

Jones 골절에서 유한요소해석을 이용한 골수강내 나사고정술과 양측피질골 나사고정술의 비교 - 예비 보고 -

대구가톨릭대학교 의공학과¹, 조선대학교 의과대학 정형외과학교실²

이연수¹ · 이준영² · 박상수² · 임채원² · 권은지¹

A Comparison of Bicortical and Intramedullary Screw Fixations in Jones' Fractures Using Finite Element Analysis - Preliminary Report -

Yeon Soo Lee¹, Jun Young Lee², Sang Soo Park², Chae Won Lim², Eun Ji Kwon¹

¹Department of Biomedical Engineering, Catholic University of Daegu College of Medical Science, Daegu,

²Department of Orthopaedic Surgery, Chosun University Hospital, Chosun University College of Medicine, Gwangju, Korea

Intramedullary screw fixation and bicortical screw fixation are widely used operation methods in the surgical treatment of Jones fractures. The purpose of this study is to evaluate of mechanical stability in two kind of Jones fracture. Using Mimics, three-dimensional models of the fifth metatarsal were reconstructed from computed tomography images of a 23-year-old Korean healthy male. Normal and osteoporotic bone models were made by changing bone density or thickness of cortical and cancellous bone. Two kinds of fixation techniques, i.e., intramedullary and bicortical screw fixation models, were simulated and muscles forces related to the fifth metatarsal base were applied. Maximum contact pressure difference were measured as 20,818 MPa, 12,155 MPa in normal bone, 23,371 MPa, 13,765 MPa in 85% cancellous osteoporotic bone, 24,310 MPa and 14,264 MPa in 75% cancellous osteoporotic model, 21,337 MPa, 20,971 MPa in -0.5 mm cortical osteoporotic bone, 26,322 MPa and 36,153 MPa in -1 mm cortical osteoporotic model, respectively for intramedullary screw fixation and bicortical screw fixation. Displacements on fracture interface were 0.208 mm, 0.126 mm in normal bone while 0.229 mm, 0.127 mm in 85% cancellous osteoporotic model, 0.241 mm, 0.127 mm in 75% cancellous osteoporotic model, 0.223 mm, 0.271 mm in -0.5 mm cortical osteoporotic model, 0.292 mm, 0.480 mm in -1 mm cortical osteoporotic model, respectively for intramedullary screw fixation and bicortical screw fixation. Bicortical screw fixation is superior in mechanical stability than intramedullary screw fixation for normal bone quality Jones fractures. For cortical osteoporotic bone Jones fractures, however, intramedullary screw fixation can give a better mechanical stability than bicortical screw fixation.

Keywords: Metatarsal bones, Fracture fixation, Finite element analysis

Received: January 6, 2014 Revised: June 4, 2014 Accepted: June 9, 2014

Correspondence: Jun Young Lee

Department of Orthopaedic Surgery, Chosun University Hospital, Chosun University College of Medicine, 365 Pilmun-daero, Dong-gu, Gwangju 501-717, Korea

Tel: +82-62-220-3147, Fax: +82-62-226-3379, E-mail: leejy88@chosun.ac.kr

Copyright ©2014 The Korean Society of Sports Medicine

© This is an Open Access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution Non-Commercial License (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc/3.0>) which permits unrestricted non-commercial use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

