



저작자표시-비영리-변경금지 2.0 대한민국

이용자는 아래의 조건을 따르는 경우에 한하여 자유롭게

- 이 저작물을 복제, 배포, 전송, 전시, 공연 및 방송할 수 있습니다.

다음과 같은 조건을 따라야 합니다:



저작자표시. 귀하는 원저작자를 표시하여야 합니다.



비영리. 귀하는 이 저작물을 영리 목적으로 이용할 수 없습니다.



변경금지. 귀하는 이 저작물을 개작, 변형 또는 가공할 수 없습니다.

- 귀하는, 이 저작물의 재이용이나 배포의 경우, 이 저작물에 적용된 이용허락조건을 명확하게 나타내어야 합니다.
- 저작권자로부터 별도의 허가를 받으면 이러한 조건들은 적용되지 않습니다.

저작권법에 따른 이용자의 권리는 위의 내용에 의하여 영향을 받지 않습니다.

이것은 [이용허락규약\(Legal Code\)](#)을 이해하기 쉽게 요약한 것입니다.

[Disclaimer](#)

2015년 2월

석사학위논문

족관절 원위 경비 인대 결합 손상에서
다양한 금속 나사 고정 방법의
생체역학적 비교

조선대학교 대학원

의학과

김현학

족관절 원위 경비 인대 결합 손상에서
다양한 금속 나사 고정 방법의
생체역학적 비교

Biomechanical Comparison of Various Screw Fixation
Methods in Ankle Syndesmotic Injury

2015년 2월 25일

조선대학교 대학원

의학과

김현학

족관절 원위 경비 인대 결합 손상에서
다양한 금속 나사 고정 방법의
생체역학적 비교

지도교수 이 준 영

이 논문을 의학 석사학위신청 논문으로 제출함

2014년 10월

조선대학교 대학원

의학과

김 현 학

김현학의 석사학위 논문을 인준함

위원장 조선대학교 교수 하 상 호 (인)

위 원 조선대학교 교수 이 상 흥 (인)

위 원 조선대학교 교수 이 준 영 (인)

2014년 11월

조선대학교 대학원

목 차

ABSTRACT	-----	v
I . 서론	-----	1
II . 대상 및 방법	-----	3
III . 결과	-----	5
IV . 고찰	-----	6
V . 결론	-----	10
참고문헌	-----	11

표목차

Table 1. Mechanical properties of bone of the ankle joint and screw materials used in finite element analysis -----	15
Table 2. Stiffness of values of ligaments -----	16
Table 3. von Mises stresses and net syndesmosis widening of 3.5mm and 4.5mm screws at mid-stance state of stance phase at different levels, different number of cortices -----	17
Table 4. von Mises stresses and net syndesmosis widening of 3.5mm and 4.5mm screws at heel-off state of stance phase at different levels, different number of cortices -----	18

도목차

Figure 1. Three-dimensional models of ankle. (a) reconstructed three-dimensional finite model of ankle by Mimics program and (b) physiologic loadings on proximal tibia ----- 19

Figure 2. Three-dimensional model of titanium screw (3.5mm, 4.5mm). (a) 3.5mm cortical screw reconstruction model and (b) 4.5mm cortical screw reconstruction model by Solidworks 2013 ----- 20

Figure 3. Syndesmotic screw was fixed through the fibula and into the tibia angled 25-30° from posterolateral to anteromedial direction ----- 21

Figure 4. 3.5mm syndesmotic screws fixed at different locations, different numbers of cortices. (a) 3.5mm tricortical fixation, 20mm above ankle joint, (b) 3.5mm quadricortical fixation, 20mm above ankle joint, (c) 3.5mm tricortical fixation, 30mm above ankle joint, (d) 3.5mm quadricortical fixation, 30mm above ankle joint, (e)

3.5mm tricortical fixation, 40mm above ankle joint, (f) 3.5mm
quadricortical fixation, 40mm above ankle joint ----- 22

Figure 5. 4.5mm syndesmotc screws fixed at different locations,
different numbers of cortices. (a) 4.5mm tricortical fixation, 20mm
above ankle joint, (b) 4.5mm quadricortical fixation, 20mm above
ankle joint, (c) 4.5mm tricortical fixation, 30mm above ankle joint,
(d) 4.5mm quadricortical fixation, 30mm above ankle joint, (e)4.5mm
tricortical fixation, 40mm above ankle joint, (f)4.5mm
quadricortical fixation, 40mm above ankle joint ----- 23

ABSTRACT

Biomechanical Comparison of Various Screw Fixation Methods in Ankle Syndesmotoc Injury

Kim Hyun Hak

Advisor : Prof. Lee Jun Young

Department of Medicine,

Graduate School of Chosun University

Purpose : Screw fixation have been used most widely as a surgical methods for the syndesmosis injury, but the ideal screw diameter, number of cortices, position of the screw are still controversy.

Although numerous biomechanical studies performed using of cadavaric model, correspondence between the results of the study using cadavar and the functional results seems to obscure. Also, many biomechanical studies have been performed comparing each screw diameters, number of cortices, position of screw or between two factors, however there is rarely studies that comparing biomechanical studies above three factors in our country.

So, we evaluated the ideal screw fixation by setting a study model to compare a position of screw at the same time the screw diameter, number of cortices, after adding a load to the syndesmosis using a three-dimensional computer ankle model.

Materials and Methods: Through the CT image data of the ankle joint, we reconstructed three-dimensional finite element model. We apply the 12 method of fixation by using screw(3.5mm or 4.5mm) and tricortical or quadricortical fixation and distance from the tibial plafond(20mm, 30mm, 40mm).

