

컴퓨터 네비게이션을 이용한 슬관절 전치환술에서 핀 홀에 의한 응력 집중: 유한요소해석

박형균¹, 김윤혁¹, 박원만¹, 김경수²

¹경희대학교 테크노공학대학, ²경기대학교 수학과

The Stress Concentration Caused by Pin-hole in Femur after Computer-navigated Total Knee Arthroplasty: A Finite Element Analysis

Hyung Kyun Park¹, Yoon Hyuk Kim¹, Won Man Park¹, Kyungsoo Kim²

¹School of Advanced Technology, Kyung Hee University

²Department of Mathematics, Kyonggi University

(Received September 17, 2008. Accepted December 15, 2008)

Abstract

Total knee arthroplasty (TKA) using computer-assisted navigation has been increased in order to improve the accuracy of femoral and tibial components implantation. Recently, a few clinical studies have reported on the femoral stress fracture after TKA using computer-assisted navigation. The purpose of this study is to investigate the stress concentration around the femoral pin-hole for different pin-hole diameter, the modes of pin penetration by finite element analysis to understand the effects of pin-hole parameters on femoral stress fracture risk. A three-dimensional finite element model of a male femur was reconstructed from 1 mm thick computed tomography (CT) images. The bone was rigidly fixed to a 25 mm above the distal end and 1500 N of axial compressive force and 12 Nm of axial torsion were applied at the femoral head. For all cases, transcortical pin penetration mode showed the highest stress fracture risk and unicortical pin penetration mode showed the lowest stress concentration. Pin-hole diameter increased the stress concentration, but pin number did not increase the stress dramatically. The results of this study provided a biomechanical guideline for pin-hole fracture risk of the computer navigated TKA.

Key words : computer-assisted navigation, finite element analysis, pin-hole, stress failure, total knee arthroplasty

1. 서론

슬관절 전치환술(total knee arthroplasty)은 1970년대 초부터 본격적으로 시작된 수술로서 각종 질환이나 외상 등의 원인으로 인해 슬관절이 더이상 정상적인 역할을 하지 못 할 경우, 질병 부위에 인공 관절을 삽입하여 통증을 감소시키고 정상적인 관절 운동을 가능하게 하는 수술이다. 슬관절 전치환술에서 수술 후에 하지(lower extremity)의 역학적 축(mechanical axis)을 회복하는 것은 수술의 임상적 성공을 결정짓는 매우 중요한 요인이다. 일반적으로 임상에서는 하지의 역학적 축이 내/외전(varus/valgus) 방향으로 $\pm 3^\circ$ 범위 내로 회복되면 좋은 수술적 결

과를 기대할 수 있다. 그러나 숙련된 술자의 시술이라도 환자의 다양한 뼈 모양과 해부학적 특성으로 인하여 3° 이상의 부정정렬이 약 10% 이상 발생되고 있다 [1]. 따라서 슬관절 전치환술에서 삽입물의 정확한 정렬은 수술의 성공을 위하여 매우 중요하다 [2,3].

최근 슬관절 전치환술의 시술 후 삽입물 정렬의 정확성을 향상시키기 위한 방법으로 컴퓨터 네비게이션을 이용한 슬관절 전치환술이 널리 사용되고 있다 [1-7]. 컴퓨터 네비게이션을 이용한 슬관절 전치환술은 컴퓨터, 적외선 카메라 등의 컴퓨터 네비게이션 장비를 이용하여 환자의 인공 관절 수술 부위를 컴퓨터에 입력하고 모니터에 비춰진 3차원 영상을 참조하여 시술하는 수술 방법이다. 술자는 컴퓨터에 입력된 환자의 자료를 이용하여 뼈의 두께, 인공 관절의 각도와 간격, 환자의 대퇴골 정렬상태 등을 미리 예측할 수 있다. 기존의 연구 결과, 인공 관절 삽입 후 대퇴골과 경골사이의 정렬 오차를 3° 이상 발생하는 빈도는 네비게이션을 이용한

Corresponding Author : 김윤혁

(446-701) 경기도 용인시 기흥구 서천동 1번지 경희대학교 테크노공학대학

Tel : +82-31-201-2028 / Fax : +82-31-202-8106

E-mail : yoonhkim@khu.ac.kr

본 연구는 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국과학재단의 지원을 받아 수행된 연구임 (R11-2007-028-02002-0, R01-2008-000-20352-0).

슬관절 전치환술에서 5% 이하로 연구 되었고, 기존의 슬관절 전치환술을 이용하여 시술한 경우에서 16% 이하로 연구되어 네비게이션을 이용한 슬관절 전치환술이 우수한 결과를 보이고 있다 [4,5].

