



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](#)

의학석사 학위논문

근위 상완골 골절에서 금속판과 나사에

작용하는 스트레스 분포 : 유한요소분석

Stress distribution of Plate and Proximal Screw Holes in
Proximal Humerus Fracture: Finite Element Analysis
Study

울산대학교 대학원
의학과

김효준

근위 상완골 골절에서 금속판과 나사에
작용하는 스트레스 분포 : 유한요소분석

지도 교수 고경환

이 논문을 의학석사 학위 논문으로 제출함

2020 년 2 월

울 산 대 학 교 대 학 원

의 학 과

김 효 준

김효준의 의학 석사 학위 논문을 인준함

심사위원 전인호 인

심사위원 고경환 인

심사위원 이범식 인

울산대학교 대학원

2020년 2월

차례

표, 그림 목차.....	II
국문 요약.....	III
Introduction.....	1
1. Background	1
1.1 근위 상완골 골절의 금속판을 이용한 내고정술	1
1.2 근위 상완골 골절에서 금속판 내고정술에서의 내측 지지(calcar) 나사의 중요성과 임상적 제한성	2
2. Purpose and hypothesis.....	3
Materials and Methods.....	5
1 Model reconstruction	5
1.1 Image segmentation	5
1.2 Bone model reconstruction.....	5
1.3 Plate and screw models reconstruction	6
2 Mesh operation and material properties.....	6
2.1 Mesh operation	6
2.2 Material properties.....	7
3. Basic settings of Finite Elements Model	8
4. Analysis.....	9
4.1 Analytical refinement.....	9
4.2 Analysis of shear stress distribution depending on fracture pattern.....	10
4.3 Analysis of shear stress distribution depending on screw pattern.....	10
Results.....	13
1. Von-Mises stress distribution: fracture pattern.....	13
2. Von-Mises stress distribution: screws pattern	15
Discussion	21
Conclusion.....	25
References.....	26
Abstract.....	30
부록.....	33

표, 그림 목차

표 1. 뼈, 금속판, 나사에 대한 물성값 식	7
표 2. 1 MPA 이상의 응력값에 대한 응력집중 비율	20
그림 1. 상완골 근위부의 컴퓨터 단층 촬영 영상을 활용한 골절 모델 재건 및 MESH, FEM 모델 생성 과정의 개요 및 분석 모형	11
그림 2. 상완골 모델에서 금속판에 위치하는 나사 별 명칭 및 나사 그룹 구분과 골 부위별 분류	12
그림 3. 골절 유형에 따른 응력 분포 COLOR MAP과 국소 최대 VON-MISES 응력 지점	17
그림 4. 나사 개수에 따른 응력 분포 COLOR MAP과 국소 최대 VON-MISES 응력 지점	18
그림 5. 골절 유형과 나사 개수에 따른 최대 응력 값	19

국문 요약

Introduction

근위 상완골 골절에서 다양한 수술법들이 소개되고 있다. 가장 대중적으로 사용되고 좋은 임상적 결과를 보이고 있는 것은 금속판을 이용한 내고정술이다. 하지만 아직까지도 금속판을 이용한 내고정술에서 많은 기계적 합병증과 실패율을 보고하고 있다. 이에 금속판의 내고정술을 강화하기 위한 여러 방법들이 제안되고 있고, 그 중에서 많은 저자들이 내측 피질골의 지지대의 중요성을 강조하며 내측 지지(calcar) 나사의 적용 필요성에 대해 주장하고 있다. 하지만 골다공증성 골절은 내측 피질골의 지지를 얻기 어렵고, 분쇄를 동반한 골절이 흔하다. 이러한 경우, 내측 지지 나사의 지지대로서의 중요성이 주목받고 있고 적용의 필요성에 대해 주목받고 있지만, 통상적으로 내측 지지 나사의 위치상, 액와 신경의 손상 위험이 높아 내측 지지 나사를 실질적으로 적용하는 데에는 어려움이 많다. 이에 골절 후, 내측 지지가 없을 경우, 금속판의 고정력을 유지하고 금속판의 기계적 실패 및 합병증을 줄이기 위해 금속판에 적용하는 적절한 나사 위치와 배열, 그리고 그에 따른 스트레스 응집도의 분포도에 대해 이해하는 것이 필요하다. 이 연구의 목적은, 상완골 근위부 골절을 동반한 환자들의 컴퓨터 단층 촬영 검사(CT)를 이용하여 유한요소분석(Finite Element Analysis, FEA)을 시행하고, 내측 지지대가 없는 경우 금속판과 근위부 나사의 적용에 있어, 가장 적절한 스트레스 분배를 위한 최적의 나사 패턴과 가장 근위부에 위치하고 있는 나사의 역할, 그리고 내측 지지 나사의 역할에 대해 알아보려고 한다.

Methods

CT Dicom 파일을 통하여 피질골과 해면골을 모두 포함하고 있는 3D 영상을 분리하여 구현하였다. 3D 영상을 통하여 뼈 모델을 재구축하였고 뼈 모델에 맞는 금속판과 잠김나사를 최적의 위치에 놓일 수 있게 설계하였다. 뼈, 금속판 그리고 잠김나사에 대해 사면체 요소(tetrahedral elements)로 표면 및 부피 mesh를 진행하였다. 뼈 모델의 경우, 각 요소에 대해 HU값을 통해 골밀도와 탄성계수(Elastic modulus)를 계산하여 부여해주었으며, 포아송 비(Poisson's ratio)는 0.3으로 부여하

였다. 금속판과 나사모델의 경우, 티타늄 소재에 맞추어 탄성계수 110GPa로, 포아송 비는 0.35로 부여하였다. 이후, Hyperworks 12.0 소프트웨어를 통하여 200N의 하중조건과 경계조건 그리고 뼈, 금속판, 나사간에 접촉조건을 입력하였다. 분석은 뼈에 작용하는 Von-Mises 응력으로 보았으며, 분석의 구체화를 위하여 4구역으로 나누어 국소 최대 응력을 측정하여 contour map으로 나타냈다. 분석 변수로는 골절 유형(2분위 골절, 3분위 골절)에 따른 경우와 나사 개수(근위부 나사 4개, 6개, 9개)에 따른 경우로 구분하여 진행하였다.

Results

상완골 근위부에 대해 정상 골모델과 비교했을 때, 2분위, 3분위 골절과 같이 골절의 양상이 복잡할수록 상완 골두 부위에 응력 집중정도가 증가하였으며, 상대적으로 가장 근위부에 위치하는 나사 주변 골 부위에서 응력 집중 정도가 증가하였다. 최대 Von-Mises 응력 크기 또한 골절 유형이 복잡해질수록 큰 값을 나타냈다. 외과적 경부 골절 부위에 대해서 골절이 복잡해질수록 골절 외측 위치 주변으로 응력이 집중됨을 확인할 수 있었다. 최대 Von-Mises 응력 크기도 상완골 근위부 지역과 마찬가지로 상이하였다. 원위부의 경우 골절이 생기면 정상상태와 비교하였을 때 응력 패턴자체가 바뀌었다. 원위부에서는 골절이 복잡해지더라도 응력 집중 위치나 최대 Von-Mises 응력 크기는 큰 차이를 보이지 않았다. 응력 집중에 대한 정량적 비교결과, 상완골 근위부(upper)지역에 대해서는 골절이 복잡해지면 일정 응력 분포값(1 Mpa) 이상의 요소(elements)가 더 많이 분포하였지만, 상완골 원위부(lower)지역에 대해서는 골절이 복잡해지더라도 그 차이가 근위부 지역에 비해서 상대적으로 미미하였다.