And physiologic loads approximating those during both mid-stance and heel-off stats of stance phase of normal walking were applied to evaluate the stress in the screw and widening of the syndesmosis.

Results: Among the 12 of fixation methods, von Mises load is lowest in the case of 30mm location from the ankle joint using 4.5mm diameter quadricortical fixation. And in the case of 30mm location from the ankle joint using 3.5mm diameter quadricortical fixation, diastasis of the syndesmosis is most small expenses 0.005mm. And in the case of 30mm location from the ankle joint using 4.5mm diameter quadricortical, diastasis at each position expenses 0.004mm.

Conclusion: Through research, there is no great difference in screw diameter. Screw located 30-40mm from the ankle joint showed advantages in the case using quadricortical fixation.

Key words: ankle joint, syndesmosis, screw fixation, finite element analysis, biomechanical study

1. 서론

원위 경비 인대결합은 체중 부하 혹은 보행 시 족관절 격자의 구조적 안정성을 유지하는 가장 중요한 구조 중 하나이다.¹⁻³⁾ 원위 경비 인대결합은 경비골 골간 인대 및 골간막, 전하 경비 인대, 후하 경비 인대, 하 횡인대에 의해 구성되어 있으며, 위 인대 중 2개 이상 파열 시 족관절의 불안정성을 조장하게 된다.⁴⁾ 원위 경비 인대결합 손상은 모든 족관절 손상의 1-11%이며,⁵⁻⁷⁾ 대부분 족관절 골절과 동반되어 발생하나, 단독 손상 또한 가능하다.⁸⁾ 하지 비골 골절과 동반된 원위 경비 인대 손상은 약 80%에서 대부분 회내-외회전 손상과 연관이 있으며,⁹⁾ 그 외 회내-내전, 회외-외회전 손상 시에도 17% 가량에서 연관이 있다.^{10,11)} 원위 경비 인대결합 손상은 축성 부하 시 족관절 족배 굴곡력과 외회전력에 의해 발생할 수 있으며,¹²⁾ 원위 경비 인대결합 손상으로 인해 족관절 격자의 불안정이 발생하고, 1mm의 족관절 격자의 전위 시 경골-거골 접촉 면적은 약 42% 가량 감소하게 되어, 이로 인해 조기 관절염으로의 진행을 야기하게 된다.¹³⁾ 따라서 원위 경비 인대결합 인대에 대한 해부학적 정복 및 내고정을 통한 안정화가 필요하며, 이를 위해 금속 나사, 스테플, 갈고리 고정 혹은 봉합 기법 등을 사용할 수 있다. 원위 경비 인대결합 손상에 대한 수술적 치료 방법으로 다른 기구 보다 금속 나사를 이용한 내고정이 가장 널리 사용 되어 왔으나 이상적인 금속나사의 직경, 금속나사의 수, 피질골 고정 방법, 금속 나사 고정 위치는 여전히 논란이 있다. 이상적인 금속 나사 고정을 알아보기 위해 많은 사체 실험을 이용한 생역학적 연구가 수행되어 왔으나,^{14,15)} 고비용의 경제적인 측면 및 많은 시간적 노력이 필요하여 그에 따른 제한점이 있다. 또한 금속 나사 직경간의 비교,¹⁰⁾ 삼면 피질골 혹은 사면 피질골 고정의 피질골 고정간의 비교,^{16,17)} 금속 나사의 수,^{4,18)}

고정 위치간의 비교를 각각 수행하거나,^{19,20)} 위의 인자 중 2가지 인자 정도 간의 비교를 수행한 많은 생체역학적 연구들이 있었으나,²¹⁾ 위의 인자 중 3가지 인자 이상을 동시에 비교한 연구는 국내에 매우 드문 실정이다. 이에 본 연구는 컴퓨터 3차원 족관절 모델을 이용하여 원위 경비 인대결합에 부하를 가한 후 금속 나사의 직경 및 고정 피질골의 수, 고정 위치의 3가지 인자를 동시에 비교하는 연구 모델을 설정하여 3.5mm 혹은 4.5mm 직경, 삼면 피질골 혹은 사면 피질골 고정, 족관절 근위부 20mm 혹은 30mm 혹은 40mm 위치에서 각 인자에 대해 12가지 조합을 통한 금속 나사 고정 방법간의 고정력 및 이개 정도를 비교 분석 시행해보고자 하였다.

II. 대상 및 방법

중간 입각기 및 말기 입각기에서 족관절 3차원 모델이 Mimics software(Materialise, Leuven, Belgium)을 통해 재건되었고, 30세 175cm키에 73kg 체중의 남자 환자의 족관절을 Philips/Brilliance CT 64-channel scanner(120kV, 65 mAs, 512x512 pixel resolution)을 통하여 획득한 0.9mm 단면의 컴퓨터 단층 촬영 자료를 이용하였다.

피질골 및 해면골 각각에 대해 뼈와 티타늄 금속 나사의 기계적 강도는 Young의 계수 및 Poisson의 비를 이용하였다(Table 1).

본 연구에서, 족관절의 유한요소는 약 282,255 요소 및 77,944 결절로 구성된 3차원 모델이 이용되었다. 이 모델에서 거골은 종골을 기준으로 완전히 고정되었고, 경골은 내회전, 외회전을 방지하게 고정하였다. 비골은 외회전 및 외측 전위가 가능하며, 근위. 원위 경비 관절과 인대 조직에 의해 고정된 모델을 재건하였다(Fig. 1). ASTM F543-02 standards에 따라 Solidworks 2013 software를 이용하여 티타늄 합금 금속 나사의 3차원 모델을 재건하여(Fig. 2) 1개의 3.5mm 혹은 4.5mm 피질골 나사를 사용하였고, 각각에 대해 후외측의 비골을 통해 전방 30도 경사로 전내측 경골을 향해 삼면 피질골 고정 방법 혹은 사면 피질골 고정 방법을 이용하였으며(Fig. 3), 금속 나사는 족관절로부터 근위부 20mm, 30mm, 40mm에 고정하였다(Fig. 4, 5).