서 론

1902년 Jones¹⁾가 제5 중족골 근위부 골절에 대해 보고한 이후 Jones 골절에 대해 여러 저자가 치료의 적응증 및 치료 방법에 대해 보고하였다. Clapper 등²⁾은 Jones 골절 환자에서 보존적 치료를 우선적으로 시행하여 우수한 결과를 보고한 반면 Pietropaoli 등³⁾은 사체를 이용한 생체 역학 연구를 통해 보존적 치료 방법보다는 수술적 치료 방법이 임상 결과나 예후 측면에서 결과가 우수하다고 보고 하였다. Jones 골절은 족관절의 족저 굴곡 상태에서 전족부의 내전 혹은 내번 시 외측 경계에 장력이 가해지면서 발생하게 되고, 스포츠 활동이나 운동선수에게서 발생 빈도가 높다⁴⁵⁾. 활동력이 많은 사람이거나 운동선수가 아닌 일반인은 단하지 석고부목 고정하에 6-8주간의 비체중부하 하면서 보존적 처치를 우선 고려하는 것이 Jones 골절의 일반적인 치료이다. 운동선수 등 조기 회복이 필요한 경우에는 수술적 처치가 시행되기도 하는데 그 방법으로는 골수강내 나사고정술과 양측 피질골 나사고정술이 보편적으로 시행되고 있다. 두 가지 수술 방법 모두 좋은 결과를 보고하고 있으나⁶⁷⁾ 대부분 임상적 추시에 의한 결과이다. 생역학적 연구는 Husain과 DeFronzo⁸⁾가 모형뼈와 사체실험을 통한 두 가지 수술 방법에 대한 연구를 하였고 양측 피질골 나사의 우수성을 발표하였다. 하지만 모형뼈와 사체실험은 완벽히 동일한 조건하에 실험이 진행될 수 없는 단점이 있다. 이에 본 연구는 유한 요소 해석의 방법으로 제5중족골의 생리적 상태와 유사한 조건을 설정하고 Jones 골절에 대해 골수강내 나사고정술과 양측 피질골 나사고정술을 시행하는 실험을 통해서, 두 가지 수술방법의 기계적 안정성에 대하여 비교 분석하였다. 뿐만 아니라 골다공증성 골 모델을 설정하여 골다공증 골 상태에서 두 가지 수술법의 기계적 안정성에 대해서도 비교 분석하여 이에 대한 결과를 예비보고 하고자 한다.

연구 방법

1. 연구 대상

족부의 외상력이나 이전의 특별한 병력이 없었던 23.5세 한국 남성을 대상으로 하였고 신장과 체중은 175 cm, 69 kg 이고 body mass index는 22.53 kg/cm²으로 정상범위에 속하였으며 이중에너지 X선 흡수계측법(dual-energy X-ray absorptiometry)으로 측정된 요추부 골밀도는 T-score -0.3이었다. 우측 발을

컴퓨터전산화단층촬영 하였고 1 mm의 단층 간격으로 얻어진 영상으로부터 Mimics V15 (Materialise, Leuven, Belgium)를 이용하여 연부 조직과 골 조직의 컴퓨터 카드 모델 삼차원 이미지를 재건하였다.

2. 나사 고정 모델

Mimics의 치밀골의 기준인 housefield unit은 662-1,988로 설정하여 제5중족골의 피질골과 해면골의 경계를 나누어 모델링하였고 Jones 골절 모델은 Rapidform (INUS Technology Inc., Seoul, Korea)을 이용하여 경상 돌기로부터 1.5 cm 원위부인 제4-5중족관절 외측부에서 시작하여 내측 피질골을 향하여 사선 방향의 가상의 골절면을 갖도록 설정하였다⁹⁾. 고정에 사용한 나사는 4.0 mm 유관 나사(Synthes Inc., Paoli, PA, USA)를 사용하였으며, 전체 길이는 45 mm, 나사부 길이는 14 mm 였다. 나사 삽입 방법은 골수강내 나사고정술의 경우 제5중족골의 경상돌기 하연으로부터 10 mm 상방 지점과 단비골근 부착부의 바로 내측 부위 지점이 만나는 곳으로 정하였다. 나사의 삽입 방향은 족저부에 평행한 가상의 선에 대하여 7°의 족저 굴곡되는 방향으로 삽입하였으며, 나사가 골절 부위를 충분히 통과하지만 경상 돌기부분의 피질골 이외의 피질골은 통과하지 않도록 하였다¹⁰⁾. 양측 피질골 나사고정술의 경우 나사 삽입 시작점은 족저 근막과 단비골근 부착부 사이로 정하였고 외측 피질골에서 시작하여 골절면을 통과하고 내측 피질골까지 나사 부위가 충분히 통과하도록 하였다(Fig. 1).