상완골 근위부에서 모든 나사가 적용된 골모델과 비교하여 근위부 나사의 개수가 적어질수록 근위부 골에서 응력 분포가 뚜렷이 많아짐을 확인할 수 있었다. 또한 나사의 개수에 상관없이 상완골 근위부에 적용된 나사 중 가장 하단에 위치하는 나사에서 뚜렷이 응력이 집중됨을 확인할 수 있었다. 최대 Von-Mises 응력 크기 또한 나사 개수가 많이 적용되면 크기를 감소시킬 수 있음이 확인되었다. 경부 지역의 응력에 대해서 상완골 근위부에 위치하는 나사의 개수와 관계없

이 외과적 경부 골절면 근위부, 원위부 외측 지역에서 응력 집중을 보였다. 상완골 원위부에서는 어떠한 형태의 나사 배열에서도 비슷한 패턴의 응력 분포를 상완골 원위부 D1 나사 통로 근처에서 보였다. 최대 Von-Mises 응력의 크기와 위치 또한 나사 배열에 관계없이 D1 나사 통로 근처에서 관찰되었다. 나사 개수에 따른 모델에서 정량적인 분석에서는, 상완골 근위부 지역에서 나사 개수가 적어지면 일정 응력 분포값(1 Mpa) 이상의 요소(elements)가 더 많은 비율을 보였지만, 상완골 원위부 지역에서는 나사의 개수에 상관없이 그 차이가 미미하였다.

Conclusion

본 연구를 통해 내측 지지(calcar) 나사는 하중을 지지하고 정복을 막는 역할을 수행한다는 것이 내측 지지 나사가 존재할 경우 경부 주변과 근위부의 비정상적 응력 분포를 최소화시킴을 보임으로써 증명하였다. 하지만 임상적으로 내측 지지(calcar) 나사의 적용이 어렵고, 3 분위 이상의 복합 골절의 경우, 근위부의 비정상 하중을 가장 근위부에서 상대적으로 많이 받음을 확인하여, 가장 근위부에 위치하는 나사 중요성을 확인할 수 있었고, 이는 실제 임상에서 적용할 경우에 보다 골밀도가 높은 상완골 근위부, 연골하에 나사가 위치할 수 있도록 신중하게 삽입하는 것이 중요하겠다. 더불어, 본 연구결과를 통해 상완골 근위부 골절에서 금속판 적용시 발생하는 생체역학적 효과에 대해 규명하였고 각 나사의 역할을 재조명하였다.

Introduction

1. Background

1.1 근위 상완골 골절의 금속판을 이용한 내고정술

근위 상완골 골절은 성인 골절에서 5% 이상을 차지하는 골절로 고령에서 3번째로 흔한 골절이다.(1,2) 근위 상완골 골절에 대해 가장 대중적으로 금속판을 이용한 내고정술이 이용되고 있다.(3,4) 최근 발전된 잠김 금속판을 이용한 근위 상완골 골절 수술들이 좋은 임상적 결과를 보이고 있지만, 아직까지도 상완골 골두괴사, 고정 실패, 삽입물 관련 기계적 합병증 등 좋지 않은 결과가 적게는 27%, 많게는 59%까지 보고하고 있다.(5-8)

근위 상완골에 금속판을 이용한 내고정술은 골 구조적 특성과 해부학적 위치에 따른 골밀도의 변이, 그리고 골절의 정도와 형태 등을 고려하여야 한다.(9, 10) 먼저, 골밀도가 감소된 경우 골의 기계적 강도 약화로 인해, 고정 실패가 발생하기 쉽다. 또한 상완골 부위별로, 골밀도의 다양성을 보일 수 있다. DEXA 법을 이용하여 측정된 골밀도로 T-score, Z-score 등의 값이 상완골의 국소적 골밀도와 상관관계가 있음을 여러 연구에서 밝히고 있지만, 직접적으로 상완골의 골밀도를 반영하고 부위별로 이를 측정하는 방법에 대해서는 아직 확립된 바가 없다. 하지만, 상완골 근위부에서 골밀도에 따라 부위별 해면골 밀도의 변화와 부위별 연골하골의 두께 변화를 조사하여 기계역학적으로 나사의 고정력에 대한 연구들이 있다.(11-13) 따라서 상완골의 국소적 골밀도를 고려하여 적용하는 금속판과 나사의 적절한 위치에 대해서는 추가적인 연구의 필요성이 있다.

또한 상완골 근위부 골절에서 금속판을 이용한 내고정술을 시행할 경우, 금속판 근위부 나사의 적절한 나사의 개수와 배열에 대해 기존의 유한요소 분석을 활용한 많은 연구가 있다.(27) 하지만, 상완골 근위부 골절의 양상에 따라 나사의 위치와 개수에 대한 명확한 가이드라인은 아직 많은 연구가 되어 있지 않다. 이에 금속판에 위치하는 나사들의 위치에 따른 역할과 골절의 양상에 따른 최적의 나

사 배치 등에 대해서도 확인이 필요하다.

1.2 근위 상완골 골절에서 금속판 내고정술에서의 내측 지지(calcar) 나사의 중요성과 임상적 제한성

근위 상완골 골절 수술시 금속판의 골절면에 대한 고정력 강화를 위한 방법에 대해 여러 연구가 있다. 그 중 근위 상완골 골절 수술의 성공율을 높이는 요인으로 해부학적 정복과 내측 피질골의 지지대 회복 등이 중요인자로 알려져 있다.(14) 특히 상완골 근위 골절에서는 성공적인 골유합을 위해 내측 지지(calcar) 나사의 역할과 중요성이 강조된다.(15, 16) 하지만 고령의 골다공증성 골절의 경우, 내측 지지대가 골 자체로 온전히 보전되기 힘들고, 분쇄를 동반한 골절이 호발한다. 이러한 골절에서 특히 내측 지지(calcar) 나사는 골절 수술의 성공율을 높이고, 기계적 합병증을 줄이는 것으로서 강조된다. 또한 카데바 연구 등을 통해 최소한의 상완 골두에 위치하는 나사 개수를 제시하고 있는 연구들이 있다.(17) 하지만, 이전 연구들에서 보이는 것처럼 내측 지지 나사의 적용으로 내측 지지대가 없는 골절에서도 충분한 고정력을 얻을 수 있는지, 그리고 지지대로서의 역할을 보이는지에 대해 확인이 필요하다. 또한, 내측 지지 확보가 되지 않은 골절에서 내측 지지 나사도 없을 경우 축성 하중을 받았을 때, 그 힘에 대해 지지하는 기능이 공학적으로나 임상적 경험적으로 상대적으로 가장 근위부 나사에서 높은 응력이 집중될 것이라 예상이 된다. 이는 기존의 연구를 통해서도 상대적으로 상부 후방 골 부위의 골밀도가 상대적으로 높고 이 위치에 나사가 위치할 경우 고정력이 상대적으로 높다는 보고가 있어, 이 부위의 나사가 상대적으로 중요성을 지닐 수 있다는 것에 대해서는 언급된 바가 있다. 하지만 이 부위의 나사의 역할과 중요성에 대해서는 추가적인 연구를 통하여 확인이 필요하다.(13)

한편, 최근에는 관혈적 정복술 및 내고정술 시행 시에 광범위한 골절 부위의 노출과 과도한 골편의 조작에 따른 골막 및 주변 연부조직의 손상을 피하기 위하여 최소 침습적 금속판 유합술(Minimal Invasive Plate Osteosynthesis)을 선호하는 술자들이 점차 많아지고 있다.(18, 19) 하지만 최소 침습적 금속판 유합술을 시행할

경우에는 어떤 수술적 접근법이든 액와 신경의 손상의 위험이 있다.(20-22) 그래서 내측 지지 나사를 삽입할 수 있을 만큼 하방으로 절개창을 만들 수 없는 경우에는 금속판 상부의 4~6개의 나사만을 삽입하는 경우가 흔하다. 그러나 기존의 연구들에 따르면 이러한 금속판 상부의 나사만을 이용한 최소 침습적 금속판 유합술을 시행하였을 때에도 골절의 유합율이 결코 고식적인 관혈적 정복술 및 내 고정술을 시행한 것과 비교하여 뒤쳐지지 않는다고 보고하고 있다.(18, 23, 24) 이에 과연 근위 상완골 골절에서 금속판을 이용한 내고정술 시에 고정력을 높이기 위해 골밀도와 골절의 형태 등과 상관없이 일관되게 내측 지지 나사를 적용하는 것이 필수적 요소인가, 그렇지 않다면 어느 경우에 적용하는 것이 임상적으로 더 효과적인가에 대해서는 의문이 생긴다.(25, 26)

2. Purpose and hypothesis

본 연구는 실제 환자의 컴퓨터 단층 촬영 검사(CT) 영상을 이용하여, 실제뼈의 모양과 강도, 국소 부위의 골밀도를 간접적으로 반영하여 현실과 유사하게 재현하고, 내측 지지대가 없는 형태로 외과적 경부 골절을 포함한 2분위, 대결절 골절을 동반한 3분위 골절을 구성하였다. 각각의 정상 모델을 포함하여 골절 모델들에 상완골 근위부 골절에서 흔히 사용하는 Philos plate (Depuy-Synthes, USA) 금속판과 나사를 적용하여 유한요소분석을 시행하였다.