그러나 최근 컴퓨터 네비게이션을 이용한 슬관절 전치환술 이후 궤도장치(tracker) 고정을 위해 뼈에 만들어진 핀 홀(pin-hole)에 의한 대퇴골의 골절 사례가 보고되고 있다 [8-10]. 지금까지 보고된 사례들은 주로 대퇴골의 횡단면(transverse plane)에서 핀 홀이 대퇴골의 한 쪽 겉질뼈에만 존재하는 unicortical 관통 방법을 사용한 경우, 또는 핀 홀이 대퇴골의 좌측 또는 우측 겉질뼈에 걸쳐서 존재하는 transcortical 관통 방법을 사용한 경우에 골절이 발생하였다는 임상적 보고들이다. 이러한 임상적 결과는 문제에 대한 정확한 원인을 찾기 어려우며, 동일한 환자에게서 다양한 상황에 대한 결과를 얻지 못하는 한계가 있다. 따라서 동일한 대상과 다양한 상황에서 핀 홀에 의한 골절 위험성을 분석할 수 있는 연구가 필요하다.

본 연구에서는 유한요소 해석 방법을 이용하여 컴퓨터 네비게이션을 이용한 슬관절 전치환술에서 핀 홀의 직경, 핀 홀의 관통 형상, 그리고 핀 홀의 개수가 대퇴골의 골절에 미치는 영향을 미칠 수 있는 응력 집중을 분석하였다. 이를 위하여 정상 대퇴골 유한요소 모델과 대퇴골에 핀 홀을 가지고 있는 서로 다른 20개의 유한요소 모델을 개발하였다. 그리고 유한요소 해석을 통하여 핀 홀 주위의 응력 집중 현상의 변화를 분석하였다.

II. 방법

A. 유한요소 모델 개발

1) 정상 대퇴골 유한요소 모델

본 연구의 대퇴골 유한요소 모델은 대퇴골에 병변이 없는 신장 175 cm, 나이 21 세 남성의 왼쪽 다리를 대상으로 하였다. 대퇴골의 3차원 모델을 제작하기 위하여 대퇴골을 1 mm 간격으로 컴퓨터 단층 촬영(Computer Tomography: CT)하였고, 상용 모델링

프로그램인 3D-doctor[®](Able software Corp., U.S.A)로 촬영된 대퇴골 CT이미지의 외곽선을 추출하여 3차원 그래픽 이미지를 만들었다. 개발된 3차원 그래픽 이미지의 표면을 RapidForm[™](Inus Technology Inc., Korea)을 이용하여 매끄럽게 다듬은 후 3차원 CAD 모델로 변환하였으며, 3차원 CAD 모델을 상용 유한요소 해석용 모델링 소프트웨어인 FEMap[®](EDS Corp., USA, Ver. 8.2)을 사용하여 유한요소 해석 모델로 개발하였다. 개발된 대퇴골의 유한요소 뼈 모델은 선형 탄성, 그리고 등방성 성질을 보이도록 가정하였으며 [11], 겉질뼈(cortical bone)와 해면뼈(cancellous bone)로 구성된 4면체 요소로 개발하였다 [12]. 기존의 문헌을 참고하여 겉질뼈의 탄성계수는 15 GPa, 푸아송비는 0.3, 해면뼈의 탄성계수는 300 MPa, 푸아송비는 0.3으로 정의하였으며 [13], 대퇴골두의 중심과 무릎 관절의 중심을 역학적 축에 정렬시켰다 [14,15]. 개발된 정상 대퇴골 유한요소 모델은 495,759개의 4면체 요소와 95,055개의 절점으로 이루어졌다 (Fig. 1).

2) 핀 홀을 가지고 있는 대퇴골 유한요소 모델

컴퓨터 네비게이션 TKA 후에 tracking marker의 사용으로 만들어진 핀 홀의 관통 형상이 대퇴골 골절에 미치는 영향을 분석하기 위해 기존의 임상 문헌을 참고하여 네 가지 핀 관통 방법(unicortical, bicortical, half-bicortical, transcortical)을 선정하였다. Unicortical 핀 관통 방법은 그림 2(a)와 같이 핀을 대퇴골의 횡단면 중앙 부위에서 한 쪽 겉질뼈에만 관통시키는 방법으로 정의하였고, bicortical 핀 관통 방법은 그림 2(b)와 같이 핀을 대퇴골의 횡단면 중앙 부위에서 양 쪽 겉질뼈 모두를 관통시키는 방법으로 정의하였다. 그리고 half-bicortical 핀 관통 방법은 그림 2(c)와 같이 핀이 transcortical 핀 관통 방법과 bicortical 핀 관통 방법 사이를 관통시키는 것으로 정의하였고, transcortical 핀 관통 방법은 그림 2(d)와 같이 핀을 대퇴골의 횡단면 끝 부분에 관통시켜 핀이 겉질뼈에 걸쳐서 하는 관통 방법으로 정의하였다 [10](Fig. 2).

