

Notchplasty 기술을 위한 대퇴골 터널 입구 형상 설계

정구연* · 한정수** · 김경태*** · 이태희* · 안재용****

*한양대 기계공학부, **한성대 기계시스템공학부(안전과학기술연구소)

디.케이.엠(주), *성균관대학교 의과대학 정형외과

(1999년 10월 7일 접수, 2000년 2월 19일 채택)

Design of Femoral Tunnel Entrance to Operate Notchplasty

G.Y. Chung, J.S. Han, K.T. Kim, T.H. Lee, J.Y. Ahn

* Department of Mechanical Engineering, HanYang University

** Department of Mechanical Systems Engineering, Han Sung University

*** Research Center, DKM Co., **** Department of orthopedics, Sung Kun Kwan University

(Received October 7, 1999. Accepted February 19, 2000)

Abstract :After ACL reconstruction, abrasion or wear of graft appeared frequently because of contact stresses between femoral tunnel and ACL. To minimize these problems, optimal shape of femoral tunnel is necessary. In this study, we evaluate friction force by degree of wear due to abrasion of soft tissue and develop 3-dimensional FEM model using ANSYS 5.5.1 version to analyze stress growths between femoral tunnel and ACL. We conclude that femoral tunnel angle must be slacked parallel to tunnel direction to minimize contact stress.

Key words : Notchplasty, ACL, Femoral tunnel, Abrasion, Wear, Contact stress, FEM

서 론

최근 국내에서 스포츠 손상과 교통사고의 증가에 의하여 전방 십자 인대의 손상이 급증하고 있다. 슬관절의 정적 안정성을 유지하는 전방 십자 인대는 슬관절의 운동을 제어하는 복잡한 구조물로 손상되면 대부분 손상 전의 기능을 회복하기 어렵다고 한다. 그러나 관절연골의 손상을 감소시킬 수 있고, 수술시 의사들에게 좋은 시야와 수술 후의 빠른 회복을 제공하며, 수술시간을 단축시키고, 관절내 섬유성 유착 등의 합병증을 최소화하는 등의 장점을 지닌 관절경을 이용한 수술로 인해 전방십자인대 재건술이 활기를 띠고 있으며 이와 관련하여 전방십자인대 재건용 수술기구가 발달되고 그 보급 및 사용이 보편화되고 있다. 그러나 현재 사용되는 수술기구는 전방십자

인대 재건술시 실패의 주요 원인중의 하나인 이식건 침해(graft impingement)로 인한 이식건의 부분파열을 방지하기 위한 notchplasty 기술과 터널의 위치와 방향 설정을 자동적으로 해결해 줄 수 없어 수술을 집도하는 의사의 경험에만 의존하고 있는 실정이다. 따라서 본 연구에서는 마찰실험을 통해 대퇴골 터널의 형상에 관계한 연조직(soft tissue)과의 마모에 의한 전단력을 평가하고 유한 요소 해석을 통하여 터널 입구 형상에 따른 응력 발생을 분석, 비교하여 터널 입구의 형상을 설계하고자 하였다.

마찰 실험

1. 실험 목적

관절경혼 성형술(notchplasty)에 사용되는 수술기구의 형상을 결정하기 위한 실험으로서 골의 형상에 관계한 연조직과의 마찰력과 마모를 평가하는데 있다. 또한 이 실험으로 수행된 결과는 수치 해석적 유한 요소 분석에 있어 골과 연조직사이의 접촉상황을 구현해주는 정보로 이용된다.

본 연구는 98년도 보건의료기술연구개발사업의 지원으로 수행되었습니다.