연구의 목적은, 먼저 내측 지지 나사의 중요성을, 골절의 서로 다른 형태와 나사의 서로 다른 배열의 형태의 조건에서 응력 분포를 분석하여, 증명하고자 한다. 또한 내측 피질골의 지지를 확보되지 않은 골절에서의 가장 근위부에 위치한 나사의 상대적 중요성을 파악하고자 한다. 마지막으로, 상완골 근위부 골절에서 골절의 형태에 따른 최적의 나사 삽입 패턴은 무엇인지, 그리고 금속판에 삽입되는 나사들의 부위별 역할들을 분석해보고자 한다. 이에, 본 연구의 가설은 다음과 같다.

- i) 내측 지지대가 없는 골절의 형태에서 내측 지지 나사는 근위부 골의 응

력 분포를 줄여줌으로써 중요한 역할을 한다.

- ii) 내측 지지대가 없는 골절의 형태에서 내측 지지 나사가 없을 경우, 2분위 골절에 비해 3분위 골절에서 뼈에 발생하는 응력 집중이 증가하며, 더불어 상대적으로 가장 근위부 위치하는 나사의 중요성이 커진다.
- iii) 내측 지지대가 없는 골절의 형태에서는 경부 골절 원위부에 위치하는 나사 중 골절선과 가장 가까운 위치의 나사가 지지 역할로써 중요성을 지닌다.

Materials and Methods

1 Model reconstruction

1.1 Image segmentation

골다공증과 골절이 없는 환자 3명의 정상 상태 상완골에 대해 컴퓨터 단층 촬영 검사를 시행하여, Dicom file (1mm 두께, 이미지 당 512*512 pixel을 가진 컴퓨터 단층 촬영 영상을 얻었다. 상완골 근위부의 피질골과 해면골의 윤곽을 구분하여 분리하기 위해 Materialise Mimics 22.0 software (Materialise, Leuven, Belgium)을 사용하여 뼈 분할 작업을 진행하였다. [그림 1-(A)] 분할된 이미지들을 모아 피질골과 해면골을 모두 포함하고 있는 3D 이미지로 구현하여 stereolithography (STL) 파일로 추출하였다.

1.2 Bone model reconstruction

그림 1-(B) 와 같이 3-Matic 14.0 software (Materialise, Leuven, Belgium)을 이용하여 STL 파일을 불러와 그 모델을 정상상태의 뼈로 지정하였다. 골절의 형태는 내측 지지대를 얻지 못하는 형태를 기본으로 하여 크게 2가지 형태로 구성하였다. 먼저, 임상에서 흔히 관찰할 수 있는 외과적 경부 골절로 상완골 근위부의 소결절과 대결절의 위치보다 하부, 그리고 삼각근 조면(deltoid tuberosity) 상부 사이의 외과적 경부 부위에 골절의 형태를 만들어 구성하였으며, 10 mm 골절 간격을 형성하여 내측 지지를 얻지 못하도록 하였다. 3분위 골절은 2분위 골절에 추가로, 대결절부의 골절을 포함하여 구성하였으며, 대결절부의 골절 간격은 0.5 mm 간격으로 구현하였다.

1.3 Plate and screw models reconstruction

Philos plate 와 해당 금속판의 잠김나사를 3D scanner C-500 (Medit, South Korea)로 스캔하여 금속판과 나사 STL 파일을 3-Matic software에 뼈 모델과 함께 불러왔다. 정상상태 뼈 기준으로 금속판과 나사는 설계되었다. 금속판의 경우, 최적의 위치가 뼈와 완전히 접촉하는 이상적인 상황으로 맞추되, 간섭되지는 않게 설계하였다. 금속판은 AO에서 권유하는 이상적인 금속판의 위치보다 근위부 쪽으로 4mm 이동시 가장 안정적이고 충분한 고정력을 얻을 수 있다는 기존의 연구 결과에 따라 접촉시켰다.(28) 나사는 내측 지지 나사를 포함한 12개의 나사가 적용한 모델, 내측 지지 나사를 제외한 9개의 나사를 적용한 모델, 그리고 근위부 4개의 나사와 원위부 3개의 나사 포함하여, 7개의 나사가 적용된 모델, 총 3가지 종류로 구분하여 설계하였다. 근위부 나사 (상완골 머리 부분의 6개 나사와 내측 지지 (calcar) 나사 3개)는 나사의 끝과 관절면의 간격이 4 mm 일 때 안정적이라는 기존의 연구 결과에 따라 삽입시켰다. 또한, 원위부 나사는 피질골을 모두 통과하여 원위골 피질골에서 2 mm 더 긴 나사의 길이가 안정적이고 큰 고정력을 지닌다는 사실에 따라 삽입시켰다.(29) [그림 1-(C)] 서로 다른 상완골 3개의 정상상태 모델에 금속판과 나사는 모두 동일한 패턴으로 삽입되도록 구현하였다. 각 모델 간의 유사성을 최대한 맞추기 위해서 나사 구멍 간의 간격과 금속판의 전체 길이 및 폭을 동일하게 설계하였다.

2 Mesh operation and material properties

2.1 Mesh operation

각 뼈, 금속판, 나사 모델에 대해 한 번의 길이가 0.5mm인 삼각형 요소들 (elements)로 구성하여 표면 mesh를 진행하였다. 이때, 복잡한 기하학적 구조로 인해서 ‘non-manifold assembly’ 방법을 사용하여 meshing을 진행하여 뼈와 금속판, 뼈와 나사 사이에 기존 설계한 것과 다르게 접촉하거나 간섭하는 것을 방지하였다. 이후 각각에 대해 겉 표면에 맞추어 사면체 요소(tetrahedral element)로 부피

mesh를 진행하였으며, 내부 최대 크기는 한 번의 길이가 1.5mm가 될 수 있게 설정하였다. 완성된 뼈 mesh 모델은 물성값을 FEA solver로 가져가기 전 계산하기 위해 Materialise Mimics 22.0 software로 불러왔으며, 금속판과 나사모델은 FEA solver에 들어갈 수 있는 형태로 추출하였다.