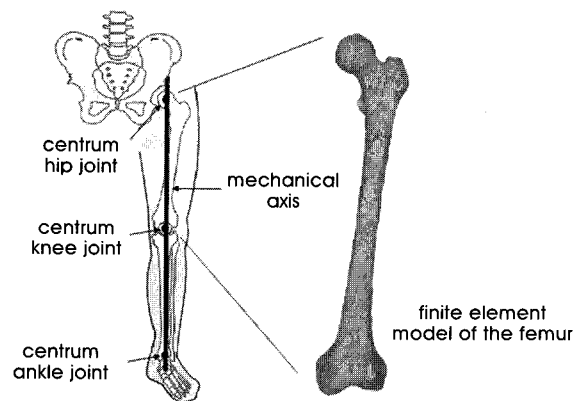


그림 1. 정상 대퇴골 유한요소 모델과 역학적 축
Fig. 1. The finite element model of the intact femur and its mechanical axis

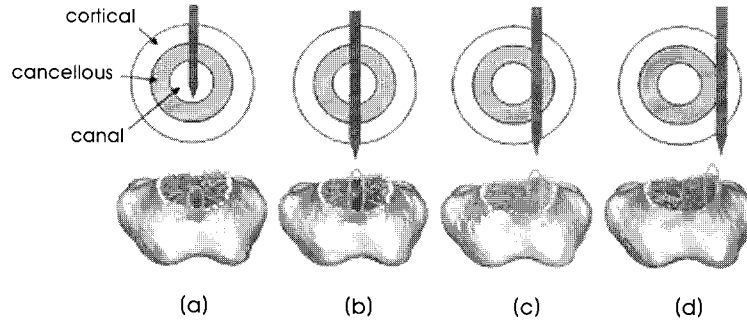


그림 2. 서로 다른 네 가지 핀 관통 방법 (a) unicortical penetration mode, (b) bicortical penetration mode, (c) half-bicortical penetration mode, (d) transcortical penetration mode

Fig. 2. Four different modes of pin penetration in tubular bone; (a) unicortical penetration mode, (b) bicortical penetration mode, (c) half-bicortical penetration mode, (d) transcortical penetration mode

핀 홀의 직경이 응력 집중에 미치는 영향을 분석하기 위해 각각의 핀 관통 방법에 대해 3, 4, 5 mm 직경의 핀 홀이 적용된 대퇴골 모델을 개발하였다. 핀 홀은 모두 관절면(disital end)으로부터 70 mm 떨어진 곳에 위치시켰다. 또한 핀 홀의 개수가 응력 집중에 미치는 영향을 분석하기 위해 각각의 핀 관통 방법에 대해 두 개의 핀 홀을 가지고 있는 모델을 개발하였다. 첫 번째 핀 홀을 관절면에서 70 mm에 고정시키고, 두 번째 핀 홀을 각각 90 mm, 100 mm로 변화시켜 모델을 개발하였다. 이때, 모두 3 mm 직경의 핀 홀을 사용하였다. 핀 홀 주위에서 보다 정확한 응력 해석 결과 값을 얻기 위해 핀 홀 주위의 요소 크기를 매우 작게 개발하였다(Fig. 3).

B. 하중 및 구속조건

대퇴골두에 하중을 가하기 위하여 대퇴골두 표면에 맞는 직경

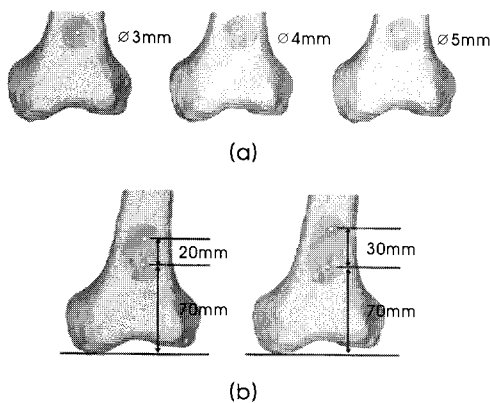


그림 3. 핀 홀을 가지고 있는 대퇴골 모델
(a) 3, 4, 5 mm 직경의 핀 홀을 가지고 있는 대퇴골 모델
(b) 두개의 핀 홀 사이 간격이 20 mm, 30 mm 인 대퇴골 모델