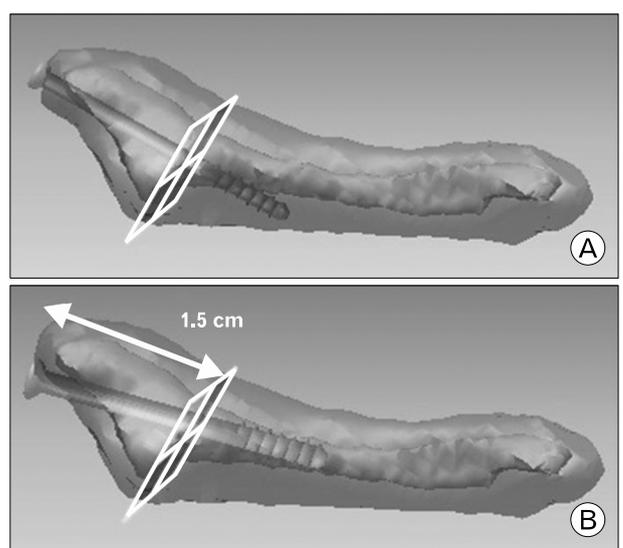


Fig. 1. Bicortical screw fixation (A), Intramedullary screw fixation (B) model. Rectangular grid is fracture plane.

3. 유한요소 모델

재구성된 제5중족골과 나사 모델로부터 tetrahedron 유한 요소를 생성하였고 요소의 최대 모서리 길이는 0.5 mm로 정하고 원래 캐드 모델의 형상으로부터 유한 요소로 변환 중에 허용된 형상의 오차는 0.01 mm 이하로 제한하였다. 피질골과 해면골의 Young's modulus는 각각 15,000 MPa, 300 MPa 그리고 공통적으로 포아송비(Poisson's ratio)는 0.3을 부가하였고, 나사의 재질은 티타늄 합금으로 가정하여 Young's modulus는 96,000 MPa, 포아송비는 0.36으로 설정하였다. 또한 골다공증 골 모델은 피질골 감소 연구인 Ritzel 등¹¹⁾의 연구와 해면골 감소 연구인 Baroud 등¹²⁾의 연구를 참조하여, 정상골 상태보다 피질골의 두께가 0.5 mm, 1 mm 감소한 두 가지 모델과 해면골의 bone mineral density가 85%와 75% 감소한 두 가지 모델을 만들었고 85%와 75% 감소 모델의 Young's modulus는 각각 255 MPa, 225 MPa 그리고 포아송비는 0.3으로 동일하게 설정하였다.

4. 경계조건 및 근육의 작용

경계 조건은 피질골과 해면골사이는 움직임이 전혀없는 완전 결합(bonded)으로 설정하였으며 그 외의 나사와 제5중족골사이, 골절면의 접촉면은 움직임이 있지만 접촉은 유지되는 상태인 접촉 유지 미끄러짐(no separation)으로 설정하였고

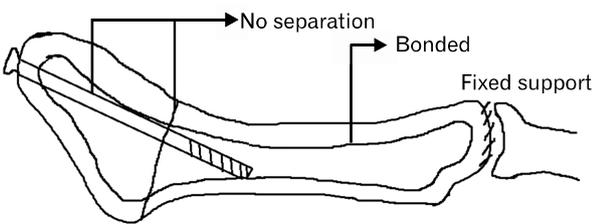


Fig. 2. Boundary condition. Interface between cortical and cancellous bone is bonded. Bonded: no movement, complete union state, Fracture site: interface between screw and bone are no separation, No separation: movement can occur but contact is maintained, Fixed support: fifth metatarsophalangeal joint is fixed state.

제5중족골두의 관절면은 제5중족지관절을 고정하기 위해 완전 고정(fixed support)로 설정하였다(Fig. 2). 생리적 상태와 유사한 조건을 만들기 위해 제5중족골 기저부와 관련되어있는 근육인 단비골근, 제삼비골근, 족배 골간근, 족저 골간근, 단소족지 굴곡근의 작용방향은 해부학적으로 설정하였다. 각 근육에 작용하는 힘은 Rohr 등¹³⁾이 기술하였던 각각의 근육의 생리적 단면적(physiologic cross-sectional area)을 참조하였고 생리적 단면적에 단위면적(cm²)당 25 N을 부과하여 각 근육의 힘의 크기를 단비골근, 제삼비골근, 족배 골간근, 족저 골간근, 단소지 굴근 각각 287.5 N, 77.5 N 68.0 N, 34.5 N, 50.0 N으로 설정하였다(Table 1). 해석은 유한요소해석 소프트웨어인 ANSYS V14.5 (ANSYS Inc., Canonsburg, PA, USA)를 이용하여 시행하였다.