2.2 Material properties

Materialise Mimics 22.0 software로 불러온 뼈 모델은 CT 영상 기반으로부터 골밀도와 뼈의 고유 물성값인 탄성계수(Elastic modulus)는 기존 연구에서 실험들로 구한 식들을 통하여 계산되었다. 먼저, CT 영상의 HU값과 골밀도와 선형성을 지닌다는 사실과, 골밀도와 탄성계수 사이의 관계 [표 1, 그림 1-Step 2] 를 활용하여 뼈의 mesh 요소마다 계산된 탄성계수를 부여하였다.(30) 다음으로는 포아송 비는 재료 내부에 생기는 수직 응력에 의한 가로 변형과 세로 변형과의 비로, 기존의 연구 결과를 참고하여 0.3으로 지정하였다. (31) [표 1, 그림 1-(E)] 금속판과 나사 모델의 경우에는 등방성(isotropic)의 티타늄 소재임을 상정하여 탄성계수는 110GPa, 포아송 비는 0.35를 적용시켰다. (31) [표 1, 그림 1-Step2: 물성값]

표 1. 뼈, 금속판, 나사에 대한 물성값 식

	골밀도 Density: $\rho (kg/m^3)$	탄성계수 Elastic Modulus: $E (MPa)$	포아송 비 Poisson's ratio: ν
뼈	$\rho = 527 + 0.44HU$	$E = 1049.25 \times 10^{-6} \times \rho^2$ $(\rho \leq 350 kg/m^3)$ $E = 3.00 \times 10^{-6} \times \rho^3$ $(350 \leq \rho \leq 1800 kg/m^3)$	0.3
금속판 나사		$E = 110,000$	0.35

뼈는 사람마다 가지는 골밀도가 다르기 때문에, 기존의 연구에서 CT HU값을 기반으로 한 골밀도 계산식을 참고함. 골밀도를 토대로 탄성계수를 계산하는 식 또한 실험식으로, 기존의 연구를 참고하여 사용함. 뼈의 포아송 비는 기존 문헌값을 참고하여 사용함. 금속판 및 나사의 탄성계수 및 포아송 비는 티타늄을 재료

로 하기 때문에 티타늄 재료의 고율 물성값을 참고하여 사용함

3. Basic settings of Finite Elements Model

설계된 뼈, 금속판 그리고 나사 모델을 Hyperworks Hypermesh 12.0 (Altair Engineering Inc, USA) FEA solver로 불러와서 분석을 진행하였다. 상완골 뼈 모델의 base는 그림 1처럼 모든 자유도에 대해 구속시켰다. 3개의 서로 다른 모델에 동일한 조건을 적용시키기 위해서 금속판 최하단으로부터 약 5 ~ 10 mm 떨어진 부분에 구속조건(constraint)을 설정하였다. 상완골 골두 관절면에서 역학적 축을 기준으로 수직의 단면에 대하여 관절면 상부 1/2의 위치에 하중을 가하였으며, 상완골 간부 전체의 중간지점에서 지지대를 위치시켜 축성 하중을 재현하고자 하였다.(32) 200N 까지의 힘에 대해서 선형성이 유지된다는 실험을 한 기존 연구를 기반으로 수직 하중을 200N으로 가하였다.(33) 모든 mesh 요소들에 대해 등방성과 선형성(isotropic, linearly elastic behavior)을 추정하여 적용시켰다.(33) [그림 1- Step 3 (F)]

각 요소 사이의 접촉조건(interface)에 대해서 뼈-삽입물 사이는 'slide', 뼈-나사 사이는 'friction' 그리고 금속판-나사 사이는 'freeze'로 지정하여 주었다. 뼈-금속판은 나사가 없으면 그대로 미끄러질 수 있되, 뼈와 금속판 사이에 접촉은 되어 있기 위해 'slide' 접촉 조건이 입력되었다. 뼈-나사는 나사가 정확히 삽입되어 잘 고정되어 있는 상태를 상정하여 'friction' 접촉을 준 것이며 마찰계수(friction coefficient)는 0.9가 되게 하였다. 나사-금속판 사이는 티타늄 재료 간의 접촉이므로 굉장히 강하게 결합되어 절대 떨어지지 않는 상황을 상정해 'freeze' 접촉 조건이 입력되었다.(33) [그림 1 - Step3: 유한요소 모델]

4. Analysis

4.1 Analytical refinement

뼈가 생체역학적인 측면에서 연골 손상이 octahedral 전단 응력에 의해서 손상되고, 이로 인해 골관절염의 진행과의 관련성이 기존의 연구들에서 밝혀져 온 바가 있다. Von mises 응력은 octahedral 전단 응력과 계수를 제외하고는 식이 동일하므로, 분석에 합당하다고 판단하여 결과 해석은 Von mises 응력 분포로 보았다.(34) 분석의 구체화를 위해 상완골 모델을 근위부, 외과적 경부의 근위부, 원위부 그리고 상완골 간부 원위부 등으로 4 구역으로 나누어 각각의 응력 분포를 contour map과 최대 응력 값을 측정하여 나타냈다. 상완골 모델의 근위부 중 적용된 나사중 최하단 나사의 위치 기준으로 원위 3mm까지를 근위부(proximal part)로 구분하였다. 외과적 경부의 근위부(upper neck part)는 근위부 하단부터 외과적 경부 골절 상단 경계까지로 삼았으며, 외과적 경부의 원위부(lower neck part)는 외과적 경부 골절 하단 경계부터 상완골 원위부 지역 최상단 나사보다 3mm 근위부까지 구간으로 잡았다. 나머지 하위부 부분에 대해서는 상완골 간부 원위부(distal part)로 구분하였다. [그림 2] 또한, 그림 2와 같이 분석의 용이성을 위하여 근위부 나사, 내측 지지 나사, 원위부 나사에 대해 각각 P1~P6, C1~C3, D1~D3 으로 명명하였으며, 그룹을 구분하였다.

본 연구에서 뼈, 금속판 그리고 나사 중 뼈에 대한 응력 분포 해석만을 진행하였다. 금속판과 나사의 탄성계수는 일반적인 피질골의 탄성계수(12GPa) (33) 와 비교하였을 때 약 10배 차이가 나므로 뼈의 응력 분포와 금속판, 나사에서 보이는 응력 분포 범위가 상이하여 해석의 중요도에 혼동을 끼칠 수 있으므로, 금속판과 나사의 응력 분포는 분석에서 제외시켰다.

분석을 위하여 응력의 집중 위치, 각 국소 부위의 최대 Von-Mises 응력 그리고 응력 집중 정도를 보았다. 응력의 집중위치는 color map에 대한 정성적인 평가로 진행되었다. 국소 부위의 최대 Von-Mises 응력은 관심있는 부위를 구분하여 그 부위에서의 국소 최대값을 측정하였다. 4개로 나뉜 근위부, 골절 경부 근위부, 골절 경부 원위부, 원위부 중 근위부에 대해서는 근위부 나사 (P1~P6, C1~C3)중 적

용된 최하단 나사 위쪽의 구간 중에서 나사 구멍 근처에서의 최대 응력값을 확인하였다. 골절 경부 근위부(upper neck)와 원위부(lower neck)는 골절면 효과를 확인하기 위해 골절면에 대한 최대 응력값을 확인했다. 상완골 원위부 구간에 대해서는 근위부와 마찬가지로 나사가 적용된 구멍 근처에서의 최대값을 확인하였다. 응력 집중되는 정도에 대한 평가는 정석적 평가와 정량적 평가로 진행되었다. 각 mesh 요소별 응력들을 측정하였는데, 정량적으로 평가하기 위해서 일정 응력값(1MPa) 이상의 요소 개수 비율을 계산하였다. 일정 응력값은 실질적으로 응력이 분포하는 경계값이라 판단되는 1MPa로 정했으며, 분석은 골절 경계를 기준으로 근위부(upper) 부분과 원위부(lower) 부분으로 나누어 진행하였다.

4.2 Analysis of shear stress distribution depending on fracture pattern

분석의 변수는 골절 유형에 따른 경우와 나사 개수에 따른 경우로 구분하였다. 상완골 골절 유형에 따른 분석을 진행하기 위해 나사가 상완골 머리 부분에 4개, 원위 부분에 3개만 삽입되어 있는 같은 조건 아래 정상-2분위 골절-3분위 골절을 비교하였다. 나사가 상완골 근위 부분 4개와 원위 부분 3개만 삽입된 조건을 설정한 이유는 나사의 효과를 최대한 배제시켜 골절 유형에 따른 효과만을 가장 극명하게 보기 위함이다.

4.3 Analysis of shear stress distribution depending on screw pattern

나사 개수에 따른 분석을 진행하기 위해 3분위 골절이라는 같은 조건 아래 7개의 나사, 내측 지지(calcar) 나사를 제외한 9개의 나사, 그리고 12개의 나사 그룹으로 나누어 비교하였다. 나사는 골절 부위를 지탱하는 역할을 하고 그 역할을 제대로 수행하는지 여부를 보기 위해 3분위 골절이라는 같은 조건을 전제로 두었다.