통신저자 : 한정수, 서울시 성북구 삼선동 2가 389번지

한성대학교 산업시스템 공학부

Tel. (02)760-4323, Fax. (02)760-4358

E-mail : jshan@hansung.ac.kr

2. 연구 내용 및 실험 방법

마모에 의한 이식건의 파열은 상대재료의 상대 마찰에 의한 것으로서 상대재료의 마찰시 발생하는 접촉 응력(contact stress)과 접촉면의 표면조도(surface roughness) 및 접촉면의 형상과 밀접한 관련이 있는 것으로 보고되고 있으므로 이에 초점을 맞추어 분석을 행하였다.(1),(2),(3),(4) 실험기기는 범용 실험기기인 Instron 8511을 이용하였으며, 실험의 목적에 부합 되도록 자체 개발된 치구를 제작하여 실험에 사용하였다. 실험 장치의 개략도와 스트레인 게이지가 부착된 치구사진은 Fig. 1, Fig. 2과 같다.

사용된 시편은 마장동에서 수급한 신선한 개(canine)의 다리를 절단하여 털과 가죽을 제거한 후, 인대를 적출하였다. 또한 골대신에 인공적인 삽입과 연조직사이의 마모 실험과 비교

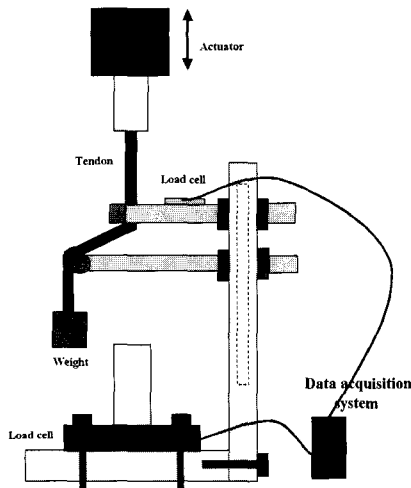


Fig. 1. Schematic diagram of Experimental implement

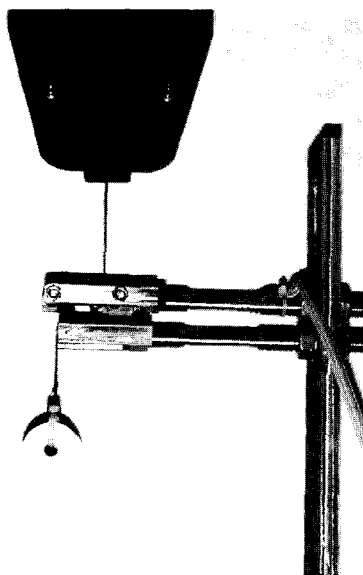


Fig. 2. Picture of Experimental implement

의공학회지 : 제21권, 제3호, 2000

하기 위하여 사용된 폴리에틸렌은 UHMWPE(Ultra High Molecular Weight Polyethylene)를 사용하였으며, 1cm × 1cm × 2.5cm(90° dege)의 직육면체를 가공하여 표면연마 하였다. 그리고 notchplasty 형상을 45° edge와 곡률을 처리한 표면이 나오도록 가공 모사 실험을(simulation) 할 수 있도록 Fig. 3, Fig. 4와 같이 제작하였다.

실험은 만능실험기기인 Instron을 변위 제어(displacement control)를 통하여 구동하였으며, 입력신호는 삼각파 형상을 1Hz로 진폭을 25mm로 하였다. 신호측정 시스템은 스트레인 게이지의 로드셀을 통하여 감지된 신호를 A/D 보드(Data shuttle, Tree DS-12-8-TC, Strawberry tree Corp.)와 증폭기(Amplifier, Measurement Group 2310)를 거친 신호를 프로그램(Strawberry tree Workbench PC)을 통하여 얻어진다.

2. 실험 결과 (1)

Fig. 5, Fig. 6은 UHMWPE과 천(cloth)을 접촉시켜 상대운동을 시킨 결과이다. 접촉하는 UHMWPE의 모양이 90° 인 경우의 전단력은 0.20 ± 0.008Kg, 45° 인 경우의 전단력은 0.15 ± 0.006Kg 이었다. 또한 거의 마찰력이 없다고 가정하는 로올러