5. 기계적 안정성 평가

골수강내 나사고정술 모델과 양측 피질골 나사고정술 모델의 기계적 안정성은 두 가지 기준으로 평가하였다. 첫째, 골절면에서 전위 정도 둘째, 골절면에서 접촉 응력의 최대 차이값을 평가하였다. 골절면의 전위 정도는 골절면 외측 피질골 임의의 지점을 설정하여 x, y, z 축에 대한 각각의 이동거리의 합을 측정하였다. 외측 피질골을 설정한 이유는 제5중족골 기저부 골절의 손상 기전이 족관절 족저 굴곡상태에서 전족부가 내전 혹은 내번되면서 외측 피질골에 장력이 가해져 발생하는 것이므로 외측 피질골에 작용하는 외력이 가장 크기 때문이다. 골절면에서 접촉 응력은 나사고정술의 기계적 안정성이 우수하다면 같은 조건에서 더 넓은 접촉 면적을 유지할 수 있게 되고, 따라서 골절면에서의 접촉 응력이 고르게 분포하여 접촉 응력의 차이값이 낮게 측정된다(Fig. 3). 즉 접촉 응력의 차이값이 작다면 기계적 안정성이 상대적으로 우수함을 의미한다.

결 과

1. 골절면에서 전위정도

골수강내 나사고정술과 양측 피질골 나사고정술 각각의

Table 1. Magnitudes of the muscle forces related to the fifth metatarsal base

Category	Peroneus brevis	Peroneus tertius	Dorsal interosseous	Plantar interosseous	Flexor digiti minimi brevis
PSCA (cm ²)	11.50	3.10	2.72	1.38	2.00
Force (N)	287.5	77.5	68.0	34.5	50.0

PSCA: physiologic cross-sectional area.

A force generating capacity of 25 N/cm² was multiplied by PCSA to obtain the muscle forces.