그림 1. 상완골 근위부의 컴퓨터 단층 촬영 영상을 활용한 골절 모델 재건 및 mesh, FEM 모델 생성 과정의 개요 및 분석 모형.

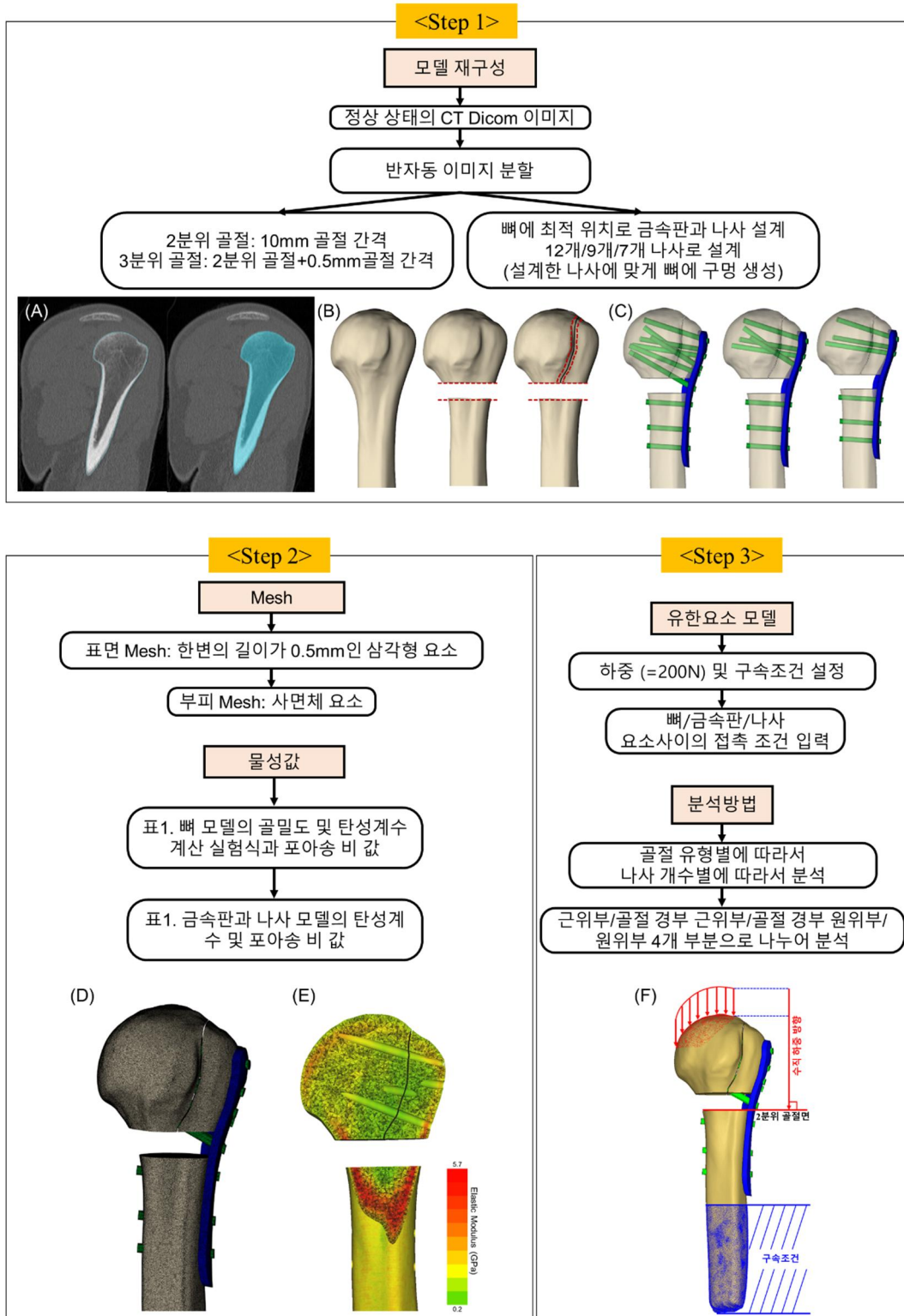
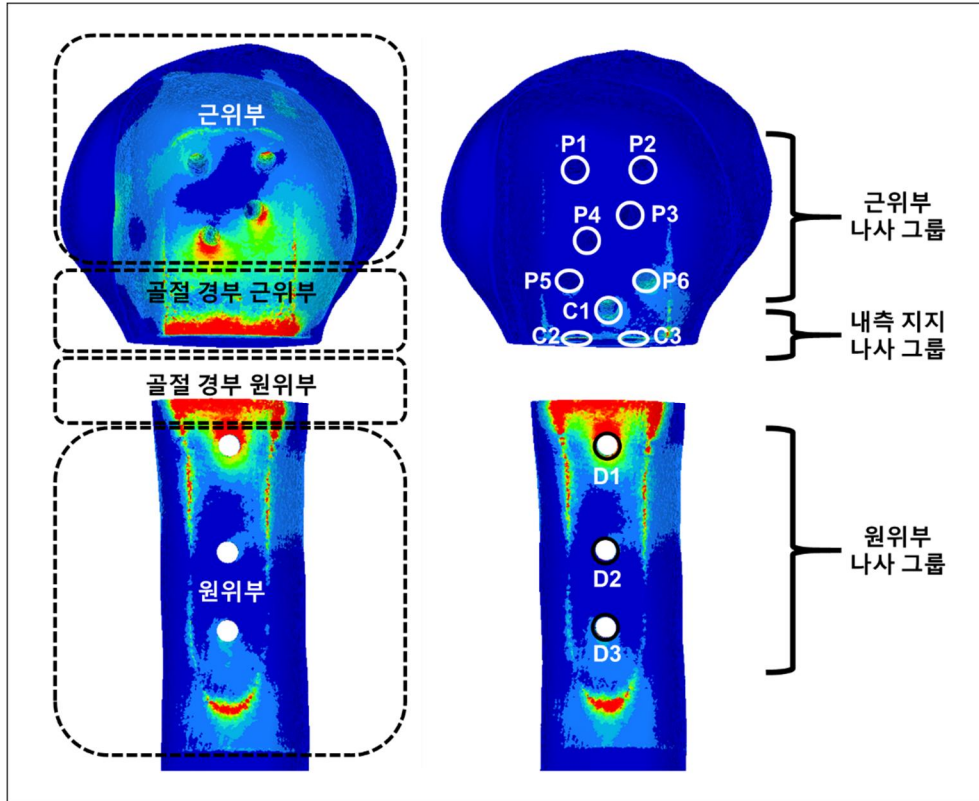


그림 2. 상완골 모델에서 금속판에 위치하는 나사 별 명칭 및 나사 그룹 구분과 골 부위별 분류.



나사 그룹구분은 근위부 나사 그룹(Proximal screw group) (P1~P6), 내측 지지 나사 그룹(Calcar screw group) (C1~C3), 원위부 나사 그룹(Distal screw group) (D1~D3) 으로 구분하여 명칭함. 골 부위별 분류는 근위부는 상완골 머리 부분의 가장 위부터 근위부 나사의 최하단 나사에서부터 3mm 떨어진 원위부까지 의미하며, 골절 경부 근위부는 근위부 나사의 최하단 나사의 3mm 떨어진 원위부부터 경부 골절 상단까지 의미함. 골절 경부 원위부는 경부 골절 하단에서부터 원위부 나사중 최상단에 위치하는 나사에서부터 3mm 떨어진 근위부까지 의미하며, 원위부는 그 이하부위를 의미함.

