없는 경우에 상당한다. 이 경우, 「마모 파편 유입/윤활유 공급」이라고 하는 패턴 효과를 기대할 수 없기 때문에 윤활 성능은 나빠진다. 「마모 파편의 유입 장소/윤활유 공급원」을 크게 해 가면 패턴의 효과가 나타나 윤활 성능이 향상한다. 「마모 파편의 유입 장소/윤활유의 공급원」을 한층 더 크게 하면 「하중을 받는 부분」이 감소하며, 「하중을 받는 부분」에 걸리는 압력이 증가하게 되어 마찰력이 증대하여 마모가 증가하는 등, 윤활 성능이 저하한다. 따라서 「마모 파편의 유입 장소/윤활유의 공급원」과 「하중을 받는 부분」 사이에는 적절한 면적비가 존재할 것이다. 원형 패턴의 지름이나 피치는 이 면적비, 즉 패턴의 점유율을 결정하는 파라미터가 되고 있어, 본 pin on disk 마찰·마모 실험에서는 패턴의 지름 0.5 mm, 피치 1.2 mm인 경우에 윤활 성능이 가장 향상되었다. 패턴 지름 0.5 mm, 피치 1.2 mm인 때의 패턴의 점유율은 약 14%

이다. 다만, 예를 들면 패턴의 지름 5 mm, 피치 12 mm로 하여도 패턴의 점유율은 같은 값이 되나, 이러한 패턴을 disk표면에 부가해도 패턴이 너무 커 「패턴 오목부로 마모 파편의 유입」, 「패턴 볼록부에서 윤활유의 공급」의 역할을 완수할 수 없어 윤활 성능 향상에 관한 효과는 기대 할 수 없다고 생각된다(그림 15참조).

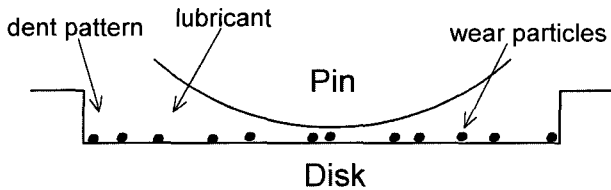


그림 15. 패턴이 너무 큰 경우
Fig. 15. In Case of Big Pattern

결 론

본 연구는, 관절면 patterning 기술을 인공관절 관절면에 응용해 UHMWPE 마모파편의 발생을 억제하고 인공관절의 수명을 연장시키는 것을 목적으로 하여, 이를 위한 기초적인 검토로서 금속(SUS316L) 대 고분자 재료(UHMWPE)의 관절운동에 있어서의 관절면 패턴 형성의 효과에 대해서 검토했다.

pin on disk 실험에 의한 관절운동 실험에 의해, 금속(SUS316L) 대 고분자 재료(UHMWPE)에 있어서 패턴 부가에 의한 윤활 성능 향상(마찰 계수·마모량의 감소)이 확인되었으며, 패턴의 직경 및 피치에는 최적 값이 존재하며, 금속 구면 대 고분자 평면의 경우, 그 값은 직경 0.5 mm, 피치 1.2 mm이다. 지름이나 피치가 이보다 크거나 작아지면 윤활 성능

은 저하하며, 경우에 따라서는 패턴을 부가하지 않는 것보다 윤활 성능이 악화되는 것을 알 수 있었다.

참 고 문 헌

1. J.H. Dumbleton, "Elements of hip joint prosthesis reliability", J. of Medical Engineering & Technology, Vol.1, No.6, pp.341-346, 1977
2. P. Eyerer, M. Kurth, H.A. Mckellup, T. Mittlemeier, "Characterization of UHMWPE hip cups run on joint simulators", J. Biomed. Mater. Res., Vol.21, No.3, pp.275-291, 1987
3. T. Rostlund, B. Albrektsson and T. Albrektsson, "Wear of ion-implanted pure titanium against UHMWPE, Biomaterials", Vol.10, No.3, pp.176-181, 1989
4. B.A. Buchanan, E.D. Rigney Jr and J.M. Williams, "Ion implantation of surgical Ti-6Al-4V for improved resistance to wear-accelerated corrosion", J. Biomed. Mater. Res., Vol.21, pp.255-266, 1987
5. J.R. Hernandez, E.M. Keating, P.M. Faris, J.B. Meding and M.A. Ritter, "Polyethylene Wear in Uncemented Acetabular Components", J. Bone Joints Surg. [Br.], 76-B, pp.263-266, 1994
6. N.W. Rydell, "Forces acting on the femoral head-prosthesis. A study on strain gauge supplied prostheses in living persons", Acta Orthop. Scand., Suppl. 88, pp.1-132, 1966
7. B. Kummer, "The stress of the human hip joint. I. General problems", Z Anat Entwicklungsgesch, Vol.127, No.4, pp.277-285, 1968