본 연구에서, 모든 원위 경비 인대결합은 완전히 찢어진 것으로 가정하여 수행하였다. 전 거비 인대, 종비 인대, 후 경비 인대, 외측 거중 인대, 심부 삼각 인대, 골간 거중 인대, 경비골 골간 인대의 넓이, 길이 및 인대 긴장 강도 수치는

이전부터 정립된 자료를 통해 정의되었다(Table 2).

이전부터 정립된 자료에 따라 정상 보행 시 중간 입각기 및 말기 입각기동안 생리학적 부하를 가했다. 중간 입각기시에는 2352N의 압박력과 235N의 접선력을, 말기 입각기시에는 3528N의 압박력과 533N의 접선력을 경골 내외측 고평부에 대해 가하였다. 이 연구의 분석에 생리학적 부하 시 금속 나사에 가해지는 Von Mises 응력을 측정하여 금속 나사에 가해지는 각 응력 성분에 의한 비틀림 에너지의 벡터 값을 통해 금속 나사의 파괴 정도를 예측하였고, 원위 경비 인대 이개는 부하를 주기 전과 준 후 금속 나사 위치의 높이에서 경골과 비골 사이의 거리를 계산함으로써 확인하였다.

III. 결 과

1. von Mises 응력

경골 피질과 금속 나사 접촉점에서 금속 나사의 최대 von Mises 응력이 확인되었다. 최대 von Mises 응력 수치는 족관절로부터 20-30mm 위치에 금속 나사가 위치해있을 때로 3.5mm 사면 피질골 나사 고정 시 중간 입각기에 549.89-561.09 MPa을, 말기 입각기에 737.46-739.56 MPa의 von Mises 응력 수치를 보였다. 반면에 가장 낮은 von Mises 응력 수치는 족관절 상방 40mm 위치에 금속 나사 고정된 경우로 3.5mm 삼면 피질골 나사 고정 시 중간 입각기에 380.17 MPa을, 말기 입각기에 485.79 MPa의 von Mises 응력 수치를 보였으며, 4.5mm 삼면 피질골 나사 고정 시 중간 입각기에 327.31 MPa을, 말기 입각기에 415.94 MPa의 von Mises 응력 수치를 보였다(Table 3, 4).

2. 원위 경비 인대 이개

경비 인대 결합부의 최대 이개는 족관절 상방 40mm에 금속 나사 고정된 경우로 중간 입각기에 0.007mm, 말기 입각기에 0.009mm로 삼면 피질골 고정 방법을 통해 3.5mm 피질골 나사를 이용한 경우였다. 반면에 경비 인대 결합부의 최소 이개는 사면 피질골 고정 방법을 통해 4.5mm 피질골 나사를 이용하여 고정한 경우로 족관절 상방 20mm, 30mm의 위치에서 각각 중간 입각기에 0.003mm, 말기 입각기에 0.004mm의 이개를 보였다(Table 3, 4).

IV. 고찰

경비골 골간 인대 및 골간막, 전하 경비 인대, 후하 경비 인대, 하 횡인대에 의해 구성된 원위 경비 인대결합은 거골과 적절한 관절을 이루어 원위 경비골 안정성을 이루고, 인대의 탄력성으로 하퇴 원위부 경비 골간 유연성으로 과간 거리의 변화, 경비골의 회전을 가능케 한다.⁴⁾ 원위 경비 인대결합 손상 시 고정 목적은 원위 경비 관절을 해부학적 정복 상태로 회복하고 유지하는 것이다. 원위 경비 인대 결합 손상 시 금속 나사, 스테플, 갈고리 고정 혹은 봉합 기법 등의 내고정물을 이용하며 족관절의 골 간막과 원위 인대의 안정적 치유를 촉진하여 만족할만한 안정성을 제공한다.²²⁾ 3.5mm 혹은 4.5mm 금속 나사를 이용한 고정이 가장 널리 사용되는 수술적 치료 방법이나, 금속 나사는 체중 부하 시 금속 나사의 피로로 인해 고정물의 파손 등 실패를 야기할 수 있다는 단점이 있다. 족관절에 부하를 주었을 때 금속 나사에 가해지는 응력이 고정 실패나 나사 이완 등의 위험을 평가하는데 이용될 수 있다. 또한, 부하 시 원위 경비 인대 이개가 술 후 초기 정복 유지 실패의 지침으로써 이용될 수 있어,¹⁷⁾ 본 연구에서는 von Mises 응력과 원위 경비 관절 이개 정도를 평가하였다.

일반적으로 금속 나사 고정은 후외측에서 전내측의 방향으로 30도의 경사각을 준 후 족관절로 부터 상방 20-30mm 사이에 전 나사산을 갖는 금속 나사 고정을 추천하고 있다. 전방 30도의 경사각으로 금속 나사를 고정해야 하는 이유로는 전방 30도로 삽입하면 경골의 후외측부를 수직으로 통과하며, 동시에 원위부 경비관절의 비골 절흔에 수직으로 통과하는 효과가 있으며, 경골의 후외측부가 볼록하여 천공기가 경골의 후면으로 미끄러지는 것을 예방할 수 있다고 하였다. 그러나 그 외 고정하는 금속 나사의 직경, 고정 피질골 수, 금속 나사 고정 위치,

금속 나사의 수, 금속 나사 제거 시기 및 여부에 대해서는 여전히 논란이 있다.