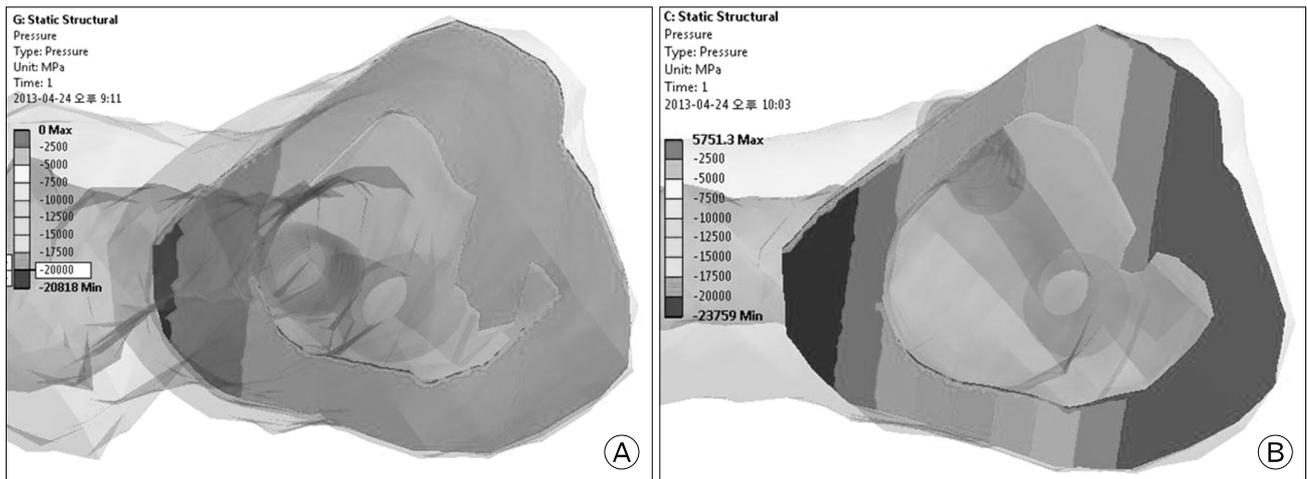


Fig. 3. Contact pressure on fracture plane. Contact pressure distribution is displayed by gradation scale. (A) is displayed by similar color. But, (B) is displayed by various color (sharp contrast). In other words, (A) is more evenly distributed contact pressure and (B) is too concentrated or too little contact pressure. It means mechanical stable or unstable, respectively.

Table 2. Contact pressure and displacement on fracture plane

Category	Normal bone	Cortical osteoporotic bone		Cancellous osteoporotic bone	
		-0.5 mm	-1 mm	85%	75%
Maximum contact pressure difference (MPa)					
Intramedullary	20818	21337	26322	23371	24310
Bicortical	12155	20971	36153	13765	14264
p-value	<0.001	0.172	<0.001	<0.001	<0.001
Displacement (mm)					
Intramedullary	0.208	0.223	0.292	0.229	0.241
Bicortical	0.126	0.271	0.480	0.127	0.127
p-value	<0.001	0.001	<0.001	<0.001	<0.001

Data were analyzed by paired t-test.

p-values are presented by comparison of measurements between Intramedullary and bicortical fixation at five bone conditions.

모델에 제5중족골 기저부와 관련되어있는 근육인 단비골근, 제삼비골근, 족배 골간근, 족저 골간근, 단소족지 굴곡근의 힘의 크기와 작용 방향을 적용하고 골절면의 미끄러짐의 정도를 측정하였다. 정상골 상태일때 골수강내 나사고정술 모델의 골절면의 전위는 0.208 mm, 양측 피질골 나사고정술 모델의 전위는 0.126 mm으로 측정되었다. 해면골 85%의 골다공증 모델에서 골수강내 나사고정술 모델과 양측 피질골 나사고정술 모델의 전위는 각각 0.229 mm, 0.126 mm으로 측정되었고 해면골 75%의 골다공증 모델에서는 각각 0.241 mm, 0.127 mm으로 측정되었다. 0.5 mm 감소 피질골 골다공증 모델에서는 0.223 mm, 0.271 mm으로 측정되었고 1 mm 감소 피질골 골다공증 모델에서는 0.292 mm, 0.480 mm으로 측정되었다 (Table 2). 정상골과 해면골 감소 모델, 0.5 mm 피질골 감소

모델에서는 양측 피질골 나사고정술이 골수강내 나사고정술에 비해 전위 정도가 적었고, 1 mm 피질골 감소 모델에서는 골수강내 나사고정술이 양측 피질골 나사고정술에 비해 전위 정도가 적었다.

2. 골절면에서 접촉응력 차이의 최대값

골절면에서 전위 정도 평가와 동일한 조건으로 제5 중족골 기저부 근육의 힘과 작용 방향을 적용한 뒤, 골수강내 나사고정술과 양측 피질골 나사고정술 모델의 골절면에서 접촉 응력을 측정하고 가장 큰 응력 지점값과 가장 낮은 응력 지점값의 차이를 구하였다. 정상골 상태일 때 골수강내 나사고정술 모델과 양측 피질골 나사고정술의 접촉응력 차이의 최대값은 각각 20,818 MPa, 12,155 MPa으로 측정되었고 해면골 85%의 골다공

중 모델에서는 각각 23,371 MPa, 13,765 MPa로 측정되었으며, 해면골 75%의 골다공증 모델에서는 각각 24,310 MPa, 14,264 MPa로 측정되었다. 0.5 mm 감소 피질골 감소 골다공증 모델에서는 각각 21,337 MPa, 20,971 MPa로 측정되었고 1 mm 감소 피질골 감소 골다공증 모델에서는 각각 26,322 MPa, 36,153 MPa로 측정되었다(Table 2). 정상골과 해면골 감소 모델, 0.5 mm 피질골 감소 모델에서는 양측 피질골 나사고정술이 골수강내 나사고정술에 비해 접촉 응력 차이가 최대값이 적었고, 1 mm 피질골 감소 모델에서는 골수강내 나사고정술이 양측 피질골 나사고정술에 비해 접촉 응력 차이가 최대값이 적었다.