Fig. 3. Two kinds of finite element femur model with pin-hole
(a) 3, 4, and 5 mm of pin-hole diameters
(b) 20 mm and 30 mm of pin-hole distances

100 mm의 실린더형 Zig 유한요소 모델을 개발하였다. Zig로 인한 해석 오차를 줄이기 위해 Zig 유한요소 모델을 강체로 가정하였고, Zig의 세로 축 중심선을 대퇴골두 중심과 일치시킨 후 대퇴골두와 완전히 고정하였다. Zig 상단 중심에 1500 N의 수직 하중과 12 Nm의 비틀림을 가하였다. 이때, 대퇴골은 관절면에서 위쪽으로 25 mm 떨어진 곳까지 6 개 자유도 모두를 완전히 구속하였다 [16]. 수직 하중과 비틀림 값은 뼈가 손상되지 않도록 뼈의 선형 탄성 구간에서 선택하였다 [16,17](Fig. 4).

개발한 유한요소 모델을 상용 유한요소 해석용 소프트웨어인 ABAQUS™(Standard 6.5, ABAQUS Inc., U.S.A)로 해석하였고, 핀 홀 주위의 최대 von-Mises 응력을 계산하였다 [18].

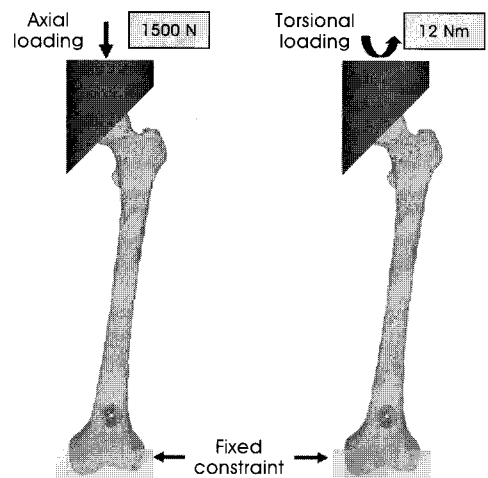


그림 4. 모델의 하중 및 구속 조건
Fig. 4. The loading and boundary conditions for finite element model of the femur

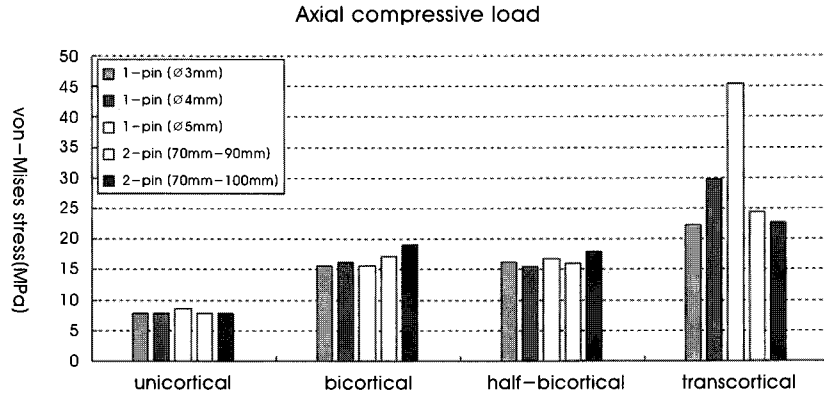


그림 5. 1500 N의 수직 하중 조건에서 핀 홀 주위의 최대 von-Mises 응력

Fig. 5. Maximum von-Mises stresses at the pin-hole at different pin penetration modes, pin diameters and pin numbers for 1500 N of axial compressive load at the femoral head

III. 결과

1500 N의 수직 하중과 12 Nm의 비틀림을 가한 경우 모두 핀 홀 주위에서 최대 응력이 관찰되었다. 직경이 3, 4, 5 mm 인 한 개의 핀 홀이 unicortical, bicortical, half-bicortical, transcortical 관통 방법으로 생성된 모델에 1500 N의 수직 하중을 가한 경우, 핀 홀 주위에서 각각 7.8 - 8.5 MPa, 15.7 - 16.2 MPa, 16.3 - 16.8 MPa, 22.4 - 45.3 MPa의 최대 von-Mises 응력이 나타났다(Fig. 5). 그리고 12 Nm의 비틀림을 가한 경우, 각각 9.6 - 10.5 MPa, 9.7 - 11.0 MPa, 8.8 - 10.2 MPa, 14.2 - 33.8 MPa의 최대 von-Mises 응력이 나타났다(Fig. 6). 직경이 3 mm인 두 개의 핀 홀이 unicortical, bicortical, half-bicortical, transcortical 관통 방법으로 70 mm - 90 mm 지점, 그리고 70 mm - 100 mm 지점에 생성된 모델에 1500 N의 수직 하중을 가한 경우, 핀 홀 주위에서 각각 7.8 - 7.9 MPa, 17.3 - 19.1 MPa, 16.1 - 17.9 MPa, 22.8 -