금속 나사 직경에 대해 Thompson²³⁾은 사체 실험을 통해 3.5mm 삼면 피질골 고정 나사와 4.5mm 삼면 피질골 고정 나사간의 비교에서 이개 정도 및 축성 부하, 외회전력에 대한 파손이나 고정력에 유의한 차이는 없었다고 하였으나, Stuart 등²⁴⁾의 137명의 환자에 대한 후향적 연구에서 직경이 큰 금속 나사일수록 금속 나사 파손 가능성이 낮다고 하였으며, 금속 나사 이완의 경우에서도 유사한 결과를 확인하였고, Hansen¹⁰⁾은 모형 골 모델을 이용한 연구에서 4.5mm 삼면 피질골 고정 나사의 경우 3.5mm 삼면 피질골 나사에 비해 전단력에 파손의 위험이 크다고 하였다.

본 연구에서 von Mises 응력 수치는 동일 조건에서 4.5mm 피질골 나사 고정군에서 3.5mm 피질골 나사에 비해 낮아 동일 부하에 응력이 분산되어 파손의 위험이 적으며 원위 경비 이개에 대해서는 4.5mm 피질골 나사 고정군에서 3.5mm 피질골 나사에 비해 적은 이개를 보였다.

Sproule 등²⁵⁾은 족관절 상방 40mm 위치에 금속 나사를 고정하는 것이 원위 경비 관절의 국소 석회화 및 통증 금속 나사 파괴와 같은 손상을 줄일 수 있다고 하였고, Kukreti 등²⁰⁾은 족관절로부터 20mm 이내 혹은 20-50mm 위치에 원위 경비 인대 결합손상 시 금속 나사 고정을 시행한 후향적 연구에서, 두 그룹간의 임상적, 방사선학적 추시 상 유의성을 보이지 않았다고 하였다. 한 사체 연구에서 족관절 상방 23-41mm 위치에 금속 나사를 고정 시 비골 동맥의 관통 가지에 손상을 줄 수 있으므로, 이로 인한 합병증을 피하기 위해서는 아 위치에 금속 나사 고정을 피하는 것을 추천하였다.²⁶⁾ Miller 등²⁷⁾은 사체 연구의 하지 모델의 모든 연부 조직을 제거하였고, 족관절 상방 20mm, 50mm에서 각각 원위 경비인대 금속 나사 고정을 시행하여 견인력을 가하였을 때, 50mm 위치에서 더 높은 강도 및 적은 전위를 보였다. 본 연구에서는 동일 조건에서 족관절 상방 20-30mm 위치에

나사못을 고정하였을 때 최소 원위 경비 이개를 보였으나, von Mises 응력은 족관절 상방 40mm에서 가장 적은 수치를 보였다.

2개의 3.5mm 혹은 4.5mm 직경의 금속 나사 각각에 대해 삼면 혹은 사면 피질골 고정 방법을 시행한 사체 연구에서 두 군간에 비골의 전위에 유의한 차이를 보이지 않았다고 보고하였으며,^{16,17,21)} 다른 연구에서도 동일 조건에서 삼면 피질골 고정 및 사면 피질골 고정을 비교한 생체역학적 연구에서도 두 군간의 유의한 차이는 없었다고 보고하였다.¹⁷⁾ 임상적 연구에서 삼면 피질골 혹은 사면 피질골 금속 나사 고정간의 해리나 파손에서 차이는 없었으나, 사면 피질골에서 정복의 소실이 더 많았으나 137명 중 17명에 불과하였다. 또 다른 46명의 환자를 대상으로 시행한 삼면 피질골 고정 혹은 사면 피질골 고정에 대한 임상적 비교 연구에서 모두 3~7개월 시기에 금속 나사 제거 후 자기 공명 영상을 시행하자 사면 피질골 고정을 시행한 군에서 원위 경비 관절의 골유착 등의 소견이 관찰되었으나 기능적 결과에 차이는 없었다.²⁸⁾ 125명의 환자를 대상으로 시행한 전향적 임상 비교 연구에서 삼면 피질골 고정을 시행한 경우 3명에서 정복 소실을 보였으나 사면 피질골 고정을 시행한 군에서 정복 소실을 보이지 않았다²⁹⁾. 그러나 본 연구에서는 동일 조건에서 사면 피질골 고정을 이용한 군에서 이개 정도가 작지만, von Mises 응력 수치는 더 높은 것으로 차이를 보였다.

최근 연구들에서 원위 경비 인대결합 손상 시 내고정한 금속 나사를 초기에 제거하였거나, 늦게 제거하였거나, 제거하지 않은 군간의 임상적 점수에서 유의한 차이를 보이지 않았다고 하나,³⁰⁾ 일반적으로 금속 나사를 이용한 고정은 금속 나사의 파손이나 해리를 포함한 여러 합병증의 위험이 있으므로 체중부하 전, 술 후 6~12주 사이에 금속 나사를 제거하는 것이 좋다고 보고되고 있다.²²⁾ 그러나 금속 나사 제거 시 비용 측면과 감염 발생 등의 2차 수술의 위험도, 원위 경비 관절 이개의 재발 및 임상적 만족도 측면에서 그 이득이 적을 수 있다는 점을

고려하여야 한다.