고 찰

Lawrence와 Botte¹⁴⁾는 제5중족골 기저부 골절을 3부분으로 구분하였는데, 가장 근위부인 제1구역은 중족 입방관절을 포함하여 단비골근, 족저 근막의 외측띠가 부착하며 이보다 원위부에 삼차비골근이 부착한다. 제2구역은 골간단 골단의 이행부로서 흔히 진성 Jones 골절이라 칭하며 전형적인 골절 양상은 경상 돌기에서부터 1.5 cm 원위부인 제4-5중족관절 외측부에서 시작하여 내측 피질을 향하여 사선 방향의 골절선이 관찰되고 스포츠 손상에서 전족부가 족저 굴곡 상태일때 내전 혹은 내번력을 받을 때 발생하게 된다. 제3구역은 스트레스 골절로서 주로 운동선수에서 반복적인 외력에 의해 발생하는 피로 골절이다. 일반적으로 제1구역 경상 돌기 견열 골절의 경우 보존적 처치를 시행해도 우수한 골유합 및 임상 결과를 기대할 수 있고²⁾ Jones 골절은 제1구역 골절보다는 보존적 처치가 어렵고, 제3구역 피로 골절은 보존적 치료시 지연유합이나 불유합 혹은 재골절 등의 합병증으로 수술적 처치를 시행해야 하는 경우가 많다^{15,17)}. 즉, 제1구역은 보존적 처치, 제3구역은 수술적 처치를 시행하는 것이 일반적이고 제2구역인 Jones 골절은 단하지 석고부목 고정하에 6-8주간의 비체중부하 등의 보존적 처치를 우선 고려하고, 운동선수 등 조기 회복이 필요한 환자 혹은 장기간의 석고 고정으로 인해 초래되는 불편감이나 때때로 발생하는 지연 유합, 불유합의 가능성 때문에 경우에 따라서 수술적 처치를 시행하기도 한다¹⁸⁾. 이에 저자들은 제2구역인 급성 Jones 골절에서 일반적으로 시행되는 수술 방법인 골수강내 나사고정술과 양측 피질골 나사고정술 2가지의 기계적 안정성에 대해 비교 분석해보고자 하였다. 일반적으로 나사고정술은 골절 부위를 압박함으로써 인대와 근육 부착부로부터 발생하는 장력에 저항해서 일차 골유합을