24.5 MPa의 최대 von-Mises 응력이 나타났다(Fig. 5). 그리고 12 Nm의 비틀림을 가한 경우, 각각 10.8 - 10.9 MPa, 10.6 - 11.0 MPa, 9.4 - 10.9 MPa, 15.7 - 16.8 MPa의 최대 von-Mises 응력이 나타났다(Fig. 6).

핀 홀의 직경이 3, 4, 5 mm로 증가하는 경우, 두 하중 조건에서 가장 높은 최대 von-Mises 응력은 모두 transcortical 관통 방법을 사용한 모델에서 관찰되었다. 1500 N의 수직 하중을 가한 경우, 3, 4, 5 mm 직경의 핀 홀 주위에서 각각 22.4 MPa, 29.9 MPa, 45.3 MPa의 최대 von-Mises 응력이 관찰되었고, 12 Nm의 비틀림을 가한 경우, 3, 4, 5 mm 직경의 핀 홀 주위에서 각각 14.2 MPa, 21.3 MPa, 33.8 MPa의 최대 von-Mises 응력이 관찰되었다. 그리고 핀 홀의 직경이 3, 4, 5 mm로 증가하는 모델에 1500 N의 수직 하중을 가한 경우, unicortical 핀 관통 방법을 사용한 모델의 핀 홀 주위에서 각각 7.8 MPa, 7.9 MPa, 8.5 MPa의 가장 작은 최대 von-Mises 응력이 나타났다(Fig. 5,6).

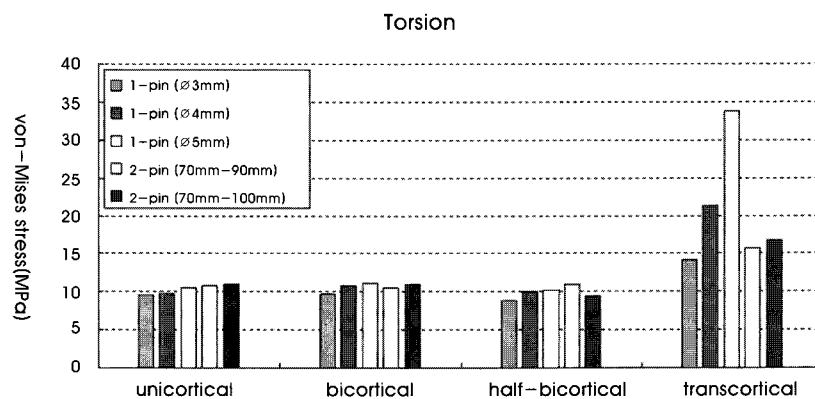


그림 6. 12 Nm의 비틀림 조건에서 핀 홀 주위의 최대 von-Mises 응력

Fig. 6. Maximum von-Mises stresses at the pin-hole at different pin penetration modes, pin diameters and pin numbers for 12 Nm of torsional load at the femoral head

IV. 고찰

최근 슬관절 수술에서 널리 사용되고 있는 컴퓨터 네비게이션을 이용한 슬관절 전치환술 시술 후 핀 홀에 의해 발생하는 대퇴골의 골절 사례가 보고되고 있다. 지금까지 보고된 골절 사례들은 모두 수술 후 환자의 상태를 관찰하여 얻은 임상적 결과들로 이러한 임상적 결과는 문제에 대한 정확한 원인을 규명하기 힘들다. 따라서 본 연구에서는 유한요소 해석 방법을 이용하여 핀 홀에 의한 대퇴골의 골절 위험성을 분석하였다.