컴퓨터 3차원 족관절 모델을 이용한 이점에도 불구하고, 본 연구의 제한점으로는 첫째, 골격 구조는 1명의 불특정 환자의 족관절 컴퓨터 단층 촬영 자료를 통한 것에 기본을 두고 연구를 진행했다는 점과 둘째로, 인대를 포함한 연부 조직의 물성이 실제 측정치가 아니며, 사체 표본을 가지고 시행한 특정 실험이 본 연구 결과를 타당화하는데 이용되어야 한다는 점, 셋째로 부하가 보행기의 2 시기만 포함했을 뿐 전 보행시기를 적용하지 못했으며, 넷째로 파괴점까지 부하를 주지 않아 금속 나사 파손의 위험을 정확히 예측하기 어렵다는 점, 다섯째로 고정 금속 나사 수에 대한 인자를 포함하지 못했으며, 마지막으로 생체역학적, 3차원 컴퓨터 모델 연구로 임상적인 결과와 차이가 있다는 점이 있겠는데, 실제로 원위 경비 인대결합은 생리적인 움직임이 있는 관절로, 견고한 고정력이 임상적으로 바람직한가에 대한 논란이 있다.

동일 조건에서 금속 직경에 대한 비교 시 4.5mm 피질골 나사가 3.5mm 피질골 나사에 비해 von Mises 응력이 더 낮으며, 원위 경비 관절 이개 정도도 더 적었다. 동일 조건에서 고정 피질골 수에 대한 비교 시 사면 피질골 고정의 경우 삼면 피질골 고정에 비해 원위 경비 관절 이개 정도는 더 적었으나, von Mises 응력이 더 높았으며, 동일 조건에서 고정 위치에 대한 비교 시 족관절 근위부 20-30mm에 고정 시 이개 정도가 더 적었으나, von Mises 응력이 더 높았으며, 근위 40mm 고정 시 von Mises 응력이 최소를 보였다. von Mises 응력의 경우 높을수록 금속 나사 파손의 위험이 있고 낮을수록 파손의 위험이 적다고 가정할 수 있으나, 반대로 골 조직으로 부하가 분산되어 다른 영향을 끼칠 수 있다는 점이 있고, 파괴점 이하의 부하 시 이개의 정도가 정복 유지에 더 나은 지표로 보인다.

V. 결 론

본 연구를 통해 원위 경비 인대결합 손상에 대한 금속 나사 고정 방법에 대한 생체역학적 비교에서 4.5mm 피질골 나사 고정 시 동일 조건의 3.5mm 피질골 나사 고정에 비해 이개 정도가 적고 von Mises 응력 정도가 더 낮았다. 사면 피질골 고정에서, 족관절 근위 20-30mm 위치에서 이개 정도는 더 낮았으나 von Mises 응력 정도는 비교적 높았다. 본 연구를 토대로 족관절 원위 경비 인대결합 손상 시 사면 피질골 고정한 4.5mm 피질골 나사를 족관절 근위 20-30mm 위치에 고정하였을 때 정복 유지에 도움이 될 것이라 생각된다.

참고문헌

1. Boden SD, Labropoulos PA, McCowin P, Lestini WF, Hurwitz SR. Mechanical considerations for the syndesmosis screw. A cadaver study. *J Bone Joint Surg Am.* 1989;71:1548-55.
2. Ogilvie-Harris DJ, Reed SC, Hedman TP. Disruption of the ankle syndesmosis: biomechanical study of the ligamentous restraints. *Arthroscopy.* 1994;10:558-60.
3. Rasmussen O, Tovborg-Jensen I, Boe S. Distal tibiofibular ligaments. Analysis of function. *Acta Orthop Scand.* 1982;53:681-6.
4. Xenos JS, Hopkinson WJ, Mulligan ME, Olson EJ, Popovic NA. The tibiofibular syndesmosis. Evaluation of the ligamentous structures, methods of fixation, and radiographic assessment. *J Bone Joint Surg Am.* 1995;77:847-56.
5. Beumer A, van Hemert WL, Niesing R, et al. Radiographic measurement of the distal tibiofibular syndesmosis has limited use. *Clin Orthop Relat Res.* 2004;227-34.
6. Cottom JM, Hyer CF, Philbin TM, Berlet GC. Transosseous fixation of the distal tibiofibular syndesmosis: comparison of an interosseous suture and endobutton to traditional screw fixation in 50 cases. *J Foot Ankle Surg.* 2009;48:620-30.
7. Pajaczkowski JA. Rehabilitation of distal tibiofibular syndesmosis

- sprains: a case report. *J Can Chiropr Assoc.* 2007;51:42-9.
8. Beumer A, van Hemert WL, Swierstra BA, Jasper LE, Belkoff SM. A biomechanical evaluation of clinical stress tests for syndesmotic ankle instability. *Foot Ankle Int.* 2003;24:358-63.
9. van den Bekerom MP, Hogervorst M, Bolhuis HW, van Dijk CN. Operative aspects of the syndesmotic screw: review of current concepts. *Injury.* 2008;39:491-8.
10. Hansen M, Le L, Wertheimer S, Meyer E, Haut R. Syndesmosis fixation: analysis of shear stress via axial load on 3.5-mm and 4.5-mm quadricortical syndesmotic screws. *J Foot Ankle Surg.* 2006;45:65-9.
11. Mosier-LaClair S, Pike H, Pomeroy G. Syndesmosis injuries: acute, chronic, new techniques for failed management. *Foot Ankle Clin.* 2002;7:551-65, ix.
12. Peek AC, Fitzgerald CE, Charalambides C. Syndesmosis screws: how many, what diameter, where and should they be removed? A literature review. *Injury.* 2014;45:1262-7.
13. Ramsey PL, Hamilton W. Changes in tibiotalar area of contact caused by lateral talar shift. *J Bone Joint Surg Am.* 1976;58:356-7.
14. Beumer A, Valstar ER, Garling EH, et al. Effects of ligament sectioning on the kinematics of the distal tibiofibular syndesmosis: a radiostereometric study of 10 cadaveric specimens based on presumed trauma mechanisms with suggestions for treatment. *Acta Orthop.* 2006;77:531-40.
15. Teramoto A, Kura H, Uchiyama E, Suzuki D, Yamashita T. Three-dimensional analysis of ankle instability after tibiofibular syndesmosis injuries: a