촉진할 수 있는 장점을 갖는다. Portland 등⁷⁾은 제5중족골 급성 골절에 대해서 22예의 환자에서 유관 나사를 이용한 수술적 처치를 시행하였고 수술 후 평균 8.8주에 방사선학적 골유합을 얻었고 금속 나사의 자극으로 인한 동통을 호소한 2예를 제외하고 만족할 만한 결과를 보고하였다. 또한 Pietropaoli 등³⁾은 사체를 이용한 생체 역학적 연구를 통해서 급성 Jones 골절에서 보존적 치료보다는 골수강내 나사고정술을 시행함으로써 더 강력한 고정력을 얻을 수 있어 골절부 전위를 방지하여 양호한 결과를 기대할 수 있음을 보고하였다. Stewart¹⁹⁾는 나사 내고정 방법으로 경상돌기 기저부로 삽입하여 골절면을 통과해서 내측 피질골까지 관통하는 양측 피질골 나사고정술에 대하여 기술하였고, Mahajan 등⁶⁾은 전위가 있는 제5중족골 기저부 제1, 2형 골절 환자 23예에 대해서 양측 피질골 나사고정술을 시행하였고 수술 후 평균 6.3주에 방사선학적 골유합을 얻었고 평균 미국족부관절학회(American Orthopaedic Foot & Ankle Society) 족부기능지수는 94점으로 모두 양호한 결과를 보고하였다. 이렇듯 골수강내 나사고정술과 양측 피질골 나사고정술 모두 비교적 우수한 임상적 결과를 보고하고 있다. 생역학적 연구를 살펴보면 Husain과 DeFronzo⁸⁾은 모형뼈(sawbones) 10예, 사체(cadaver) 9예를 이용한 생역학 연구에서 2가지 경우 모두 양측 피질골 나사고정술이 골수강내 나사고정술보다 우수하다고 하였다. 본 연구에서도 골밀도가 감소하지 않은 정상골 상태일 때, 양측 피질골 나사고정술이 골수강내 나사고정술에 비하여 골절면의 전위거리가 짧고 골절면에서 균일한 접촉 응력을 유지할 수 있어 더 우수한 술식으로 해석되었다. 하지만 Husain과 DeFronzo⁸⁾의 연구는 제5중족골 기저부에 작용하는 외력을 단비골근으로만 한정해서 실험하였고, 작용하는 힘의 방향도 골절선에 수직인 단 방향으로만 적용하였다. 실제 Jones 골절은 단비골근과 제삼비골근의 부착부 사이에서 발생하기 때문에 Husain 등의 연구는 골절부에 발생하는 장력과 비틀림의 외력을 적용하고 해석하는데 한계가 있다¹⁸⁾. 본 연구는 실제 인체의 조건과 유사하도록 제5중족골 기저부의 5개의 근육(단비골근, 제삼비골근, 족배골간근, 족저골간근, 단소족지 굴곡근)모두를 기저부와 부착부를 고려하여 힘의 방향과 크기를 적용하였기 때문에 결과의 해석이 보다 정확하고 의의가 있다고 할 수 있다. 또한 사체 실험은 사체 개개인 별로 해부학적 차이가 있어 각각의 모델에 공평한 하중 및 운동 조건을 부가하는 것이 어렵고 이로 인한 오차가 발생할 수 있지만, 본 연구는 유한 요소 해석을 이용하였기 때문에 이를 배제할 수 있었다. 저자는 골밀도가 감소한 골다공증 상태에서 발생한 Jones 골절에 대해서도 같은 조건하에 2가지

수술법에 대한 유한 요소 해석을 시행하였다. Chao 등²⁰⁾은 골절 치료에 사용되는 내고정의 안정성은 피질골과 해면골의 구조와 내고정물의 재질에 큰 영향을 받는다고 하였다. 즉 골다공증 상태에서 내고정물의 안정성은 정상골 상태와 변화하게 된다. 본 연구에서는 골다공증이 진행하여 피질골의 두께가 1 mm 이상 감소한다면 오히려 골수강내 나사고정술이 양측 피질골 나사고정술보다 기계적 안정성이 더 우수함을 확인하였다. 이는 양측 피질골 나사고정술에서 삽입된 나사와 족저부가 이루는 각도가 골수강내 나사고정술의 그 각도보다 커서 직립 상태에서 굽힘 하중을 더 받기 때문에 피질골의 두께에 더 민감하게 영향을 받는 것으로 생각된다. 본 연구의 제한점은 실제 급성 Jones 골절은 다양한 양상으로 나타날 수 있으나 사선 방향의 골절선을 갖는 한가지 골절 모델만을 적용한 점과 골다공증은 피질골과 해면골 모두 동시에 감소상태를 유발하지만, 본 연구에서 골다공증 모델 생성 시 피질골 감소 모델과 해면골 감소 모델로 따로 나누어 분석을 시행한 점이다. 또한 한명을 대상으로 한차례의 컴퓨터전산화단층촬영 후 얻은 자료(data)를 사용하여 시행한 예비보고 이므로 대상수를 늘려 반복된 실험을 진행하고, 이 data를 바탕으로 한 임상과의 연계를 통한 추시 연구가 필요하겠다. 결론적으로 정상인에서 발생한 Jones 골절은 양측 피질골 나사고정술이 기계적 안정성 측면에서 골수강내 나사고정술보다 더 우수한 술식이라 할 수 있다. 하지만 피질골 두께가 감소한 골다공증 상태에서는 골수강내 나사고정술이 양측 피질골 나사고정술보다 기계적 안정성이 더 우수한 술식이라 할 수 있겠다.