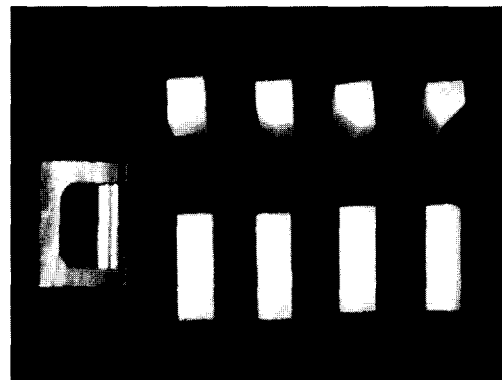


Fig. 3. Shapes of Manufactured Specimen

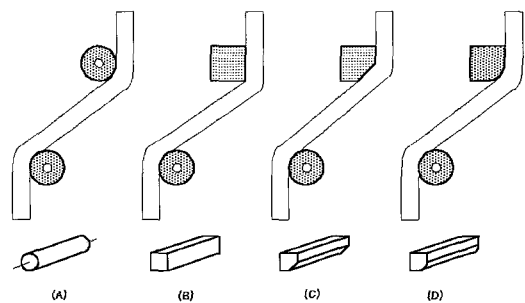


Fig. Geometry of Specimen

- (A) Roller
- (B) Rectangular solid (UHMWPE)
- (C) Rectangular solid with flat edge (UHMWPE)
- (D) Rectangular solid with round edge (UHMWPE)

Fig. 4. Relative Contact Shapes between UHMWPE Specimen and Canine's Ligaments

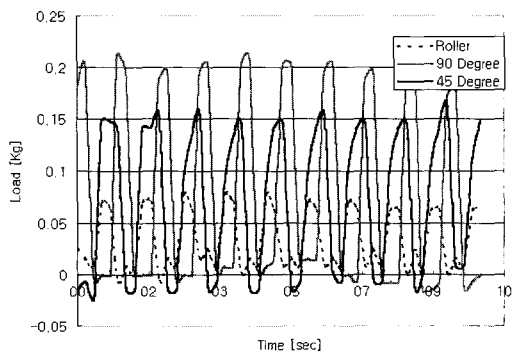


Fig. 5. Inclination of Shear Force changes with different edges Between UHMWPE and Cloth by Relative Movement

를 장착하였을 때의 전단력은 $0.07 \pm 0.006\text{Kg}$ 이 발생하였다.

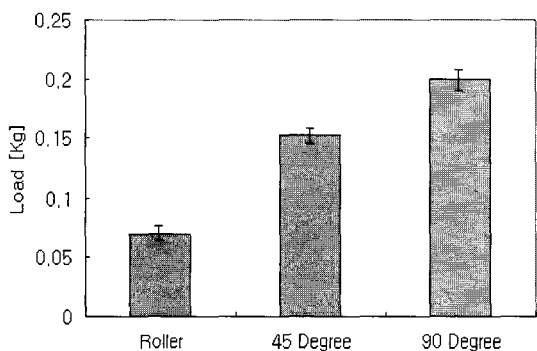


Fig. 6. Shear Force changes with different edges Between UHMWPE and Cloth by Relative Movement

이 결과를 고찰해 볼 때, 터널의 가장자리에 notchplasty 수술을 하면 기하학적 형태에 따라 발생하는 전단력이 90°에 비해 45°의 형태가 약 23.7% 감소된 전단력이 발생되었다. 또한 로울러를 장착하였을 때는 90°와 45°에 비해 100% 이상의 감소된 전단력이 발생하였다.

3. 실험 결과 (2)

Fig. 7, 8은 UHMWPE와 개(canine)의 인대(ligament)를 접촉시켜 상대 운동을 시킨 후의 전단력의 결과이다.