- biomechanical experimental study. *Am J Sports Med.* 2008;36:348-52.
16. Nousiainen MT, McConnell AJ, Zdero R, McKee MD, Bhandari M, Schemitsch EH. The influence of the number of cortices of screw purchase and ankle position in Weber C ankle fracture fixation. *J Orthop Trauma.* 2008;22:473-8.
17. Beumer A, Campo MM, Niesing R, Day J, Kleinrensink GJ, Swierstra BA. Screw fixation of the syndesmosis: a cadaver model comparing stainless steel and titanium screws and three and four cortical fixation. *Injury.* 2005;36:60-4.
18. Jordan TH, Talarico RH, Schuberth JM. The radiographic fate of the syndesmosis after trans-syndesmotic screw removal in displaced ankle fractures. *J Foot Ankle Surg.* 2011;50:407-12.
19. McBryde A, Chiasson B, Wilhelm A, Donovan F, Ray T, Bacilla P. Syndesmotic screw placement: a biomechanical analysis. *Foot Ankle Int.* 1997;18:262-6.
20. Kukreti S, Faraj A, Miles JN. Does position of syndesmotic screw affect functional and radiological outcome in ankle fractures? *Injury.* 2005;36:1121-4.
21. Markolf KL, Jackson SR, McAllister DR. Syndesmosis fixation using dual 3.5 mm and 4.5 mm screws with tricortical and quadricortical purchase: a biomechanical study. *Foot Ankle Int.* 2013;34:734-9.
22. Kaye RA. Stabilization of ankle syndesmosis injuries with a syndesmosis screw. *Foot Ankle.* 1989;9:290-3.
23. Thompson MC, Gesink DS. Biomechanical comparison of syndesmosis fixation with 3.5- and 4.5-millimeter stainless steel screws. *Foot Ankle Int.*

2000;21:736-41.

24. Stuart K, Panchbhavi VK. The fate of syndesmotic screws. *Foot Ankle Int.* 2011;32:S519-25.

25. Sproule JA, Khalid M, O'Sullivan M, McCabe JP. Outcome after surgery for Maisonneuve fracture of the fibula. *Injury.* 2004;35:791-8.

26. Fanter NJ, Inouye SE, McBryde AM, Jr. Safety of ankle trans-syndesmotic fixation. *Foot Ankle Int.* 2010;31:433-40.

27. Miller RS, Weinhold PS, Dahners LE. Comparison of tricortical screw fixation versus a modified suture construct for fixation of ankle syndesmosis injury: a biomechanical study. *J Orthop Trauma.* 1999;13:39-42.

28. Karapinar H, Kalenderer O, Karapinar L, Altay T, Manisali M, Gunal I. Effects of three- or four-cortex syndesmotic fixation in ankle fractures. *J Am Podiatr Med Assoc.* 2007;97:457-9.

29. Moore JA, Jr., Shank JR, Morgan SJ, Smith WR. Syndesmosis fixation: a comparison of three and four cortices of screw fixation without hardware removal. *Foot Ankle Int.* 2006;27:567-72.

30. Schepers T, van der Linden H, van Lieshout EM, Niesten DD, van der Elst M. Technical aspects of the syndesmotic screw and their effect on functional outcome following acute distal tibiofibular syndesmosis injury. *Injury.* 2014;45:775-9.

Table 1. Mechanical properties of bone of the ankle joint and screw materials used in finite element analysis

	Young's modulus(MPa)	Poisson's ratio	Tensile strength(MPa)
Cortical bone	17000	0.3	-
Cancellous bone	700	0.2	-
Titanium (Ti-6Al-4V)	106000	0.33	896

Table 2. Stiffness of values of ligaments

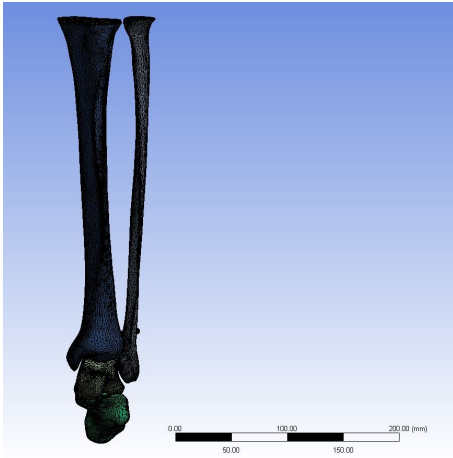
Ligaments	Stiffness values(N/cm)
Anterior talofibular ligament	399.9
Calcaneofibular ligament	705.1
Posterior talofibular ligament	397.5
Deep peroneal ligament	1288.2
Interosseous membrane ligament	2242
Interosseous talocalcaneal ligament	700
Cervical talocalcaneal ligament	700
Lateral talocalcaneal ligament	700

Table 3. von Mises stresses and net syndesmosis widening of 3.5mm and 4.5mm screws at mid-stance state of stance phase at different levels, different number of cortices.