과거 여러 그룹에서 뼈에 만들어진 홀이 골절에 미치는 영향에 대한 연구가 진행되었다. Brooks 등 [19]은 홀이 만들어진 개 뼈에 비틀림 가한 결과 뼈에 에너지 흡수 능력이 약해지기 때문에 뼈가 두드러지게 약해진다는 결론을 내렸다. 그들은 홀의 크기에 관계 없이 뼈에 홀이 있으면 에너지 흡수 능력이 55% 감소한다고 주장하였다. Brumby 등 [20]은 경골의 중앙 부위에서 경골의 결절뼈에 삽입된 나사못으로 인해 발생하는 4가지 경우의 골절을 보고하였다. 그들은 결절뼈의 파괴로 인해 경골이 골절되기 때문에 수술 시 경골의 결절뼈에 나사못을 삽입하지 말아야 한다고 주장하였다. 본 연구에서도 정상 대퇴골 모델에 비해 핀 홀을 가지고 있는 대퇴골 모델의 핀 홀 주위에서의 최대 von-Mises 응력이 정상 대퇴골 모델보다 크게 나타났다. 그리고 핀 홀이 대퇴골의 횡단면 끝부분 존재하는 transcortical 핀 관통 방법을 사용한 모델의 경우 두 하중 조건 모두 나머지 3 가지 관통 방법을 사용한 모델의 경우보다 핀 홀 주위에서 높은 최대 von-Mises 응력을 보였다.

최근 컴퓨터 네비게이션을 이용한 슬관절 전치환술 이후 핀 홀에 의해 발생하는 대퇴골의 골절에 대한 임상 연구가 보고되고 있다. Ossendorf 등 [8]은 컴퓨터 네비게이션을 이용한 TKA 시술 이후 발생하는 대퇴골의 골절에 대하여 처음으로 보고하였다. 그들은 핀 홀 주위의 응력 집중으로 인해 발생하는 대퇴골의 골절을 피하기 위해 unicortical 관통 방법을 사용하는 것을 권장하고 있다. Bonutti 등 [9]은 5개월 동안 70 명에게 컴퓨터 네비게이션을 이용한 슬관절 전치환술을 시술하고, 이후 핀 홀 주위에서 대퇴골 골절이 발생한 두 명의 70대 여성을 대상으로 연구를 진행하였다. Bonutti 등은 5 mm 직경의 한 개의 핀을 이용한 bicortical 관통 방법은 핀 홀 주위의 응력을 가중시키므로 그 사용을 피하고 두 개의 작은 직경을 가지고 있는 케도장치를 사용하는 것이 더욱 안전하다고 주장하였다. Jung 등 [10]은 컴퓨터 네비게이션을 이용한 슬관절 전치환술 이후 핀 홀 주위에서 골절이 발생한 2 명의 여성 환자에 대한 연구를 보고하였다. 2 명의 환자 모두 2.8 mm 직경의 핀을 사용하였고, 1 명의 환자는 시술 후 6 주 경에 대퇴골의 핀 홀 주위에서 골절이 발생하였고, 또다른 환자는 시술 후 8 주 경에 경골의 핀 홀 주위에서 골절이 발생하였다. 그들은 골절의 원인을 transcortical 관통 방법을 사용하여 핀을 삽입하였기 때문이라고 주장하고 있으며, transcortical 관통 방법이 결절뼈의 파손을 일으킬 뿐만 아니라 뼈의 열성괴사(thermal necrosis)를 가중시키므로 컴퓨터 네비게이션을 이용한 슬관절 전치환술의 중요한 골절 위험

인자라고 말하고 있다. 유한요소 해석 방법을 사용한 본 연구에서도 transcortical 관통 방법을 사용한 모델의 핀 홀 주위에서 최대 von-Mises 응력이 관찰되었다. 이때, 핀 홀의 직경이 커질수록 최대 응력 집중은 커졌다. 또한 핀 홀의 개수는 대퇴골의 골절 위험성에 영향을 미치지 않았다. 이러한 본 연구의 결과는 상기 문헌들을 뒷받침 할 수 있을 것이다.

본 연구에서 서로 다른 핀 홀의 직경을 가지고 있는 대퇴골 모델에 1500 N의 수직 하중을 가한 경우와 12 Nm의 비틀림을 가한 경우 모두 네 가지 관통 방법 중에서 transcortical 관통 방법을 사용한 모델에서 가장 큰 최대 von-Mises 응력이 관찰되었고, 핀 홀의 직경이 3, 4, 5 mm로 커질수록 최대 응력이 증가되었다. 두 개의 핀 홀을 가지고 있는 모델의 경우, 서로 다른 직경의 단일 핀 홀을 가지고 있는 모델의 경우와 마찬가지로 transcortical 관통 방법을 사용한 모델에서 가장 큰 최대 von-Mises 응력을 보였지만, 단일 핀 홀을 가지고 있는 모델의 경우와 비교하여 핀의 개수가 대퇴골의 골절에 미치는 영향은 발견되지 않았다. 또한 개발된 모델에 1500 N의 수직 하중을 가한 경우에서 핀 홀의 직경과 핀 홀의 개수에 상관없이 unicortical 핀 관통 방법을 사용한 모델의 최대 von-Mises 응력이 가장 작게 관찰되었다.