마찰력이 거의 없다고 가정하는 로울러를 장착시킨 후의 전단력은 $0.015 \pm 0.006\text{Kg}$, 90° 형태의 UHMWPE인 경우의 전단력은 $0.049 \pm 0.001\text{Kg}$, 45° 형태의 UHMWPE인 경우의 전단력은 $0.038 \pm 0.001\text{Kg}$ 이었다. 이 결과는 앞서 실험한 UHMWPE와 cloth의 접촉시의 결과와 유사한 경향이었다. 그러나 절대값은 cloth에 비해 인대가 78%, 90° 형태의 UHMWPE인 경우에는 75% 감소, 45° 형태의 UHMWPE인 경우에는 75% 감소된 전단력을 보였다. 이는 이식할 때 cloth 성분의 인공인대(artificial ligament)에 비해 면역 반응이 없는 자가 이식을 하였을 때, 내구성이 훨씬 길다는 것을 간접 시사하고 있다.

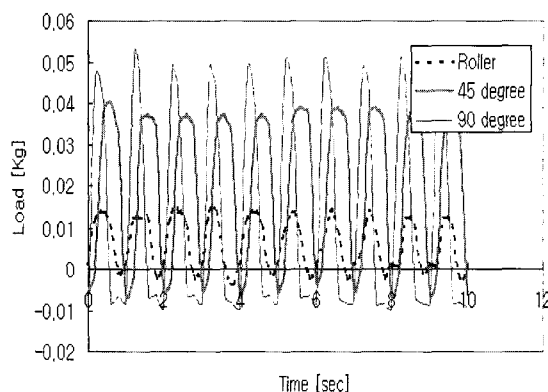


Fig. 7. Inclination of Shear Force changes with different edges Between UHMWPE and Canine's Ligament by Relative Movement

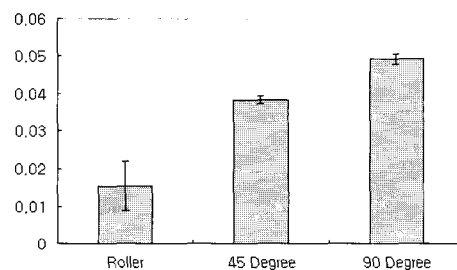


Fig. 8. Shear Force changes with different edges Between UHMWPE and Canine's Ligament by Relative Movement

4. 실험 결과 고찰

Bone에 대한 인대와 천의 마찰 실험이 이루어져야 했으나 UHMWPE와 인대와 천에 대한 마찰 실험이 이루어졌으므로 실제 Notchplasty 시술 후 발생하는 이식건 침해에 대한 문제를 정확히 구현할 수는 없었습니다. Bone에 대한 마찰 실험은 실험하기에 적당한 길이를 충족시키는 개의 인대(canine's ligament)의 경우 개의 뼈(canine's bone)의 크기가 너무 작아 시편의 크기로 가공하기 힘들었고 Fig. 3에 나타난 시편처럼 가공할 경우 망상골(cancellous bone) 때문에 치구가 시편을 제대로 고정을 해 줄 수 없었기 때문이었다. 실험 결과를 종합해 볼 때 이식건이 등장점에 위치하지 않으면 반드시 골과 이식된 연조직은 접촉이 있게 마련이며, 이런 영향을 줄여주기 위하여 notchplasty 수술을 통해 접촉상황을 변화시키면 마찰, 마모를 줄여주어 파열에 의한 수명단축을 줄여 줄 수 있는 것으로 생각된다. 그리고 이러한 결과는 정상인의 경우에는 망상골과 인대의 상대접촉에 의한 마찰은 거의 발생되지 않으므로 망상골과 인대의 상대 접촉을 구현한 본 실험자체의 결과들은 의미하는 바가 매우 크다고 할 수 있다.