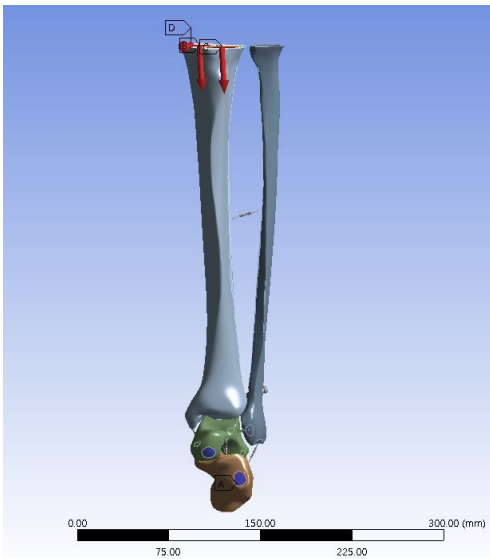
Screw diameter	Level (mm)	Number of cortices	Max von Mises (MPa) stress	Syndesmosis widening (mm)
3.5mm	20	tricortical	554.90	0.006
		quadricortical	561.09	0.005
3.5mm	30	tricortical	543.27	0.005
		quadricortical	549.89	0.005
3.5mm	40	tricortical	380.17	0.007
		quadricortical	444.27	0.006
4.5mm	20	tricortical	420.35	0.004
		quadricortical	430.17	0.003
4.5mm	30	tricortical	429.32	0.004
		quadricortical	435.62	0.003
4.5mm	40	tricortical	327.31	0.005
		quadricortical	385.71	0.005

Table 4. von Mises stresses and net syndesmosis widening of 3.5mm and 4.5mm screws at heel-off state of stance phase at different levels, different number of cortices.

Screw diameter	Level (mm)	Number of cortices	Max von Mises (MPa) stress	Syndesmosis widening (mm)
3.5mm	20	tricortical	727.83	0.007
		quadricortical	739.56	0.006
3.5mm	30	tricortical	719.33.	0.005
		quadricortical	737.46	0.005
3.5mm	40	tricortical	485.79	0.009
		quadricortical	562.46	0.008
4.5mm	20	tricortical	547.39	0.005
		quadricortical	555.39	0.004
4.5mm	30	tricortical	542.78	0.005
		quadricortical	559.45	0.004
4.5mm	40	tricortical	415.94	0.007
		quadricortical	450.30	0.007



(a)



(b)

Figure 1. Three-dimensional models of ankle. (a) reconstructed three-dimensional finite model of ankle by Mimics program and (b) physiologic loadings on proximal tibia.

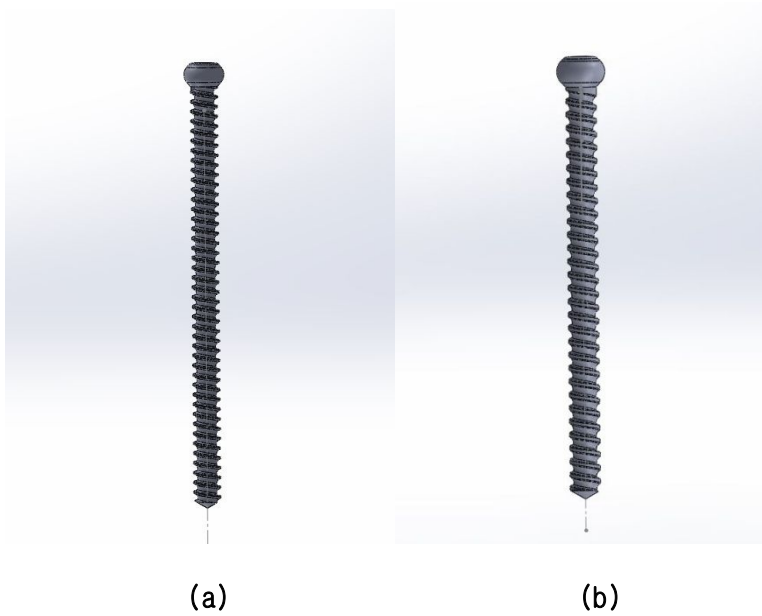


Figure 2. Three-dimensional model of titanium screw (3.5mm, 4.5mm). (a) 3.5mm cortical screw reconstruction model and (b) 4.5mm cortical screw reconstruction model by Solidworks 2013.