본 연구에서의 최대 von-Mises 응력을 Reilly 등 [21]이 제시한 압축 극한응력(ultimate compressive stress)과 비교할 때, 3 mm 직경의 핀 홀이 unicortical 핀 관통 방법으로 생성된 모델의 핀 홀 주위의 von-Mises 응력은 1500 N의 수직 하중과 12 Nm의 비틀림 하중 조건에서 각각 대퇴골 압축 극한응력의 3.8%와 4.7%로 나타났다. 이에 반하여 5 mm 직경의 핀 홀이 transcortical 핀 관통 방법으로 생성된 모델의 핀 홀 주위의 von-Mises 응력은 각각 22.1%, 16.5%로 3 mm 직경의 unicortical 핀 관통 방법에 비해 약 5.8 배, 3.5 배씩 높았다. 유한요소 해석 결과로 얻은 응력을 압축 극한응력과 비교할 때, 매우 위험한 수준이라고 하기는 어렵다고 할 수도 있으나, 골다공증 등으로 인해 대퇴골이 약화되어 압축 극한응력이 감소하게 되는 경우 핀 홀 주위에서의 응력 집중이 대퇴골의 골절에 영향을 미칠 수도 있을 것이다. 따라서 컴퓨터 네비게이션을 이용한 슬관절 전치환술의 시술 이후 핀 홀 주위의 응력 집중으로 인한 대퇴골의 골절을 피하기 위해 unicortical 또는 bicortical 관통 방법으로 작은 직경을 가지고 있는 두 개의 케도장치를 사용하는 것이 유리할 것으로 판단된다.

본 연구에서는 여러가지 동작으로 인해 발생하는 복합하중에 대하여 대퇴골에 만들어진 핀 홀에 의한 골절 위험성만을 고려하였다. 하지만 실제 수술에서는 핀이나 나사못의 loosening, 또는 환자의 나이에 따른 뼈의 물성 변화로 인한 골절 위험성의 변화와 같은 문제가 있을 수 있다. 추후 연구에서는 이러한 다양한 골절 인자들에 대한 문제를 고려해야 할 것이다.

V. 결론

본 연구에서는 컴퓨터 네비게이션을 이용한 슬관절 전치환술에

서 핀 홀의 직경, 핀 홀의 관통 형상, 핀 홀의 개수에 따른 핀 홀 주변의 응력 집중을 유한요소 기법을 이용하여 정량적으로 분석하였다. 핀 홀의 직경이 커질수록 응력이 증가하였고, transcortical 핀 관통 방법을 사용한 모델의 핀 홀 주위에서 최대 von-Mises 응력이 가장 높았다. 이는 컴퓨터 네비게이션을 이용한 슬관절 전치환술에서 대퇴골에 삽입되는 궤도장치는 작은 직경을 사용하고, unicortical 또는 bicortical 관통 방법으로 삽입하는 것이 유리하다고 알려진 임상 연구 결과와 일치하는 결과이다. 본 논문의 연구 결과는 컴퓨터 네비게이션을 이용한 슬관절 전치환술에 사용되는 궤도장치의 위치 및 크기 선정에 대한 생체역학적 참고 자료로 활용될 수 있을 것으로 기대된다.