Results

1. Von-Mises stress distribution: fracture pattern

상완골 근위부에 대해 정상 골모델과 비교했을 때, 2분위, 3분위 골절과 같이 골절의 양상이 복잡할수록 상완 골두 부위에 응력 집중 위치가 발생하였다. 3분위 골절 모형에서는 정상 골모델이나 2분위 골절과는 다르게 P1~P4 나사와 대결절 골절부가 교차하는 경계에서 응력이 집중되는 현상이 확인되었으며, 가장 근위부에 위치하는 P1, P2 나사 통로 주변부에도 응력분포가 증가된 것을 확인할 수 있었다. 정상 골모델에 비해 2분위, 3분위 골절에 대해서 응력 분포 위치 뿐 아니라 최대 Von-Mises 응력 및 응력 집중 정도에 대해서도 상이한 결과를 보였다. [그림 5-(A): 근위부] 정상 골모델, 2분위 골절, 3분위 골절에 대해 각 최대 Von-Mises 응력은 그림 3 와 같다. 정상 골모델의 경우 최대 Von-Mises 응력은 내측(medial) 위치의 뼈 부위 [그림 3: 정상상태-◆]에서 나타났으며, 최대 Von-Mises 응력 (증례1,2,3에 대해 각각 1.0, 0.6, 1.1MPa)을 포함하는 대부분의 응력 분포 또한 내측 방향에서 대부분 나타났다. 반면, 2 분위 골절은 뼈의 외측(lateral) 부위 [그림 3: 2분위 골절-◆] 및 상완골 근위부 나사들 중 P3, P4 나사 통로 주변에서 최대 Von-Mises 응력 (2.9, 1.9, 1.6MPa)을 나타냈으며, 그 주위 분포 또한 외측 부위 및 나사 통로 주변에서 정상 골모델보다 더 높은 범위로 나타났다. 3분위 골절로 인한 최대 Von-Mises 응력 (7.4, 13.4, 21.4MPa)의 위치 [그림 3: 3분위 골절-◆]는 P3, P4 나사 통로 근처로, 2분위 골절로 인한 최대 Von-Mises 응력 위치와 유사하였으나, 최대 Von-Mises 응력을 포함하는 분포가 2분위 골절로 인한 분포보다 더 많은 지역에 대해서 분포를 보였다.

외과적 경부 골절 부위에 대해서는 응력 분포가 내측 분포하는 정상 골모델과 비교하여 내측 지지도가 없는 2분위, 3분위 골절 모델에서 경부 골절 외측 위치 주변으로 응력이 집중됨을 확인할 수 있었다. 이 응력 요소들의 분포는 최대 Von-Mises 응력을 중심으로 분포를 보이며, 상완골 근위부 지역과 마찬가지로 최대 Von-Mises 응력 크기는 상이하였다. [그림 5-(A): 골절 경부 근위부/원위부] 정

상 골모델, 2분위 골절, 3분위 골절에 대해 각 최대 Von-Mises 응력은 Figure 3의 골절면에서 보이는 것과 같다. 전체적인 응력 패턴과 마찬가지로 정상 골모델은 뼈의 내측 부위 [그림 3: 정상 상태-♠,★]에서 최대 Von-Mises 응력 (upper: 2.2, 1.8, 3.1MPa, lower: 4.6, 4.0, 5.0MPa) 및 주변 응력 분포가 발생하였다. 하지만, 2분위 [그림 3: 2분위 골절-♠,★], 3분위 [그림 3: 3분위 골절-♠,★] 골절은 외측 부위 및 골절 부위 근처에서 최대 Von-Mises 응력이 골절 상단 부위에 대해 각각 12.2, 15.5, 14.4MPa 와 13.0, 19.8, 13.4MPa로, 골절 하단 부위에 대해 각각 9.3, 9.7, 11.2MPa 와 14.0, 12.1, 12.7MPa로 발생하였다. 그 범위 또한 정상 상태의 최대 Von-Mises 응력 범위보다 넓었다. [그림 5-(A): 골절 경부 근위부/원위부]

상완골 원위부에서는 정상 골모델에 비해 모든 형태의 골절에서 비슷한 정도의 응력 분포 차이를 보였다. 정상 골모델의 경우 내측 피질골을 따라 응력 분포가 위치하였지만, 골절 모델들은 내측의 분포보다는 외측 및 원위부 D1 나사 근처로 응력 분포가 위치하였다. 최대 Von-Mises 응력의 크기나 위치는 2 분위에서는 11.3, 15.6, 17.7MPa [그림 3: 2분위 골절-●], 3 분위에서는 11.0, 14.3, 18.7MPa [그림 3: 3분위 골절-●]로 정상 골모델 5.5, 4.3, 6.3MPa [그림 3: 정상 상태-●]와 비교하였을 때 차이를 보인다. 2분위, 3분위와의 최대 Von-Mises 응력에 대해서는 골절의 양상과 관계없이 비교적 일정한 차이를 정상 상태와 보임을 확인하였다. [그림 5-(A): 원위부] 이러한 최대 Von-Mises 응력의 위치는 전체적인 응력 분포가 형성되는 지역에서 그 변화도가 가장 큰 지점에서 발생하며, 정상 골모델은 그 위치가 D2 혹은 D3 나사 통로이며 골절 모델들은 그 위치가 D1 나사 통로로 확인되었다.

응력 집중 효과에 대해서 그림 3을 통하여 정성적으로 비교하였을 뿐 아니라 표 2와 같이 정량적으로도 비교하였다. 1MPa 이상의 응력 분포를 보이는 요소 개수 비율에 대해서 표 2의 ‘정상+7개 나사’, ‘2분위+7개 나사’, ‘3분위+7개 나사’를 비교하면 상완골 근위부 부분(Upper)의 집중 비율이 골절 유형이 복잡해질수록 높아짐을 확인할 수 있다. 정상상태의 경우 증례 1,2,3에 대해 각각 1.0, 0.2, 1.1%이고, 2분위 골절은 3.0, 3.5, 5.4%이며, 3분위 골절은 8.7, 9.4, 11.6%의 수치를 보였다. 반면, 상완골 골절 이하의 원위부 지역(Lower)에 대해서는 상이한 결과가 나왔다.

정상상태의 경우 17.9, 18.4, 25.7%이고, 2분위 골절은 24.6, 26.9, 33.8%이며, 3분위 골절은 24.1, 27.0, 33.5%로, 정상상태에서 골절상태가 생기게 되면 차이가 생기지만, 골절 유형에 따른 차이는 상대적으로 미미하였다. 2분위 골절과 3분위 골절의 차이는 모두 0.5%미만인데 반에 정상상태와 골절 상태에 따른 차이는 모두 6.2% 이상의 차이를 보였다.

2. Von-Mises stress distribution: screws pattern

상완골 근위부에서 모든 나사가 적용된 골모델과 비교하여 근위부 나사의 개수가 적어질수록 근위부 골에서 응력 분포가 뚜렷이 많아짐을 확인할 수 있었다. [그림 4] 나사의 개수에 상관없이 상완골 근위부에 적용된 나사 중 가장 하단에 위치하는 나사에서 뚜렷이 응력이 집중됨을 관찰하였다. 나사의 개수가 적어지면 응력 분포의 위치가 근위부로 이동되며, 외측 표면 및 뼈 내부의 응력 분포가 더 많이 발생됨을 관찰할 수 있었다. 모든 나사 (12개 나사)가 적용된 골모델에 비해 9개 나사, 7개의 나사를 적용한 모델의 응력 분포 위치 뿐 아니라 최대 Von-Mises 응력 및 응력 집중 정도에 대해서도 상이한 결과를 보였다. [그림 5-(B): 근위부] 7개 나사가 적용된 경우 P3, P4 나사 통로 근처 [그림 4: 7개 나사-◆]에서 최대 Von-Mises 응력 (증례 1,2,3에 대해 각각 7.4, 13.4, 21.4MPa)을 보였으며, 최대 Von-Mises 응력 위치를 포함한 분포 뿐만 아니라 나사와 골절부가 교차하는 지역이나 뼈의 외 내부 지역에 대해서도 응력 분포가 존재하였다. 9개 나사가 적용된 경우에는 상완골 근위부에 박힌 나사들끼리 비교하였을 때 P3, P4보다 밑에 위치한 P5, P6 나사 통로 근처 [그림 4: 9개 나사-◆] 에서 최대 Von-Mises 응력 (3.6, 7.8, 10.1MPa)을 보였다. 최대 Von-Mises 응력을 포함하는 응력 분포 이외에도 뼈의 외내부에서 일정 기준 이상의 응력 분포를 보였으나, 7개의 나사가 적용된 것처럼 대결절 골절면이나 가장 근위부 P1, P2 나사 통로 근처의 응력 분포를 보이지는 않았다. 마지막으로 12개 나사는 내측 지지 나사가 위치한 C2, C3 나사 통로 근처 [그림 4: 12개 나사-◆]에서 최대 Von-Mises 응력 (3.5, 3.0, 3.8MPa)을 보였다. 다른 두개의 상태 (7개 나사, 9개 나사 적용 모델)와는 다르게 최대 Von-Mises

응력을 포함하는 지점 이외에는 일정 기준 이상의 응력 분포를 보이지 않았으며, P1, P2 나사 통로에서의 응력 분포 또한 상대적으로 미미하였다.