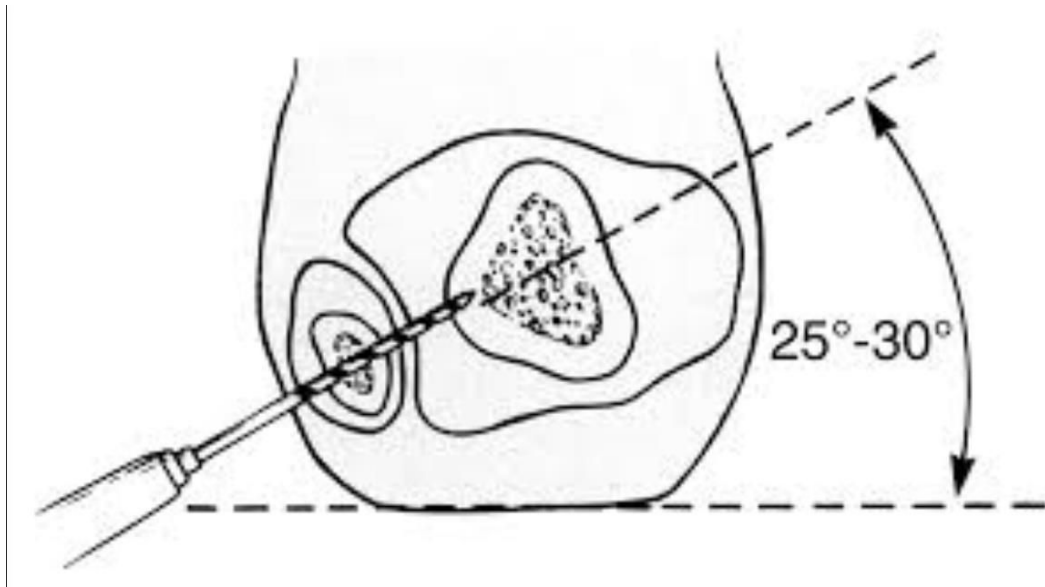
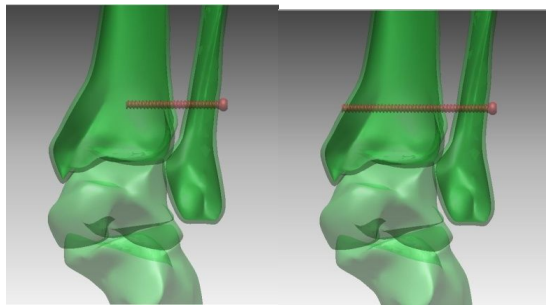
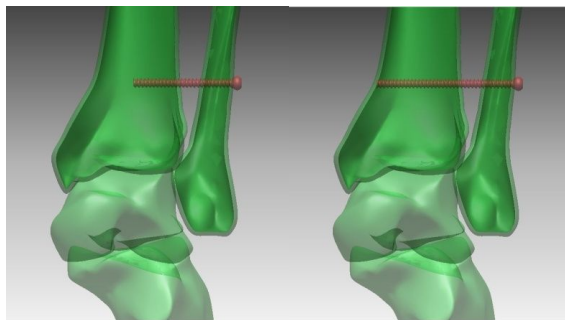


Figure 3. Syndesmosis screw was fixed through the fibula and into the tibia angled 25–30° from posterolateral to anteromedial direction.



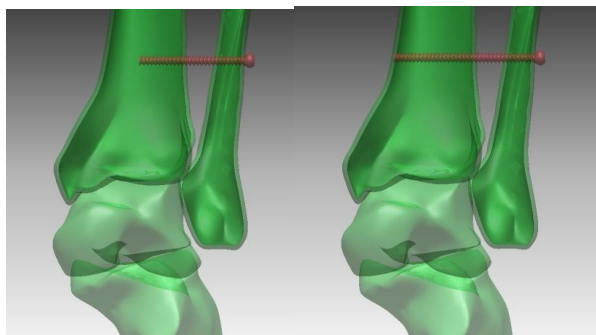
(a)

(b)



(c)

(d)

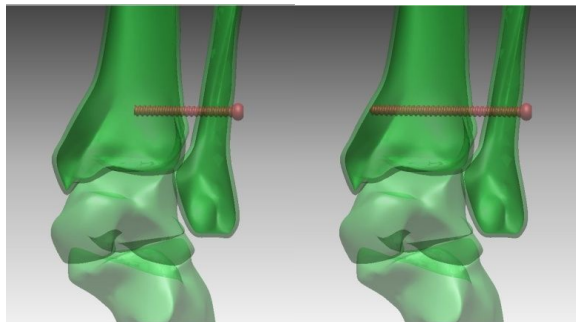


(e)

(f)

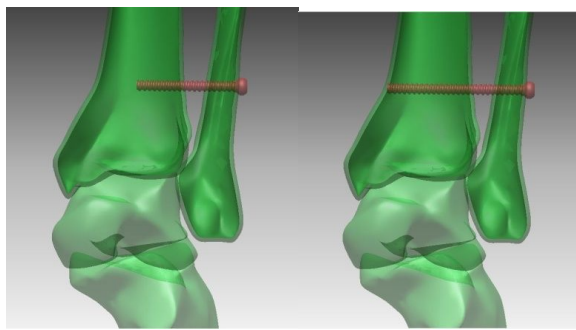
Figure 4. 3.5mm syndesmotic screws fixed at different locations, different numbers of cortices. (a) 3.5mm tricortical fixation, 20mm above ankle joint, (b) 3.5mm quadricortical fixation, 20mm above ankle joint, (c) 3.5mm tricortical fixation, 30mm above ankle joint, (d) 3.5mm quadricortical fixation, 30mm above ankle joint, (e) 3.5mm tricortical fixation, 40mm above ankle joint, (f) 3.5mm quadricortical fixation,

40mm above ankle joint.



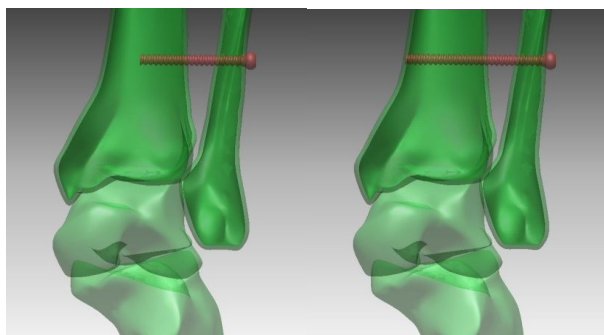
(a)

(b)



(c)

(d)



(e)

(f)

Figure 5. 4.5mm syndesmotic screws fixed at different locations, different numbers of cortices. (a) 4.5mm tricortical fixation, 20mm above ankle joint, (b) 4.5mm quadricortical fixation, 20mm above ankle joint, (c) 4.5mm tricortical fixation, 30mm above ankle joint, (d) 4.5mm quadricortical fixation, 30mm above ankle joint, (e) 4.5mm tricortical fixation, 40mm above ankle joint, (f) 4.5mm quadricortical fixation,

40mm above ankle joint.