유한요소에 의한 응력 분석

1. 연구 방법

슬관절 전방 십자 인대 재건술시 발생하는 이식건의 침해 방지를 위한 터널 모서리 형상 설계를 위해 대퇴골의 터널과 슬개건의 모델은 C-T scan을 통한 대퇴골 터널 데이터와 관절경적 전방 십자 인대 수술 수기(5)를 바탕으로 ANSYS 5.5.1 version을 이용하여 Fig. 9와 같은 여러 가지 터널 모서리 형상이 구현되었다. 슬관절의 신전 운동시 대퇴골 터널 모서리부와 접촉에 의해 발생하는 이식건의 응력 분포를 분석하고 이를 통해 이식건의 부분 파열을 방지할 수 있는 터널 모서리부의 형상을 설계하고자 하였다. 대퇴골 터널은 길이 35mm, 가로와 세로 10mm의 직육면체로, 이식건은 길이 30mm, 폭 10mm, 깊이 6mm의 대퇴골편과 길이 30mm, 폭 10mm, 깊이 4mm의 슬개건으로 단순화하여 Fig. 10과 같이 모델링 하였다. 대퇴골은 등방성 3차원 모델을 사용하였고, 이식건은 비등방성 3차원 모델을 사용하여 tendon의 특성을 정확히 나타내고자 하였다.(6) 각 모델의 물성치는 Table. 1에 나타나 있다. 등장점(Isometric point)에 부착된 이식건은 슬관절의 신전 운동시 길이 변화가 없다고 가정할 수 있으므로 대퇴골에 대한 이식건의 상대 각변위만 존재한다고 할 수 있다. 슬관절의 신전시 나타나는 이식건의 상대 각변위는 Fig. 11에서 슬관절의 운동시 굴곡(flexion)에서 신전(extension)사이의 각도 변화가 80~90°임을 알 수 있기 때문에 Table. 2와 같은 하중 조건을 표시하였다. 따라서 하중 조건은 대퇴골 터널 부과 외부, 이식건 골편부를 완전히 고정하고 슬개건의 종단부를 시계 방향으로 80° 회전시키는 각변위를 부여하였다. 접촉 조건으로는 슬개건 우측면과 터널부를 마찰 계수(μ)가 0.05인 면접촉 조건을 사용하였다.

2 연구 결과

Table 1. Material Properties of Femur and Patellar Tendon for Modeling

Material	Elastic modulus [MPa]	Poisson's ratio
Femur tunnel	$E_x=4000$	$\nu=0.25$
Patellar tendon	$E_x=200, E_y=2e-3, E_z=2e-3$	$\nu=0.3$

Table 2. Values of Loading Condition

Degree	80° ~ 90° Flexion	Full extension
Angle	0°	80° ~ 90°

Angle : Relative angle between patellar tendon and femur tunne

대퇴골의 터널 모서리 형상에 따른 이식건에 발생하는 응력의 분포에 대한 해석의 경우, Fig. 12, Fig. 13에서 나타난 결

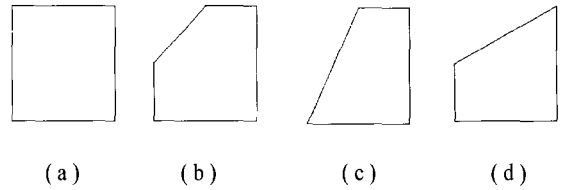


Fig. 9. Shapes used in Tunnel Edge

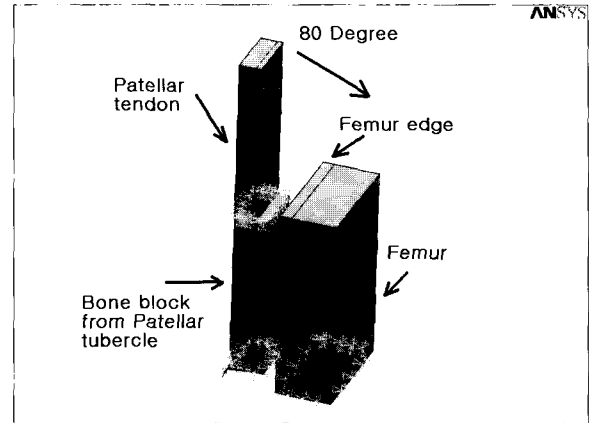


Fig. 10 FEM Modeling of Contact Between Patellar Tendon and Femoral Tunnel Edge



Fig. 11 Position of Femoral and Tibial Tunnel (Extension)