References

1. Jones R. Fracture of the base of the fifth metatarsal bone by indirect violence. *Ann Surg* 1902;35:697-700.
2. Clapper MF, O'Brien TJ, Lyons PM. Fractures of the fifth metatarsal. Analysis of a fracture registry. *Clin Orthop Relat Res* 1995;(315):238-41.
3. Pietropaoli MP, Whorowski DC, Werner FW, Fortino MD. Intramedullary screw fixation of Jones fractures: a biomechanical study. *Foot Ankle Int* 1999;20:560-3.
4. Dameron TB Jr. Fractures and anatomical variations of the proximal portion of the fifth metatarsal. *J Bone Joint Surg Am* 1975;57:788-92.
5. Kavanaugh JH, Brower TD, Mann RV. The Jones fracture revisited. *J Bone Joint Surg Am* 1978;60:776-82.
6. Mahajan V, Chung HW, Suh JS. Fractures of the proximal

- fifth metatarsal: percutaneous bicortical fixation. *Clin Orthop Surg* 2011;3:140-6.
7. Portland G, Kelikian A, Kodros S. Acute surgical management of Jones' fractures. *Foot Ankle Int* 2003;24:829-33.
8. Husain ZS, DeFronzo DJ. A comparison of bicortical and intramedullary screw fixations of Jones' fractures. *J Foot Ankle Surg* 2002;41:146-53.
9. Bucholz RW, Heckman JD, Court-Brown CM. *Rockwood & Green's fractures in adults*. 6th ed. Philadelphia, USA: Lippincott Williams & Wilkins; 2006.
10. Johnson JT, Labib SA, Fowler R. Intramedullary screw fixation of the fifth metatarsal: an anatomic study and improved technique. *Foot Ankle Int* 2004;25:274-7.
11. Ritzel H, Amling M, Posl M, Hahn M, Delling G. The thickness of human vertebral cortical bone and its changes in aging and osteoporosis: a histomorphometric analysis of the complete spinal column from thirty-seven autopsy specimens. *J Bone Miner Res* 1997;12:89-95.
12. Baroud G, Nemes J, Ferguson SJ, Steffen T. Material changes in osteoporotic human cancellous bone following infiltration with acrylic bone cement for a vertebral cement augmentation. *Comput Methods Biomech Biomed Engin* 2003;6:133-9.
13. Rohr ES, Johnson JE, Zhao L, Harris GF. Three-dimensional finite element analysis of the fifth metatarsal jones fracture. In: Harris GF, Smith PA, Marks RM, editors. *Foot and ankle motion analysis: clinical treatment and technology*. Florida: Talyer & Francis; 2007. p.347-62.
14. Lawrence SJ, Botte MJ. Jones' fractures and related fractures of the proximal fifth metatarsal. *Foot Ankle* 1993;14:358-65.
15. Josefsson PO, Karlsson M, Redlund-Johnell I, Wendeberg B. Jones fracture. Surgical versus nonsurgical treatment. *Clin Orthop Relat Res* 1994;(299):252-5.
16. Quill GE Jr. Fractures of the proximal fifth metatarsal. *Orthop Clin North Am* 1995;26:353-61.
17. Hatch RL, Alsobrook JA, Clugston JR. Diagnosis and management of metatarsal fractures. *Am Fam Physician* 2007;76: 817-26.
18. Vertullo CJ, Glisson RR, Nunley JA. Torsional strains in the proximal fifth metatarsal: implications for Jones and stress fracture management. *Foot Ankle Int* 2004;25:650-6.
19. Stewart IM. Jones's fracture: fracture of base of fifth metatarsal. *Clin Orthop* 1960;16:190-8.
20. Chao EY, Inoue N, Koo TK, Kim YH. Biomechanical considerations of fracture treatment and bone quality maintenance in elderly patients and patients with osteoporosis. *Clin Orthop Relat Res* 2004;(425):12-25.