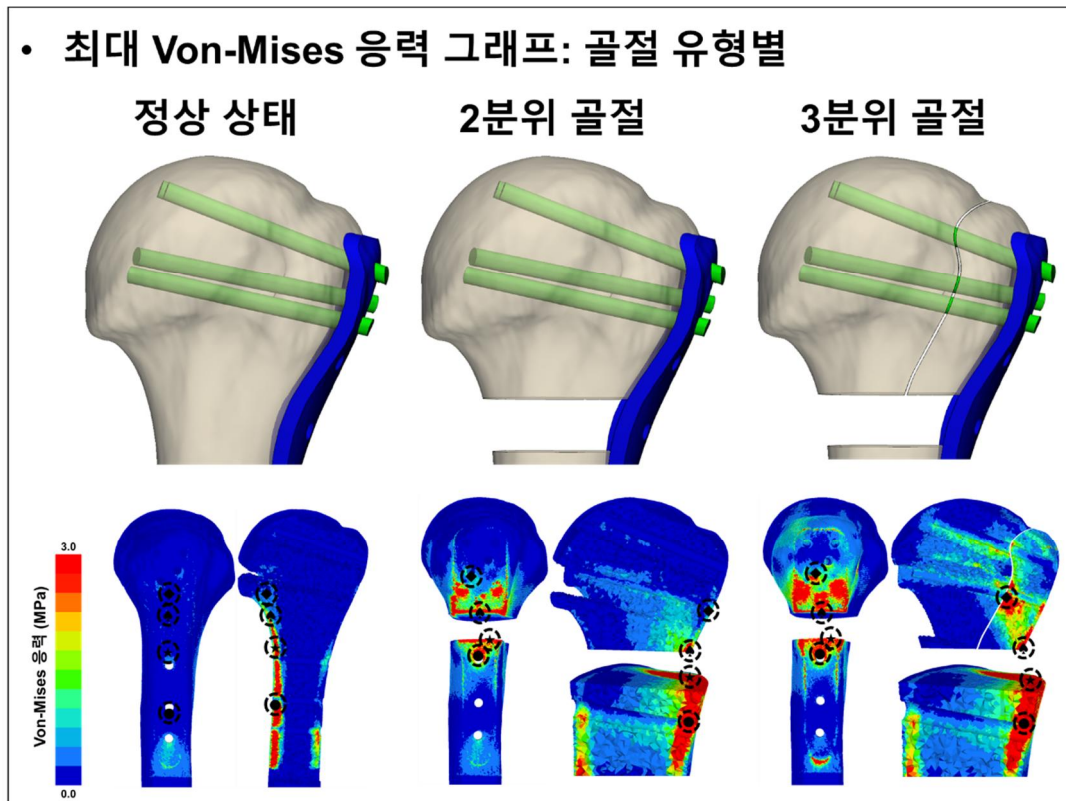
경부 지역의 응력에 대해서 상완골 근위부에 위치하는 나사의 개수와 관계없이 외과적 경부 골절면 상부, 하부 외측 지역에서 응력 집중을 보였다. 외과적 경부 골절면 상부 외측 지역에서도 응력 집중이 발생하였는데, 나사의 개수가 많아지면 상부 지역의 응력 분포는 감소하는 경향을 보였다. 상부의 최대 Von-Mises 응력 [그림 4. 12, 9, 7개 나사-♠]에 대해서도 7개 나사를 적용한 경우 13.0, 19.8, 13.4, 9개 나사를 적용한 경우 11.8, 10.8, 11.8MPa, 12개 나사를 적용한 경우에는 12.3, 8.3, 6.5로, 나사 개수가 감소하면 증례1을 제외하고는 감소하는 경향을 보였다. 하부 골절면 위에 위치하는 최대 Von-Mises 응력의 위치는 나사의 개수가 많아지더라도 거의 동일한 위치에서 발생하였다. [그림 4: 12, 9, 7개 나사-★] 7개 나사 (14.0, 12.1, 12.7MPa), 9개 나사(9.5, 14.7, 12.8MPa), 12개 나사 (7.6, 10.2, 11.6MPa)를 적용한 경우에 대해 최대 Von-Mises 응력의 값을 보였다. [그림 5-(B): 골절 경부 근위부/원위부]

상완골 원위부의 모든 형태의 나사 배열에서 비슷한 패턴의 응력 분포를 상완골 원위부 D1 나사 통로 근처에서 보였다. 최대 Von-Mises 응력의 크기와 위치 또한 나사 배열에 관계없이 유사한 결과를 보였다. [그림 4, 그림 5-(B): 원위부] 7개 나사를 적용한 경우 11.0, 14.3, 18.7MPa, 9개의 나사를 적용한 경우 11.2, 13.3, 16.1MPa, 12개의 나사를 적용한 경우에는 10.7, 15.7, 15.4MPa 이며, 발생 위치는 D1 나사 통로 내부에서 발생한 것으로 나타났다. [그림 4: 12, 9, 7개 나사-●]

응력 집중 효과에 대해서 그림 4를 통해서 정성적으로 비교하였을 뿐 아니라, 표 2를 통해서 1MPa 이상의 응력 분포를 보이는 요소 개수 비율에 대해서 ‘3분위+7개 나사’, ‘3분위+9개 나사’, ‘3분위+12개 나사’를 정량적으로도 비교하였다. 상완골 근위부 부분(Upper)의 집중 비율이 나사 개수가 적게 적용될수록 높아짐을 확인할 수 있다. 7개 나사가 적용된 경우 증례1,2,3에 대해 각각 8.7, 9.4, 11.6%이고, 9개 나사는 3.4, 4.7, 5.3%이며, 12개 나사는 0.5, 1.1, 1.0%의 수치를 보였다. 골절 유형에 따른 경우와 마찬가지로, 상완골 골절면 이하의 원위부 지역(Lower)에 대해