참고문헌

- [1] H. Bächli, L. Perlick, M. Tingart, C. Lürling, D. Zurakowski, and J. Grifka, "Alignment in total knee arthroplasty. A comparison of computer-assisted surgery with the conventional technique," *J. Bone Joint Surg. Br.*, vol. 86, no. 5, pp.682-687, 2004.
- [2] B. Stockl, M. Nogler, R. Rosiek, M. Fischer, M. Krismer, and O. Kessler, "Navigation improves accuracy of rotational alignment in total knee arthroplasty," *Clin. Orthop. Relat. Res.*, vol. 426, pp.180-186, 2004.
- [3] S.D. Stulberg, P. Loan, and V. Sarin, "Computer-assisted navigation in total knee replacement: results of an initial experience in thirty-five patients," *J. Bone Joint Surg. Am.*, vol. 84, no. 2, pp. 90-98, 2002.
- [4] K.C. Anderson, K.C. Buehler, and D.C. Markel, "Computer assisted navigation in total knee arthroplasty: Comparison with conventional methods," *J. Arthroplasty*, vol. 20, no. 7, pp.132-138, 2005.
- [5] M. Sparmann, B. Wolke, H. Czupalla, D. Banzer, and A. Zink, "Positioning of total knee arthroplasty with and without navigation support: a prospective, randomised study," *J. Bone Joint Surg. Br.*, vol. 85, no. 6, pp.830-835, 2003.
- [6] R.G. Haaker, M. Stockheim, M. Kamp, G. Proff, J. Breitenfelder, and A. Ottersbach, "Computer-assisted navigation increases precision of component placement in total knee arthroplasty," *Clin. Orthop. Relat. Res.*, vol. 433, pp.152-159, 2005.
- [7] J. Victor, and D. Hoste, "Image-based computer-assisted total knee arthroplasty leads to lower variability in coronal alignment," *Clin. Orthop. Relat. Res.*, vol. 428, pp.131-139, 2004.
- [8] C. Ossendorf, B. Fuchs, and P. Koch, "Femoral stress fracture after computer navigated total knee arthroplasty," *Knee*, vol. 13, no. 5, pp.397-399, 2006.
- [9] P. Bonutti, D. Dethmers, and J.B. Stiehl, "Femoral shaft fracture resulting from femoral tracker placement in navigated TKA," *Clin. Orthop. Relat. Res.*, vol. 466, pp.1499-1502, 2008.
- [10] H.J. Jung, Y.B. Jung, K.S. Song, S.J. Park, and J.S. Lee, "Fractures associated with computer-navigated total knee arthroplasty," *J. Bone Joint Surg. Am.*, vol. 89, no. 10, pp.2280-2284, 2007.
- [11] J.H. Keyak, S.A. Rossi, K.A. Jones, and H.B. Skinner, "Prediction of femoral fracture load using automated finite element modeling," *J. Biomech.*, vol. 31, no. 2, pp.125-133, 1998.
- [12] M. Viceconti, L. Bellingeri, L. Cristofolini, and A. Toni, "A comparative study on different methods of automatic mesh generation on human femurs," *Med. Eng. Phys.*, vol. 20, no. 1, pp.110, 1998.
- [13] J.H. Heegaard, P.F. Leyvraz, and C.B. Hovey, "A computer model to simulate patellar biomechanics following total knee replacement: the effects of femoral component alignment," *Clin. Biomech.*, vol. 16, no. 5, pp.415-423, 2001.
- [14] R.W. Hsu, S. Himeno, M.B. Coventry, and E.Y. Chao, "Normal axial alignment of the lower extremity and load-bearing distribution at the knee," *Clin. Orthop. Relat. Res.*, vol. 255, pp.215-227, 1990.
- [15] T.D. Cooke, E.A. Sled, and R.A. Scudamore, "Frontal plane knee alignment: a call for standardized measurement," *J. Rheumatol.*, vol. 34, no. 9, pp.1796-1801, 2007.
- [16] M. Papini, R. Zdero, E.H. Schemitsch, and P. Zalzal, "The biomechanics of human femurs in axial and torsional loading: comparison of finite element analysis, human cadaveric femurs, and synthetic femurs," *J. Biomech. Eng.*, vol. 129, no. 1, pp.112-119, 2007.
- [17] L. Cristofolini, M. Viceconti, A. Cappello, and A. Toni, "Mechanical validation of whole bone composite femur models," *J. Biomech.*, vol. 29, no. 4, pp.525-535, 1996.
- [18] C.J. Wang, A.L. Yettram, M.S. Yao, and P. Procter, "Finite element analysis of a Gamma nail within a fractured femur," *Med. Eng. Phys.*, vol. 20, no. 9, pp.677-683, 1998.
- [19] D.B. Brooks, A.H. Burstein, and V.H. Frankel, "The biomechanics of torsional fractures. The stress concentration effect of a drill hole," *J. Bone Joint Surg. Am.*, vol. 52, no. 3, pp.507-514, 1970.
- [20] S.A. Brumby, R. Carrington, S. Zayontz, T. Reish, and R.D. Scott, "Tibial plateau stress fracture: a complication of unicompartmental knee arthroplasty using 4 guide pinholes," *J. Arthroplasty.*, vol. 18, no. 6, pp.809-812, 2003.
- [21] D.T. Reilly, and A.H. Burstein, "The elastic and ultimate properties of compact bone tissue," *J. Biomech.*, vol. 8, no. 6, pp.393-405, 1975.