과에 의하면 이식한 슬개건과 터널 모서리부와의 접촉부근에서 가장 큰 응력이 나타났다. 모서리부에서의 슬개건과의 접촉 응력은 모서리부의 형상에 따라 다르지만 슬개건에 발생하는 Von-Mises stress와 전단 응력의 비교를 통해 보면 슬개건과 접촉하는 터널 모서리의 형상이 뾰족할수록 응력이 크게 나타났다. 유한 요소 해석 결과 30°로 완만하게 깎아낸 모서리부의

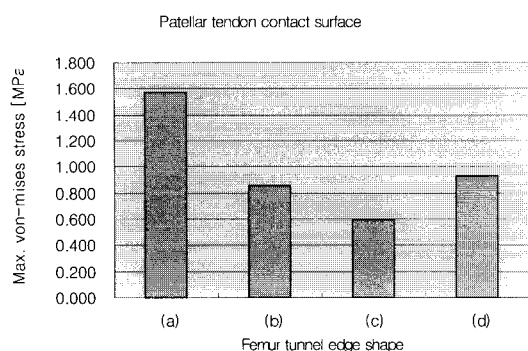


Fig. 12. Maximum Von-Mises Stress with respect to Femoral Tunnel Shape

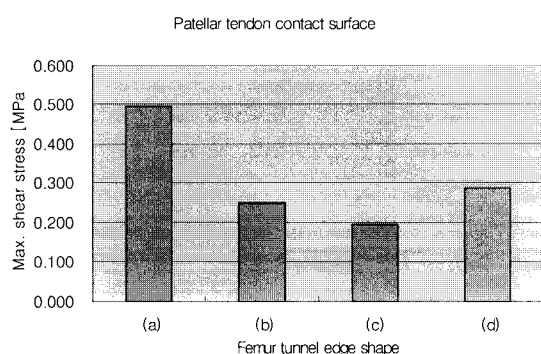


Fig. 13. Maximum Shear Stress with respect to Femoral Tunnel Shape

형상(Fig. 9 (c))이 가장 작은 Von Mises stress와 전단 응력을 받는 것으로 확인되었다. 30°로 깎아낸 형상은 가공하지 않은 대퇴골 터널 모서리에 비해 Von-Mises Stress의 경우 38%, 전단 응력의 경우 39%의 감소를 보이고 있다. 따라서

슬관절 전방 십자 인대 재건을 위한 수술시 대퇴골 터널 모서리 가공에 대한 필요성이 확인되었고 대퇴골에 손상을 주지 않는 범위내에서의 모서리 형상은 비교적 완만한 각도인 30°로 깎아내는 것이 대퇴골과 이식건을 보호할 수 있는 방법이라 생각된다.

참 고 문 헌

1. Nicolas Poddevin, Martin W. King, Robert G. Guidoin, 1997, "Failure Mechanism of Anterior Cruciate Ligament Prostheses : In Vitro Wear Study," J. Bidmed. Mater. Res(Appl Biomater), Vol. 38, pp. 370-381
2. M. A. S. Mowbery, A. R. M. Mcleod, K. C. Kong, 1999, "A comparison of the effectiveness of currently available instrumentation for radiusing bony tunnel exists in cruciate ligament reconstruction," The Knee, Vol. 6, pp. 59-64
3. Kristy B. Arbogast, Kirk L. Thibault, B. Scott Pinheiro, Karren I. Winey and Susan S. Margulies, 1997, "A High-Frequency Shear Device For Testing Soft Biological Tissues," J. Biomechanics, Vol. 30, No. 7, pp. 757-759
4. S. Uchiyama, J. H. Coert, L. Berglund, P.C. Amadio and K.N. An, 1995, "Method for the Measurement of Friction Between Tendon and Pulley," Journal of Orthopedic Research 13 : Vol. 1, pp. 83-89
5. 안진환, 1995, "골-술개건-골을 이용한 관절경적 전십자인대 재건술," 대한슬관절학회지, Vol. 7, No. 2
6. D. R. Wilson, J. D. Feikes, J. J. O'Connor, 1998, "Ligaments and articular contact guide passive knee flexion," Journal of Biomechanics, Vol. 31, pp. 1127-1136