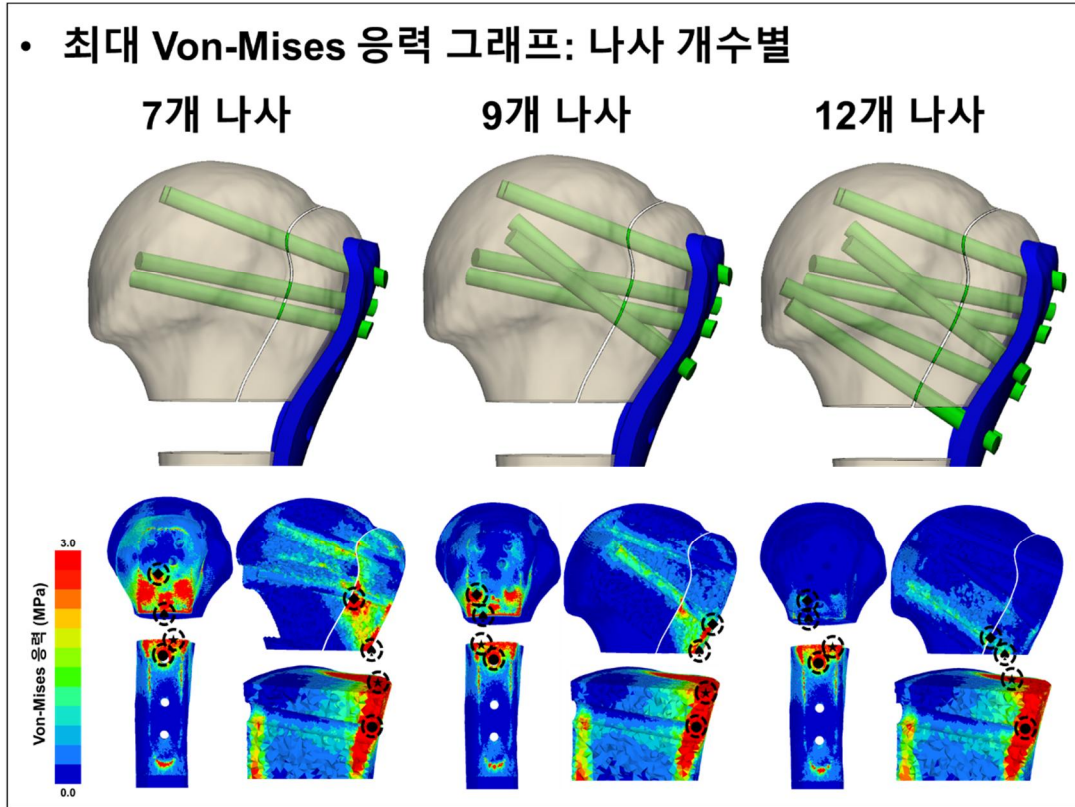
서는 상이한 결과가 나왔다. 7개 나사가 적용된 경우에는 24.1, 27.0, 33.5%이고, 9개 나사는 24.7, 27.4, 33.4%이며, 12개 나사는 24.4, 27.1, 34.0%로, 나사 개수에 따른 차이가 0.6% 미만이었다.

그림 3. 골절 유형에 따른 응력 분포 color map과 국소 최대 Von-Mises 응력 지점.



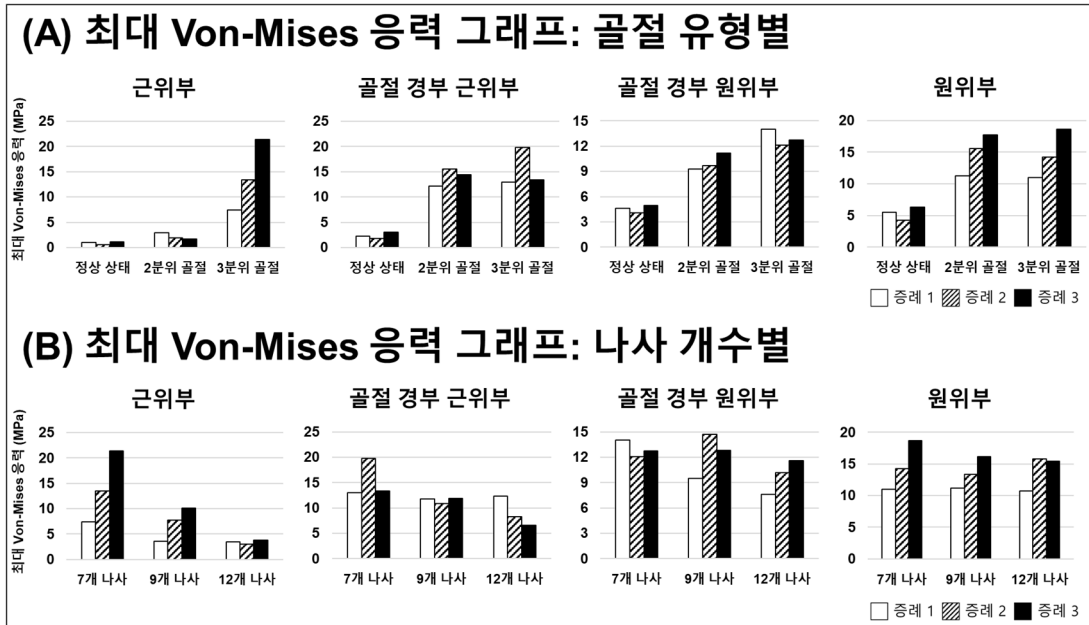
하나의 증례에 대한 color map이며 왼쪽줄부터 정상상태, 2분위 골절, 3분위 골절을 의미함. (최대 Von-Mises 응력 지점 - □: 근위부, ♠: 골절 경부 근위부, ★: 골절 경부 원위부, ●: 원위부) 정상 상태와 비교했을 때 외측에서의 비정상 응력 분포를 나타냄. 최대 Von-Mises 응력이 나타나는 위치는 골절 양상이 복잡해질수록 더 상완골 근위부쪽에서 위치함. 최대 Von-Mises 뿐만 아니라 전체적인 응력 분포 양상 또한 골절 양상이 복잡해짐에 따라 더 높은 응력 범위 내의 분포를 보임. 원위부에서는 골절 양상의 정도가 3분위 골절로 복잡해지더라도 응력 분포 양상이 크게 2분위 골절에 비해 큰 차이를 보이지 않음.

그림 4. 나사 개수에 따른 응력 분포 color map과 국소 최대 Von-Mises 응력 지점.



하나의 증례에 대한 color map이며 왼쪽줄부터 7개 나사, 9개 나사 그리고 12개 나사 상태. (최대 Von-Mises 응력 지점 - □: 근위부, ♠: 골절 경부 근위부, ★: 골절 경부 원위부, ●: 원위부) 최대 Von-Mises 응력은 나사가 많이 적용될수록 위치는 나사가 적용된 최하단에서 나타남. 응력 분포 양상 또한 나사가 많이 적용되면 응력 분포를 최소화시킬 수 있음. 골절 경부 하단 이하 지역에 대해서는 응력 분포 양상이 큰 나사 개수별로 큰 차이를 보이지 않음.

그림 5. 골절 유형과 나사 개수에 따른 최대 응력 값.



(A): 골절 유형에 따른 국소 최대 Von-Mises 응력. 골절 양상이 복잡해질수록, 근위부, 골절 경부 근위부 및 원위부에서의 최대 Von-Mises 응력은 증가하는 경향을 보임. 원위부의 최대 Von-Mises 응력은 정상 상태에 비해서는 골절 유형에 상관없이 차이를 보이지만, 2분위 골절과 3분위 골절을 비교하였을 때는 근위부 차이에 비해 미미함. (B): 나사 개수에 따른 국소 최대 Von-Mises 응력. 나사 개수를 많이 적용하면 근위부와 골절 경부 근위부에서의 최대 Von-Mises 응력은 감소하는 경향을 보임. 골절 경부 원위부와 원위부에서는 차이가 근위부와 골절 경부 근위부에서의 차이에 비해 상대적으로 미미함.

표 2. 1 MPa 이상의 응력값에 대한 응력집중 비율.

	1MPa 이상 비율 (%)	정상 7개 나사	2분위 7개 나사	3분위 7개 나사	3분위 9개 나사	3분위 12개 나사
근위부 (Upper)	증례 1	1.0	3.0	8.7	3.4	0.5
	증례 2	0.2	3.5	9.4	4.7	1.1
	증례 3	1.1	5.4	11.6	5.3	1.0
원위부 (Lower)	증례 1	17.9	24.6	24.1	24.7	24.4
	증례 2	18.4	26.9	27.0	27.4	27.1
	증례 3	25.7	33.8	33.5	33.4	34.0

근위부(Upper)는 상완골 근위부와 골절 경부 근위부를 포함한 지역을 지칭하고, 원위부(lower)는 골절 경부 원위부와 상완골 원위부를 포함한 지역. ‘정상+7개 나사’, ‘2분위+7개 나사’, ‘3분위+7개 나사’는 골절 유형에 따른 응력 집중 비율. 근위부 부분에 대해서 골절 양상이 복잡해질수록 일정 응력 범위 이상의 비율이 모든 증례에 대해서 증가하는 양상을 보임. 원위부는 정상 상태에 비해서는 골절이 생기면 일정 이상의 응력 집중이 보이나, 2분위 3분위 골절 사이에서는 응력 집중 비율을 보임. ‘3분위+7개 나사’, ‘3분위+9개 나사’, ‘3분위+12개 나사’를 는 나사 개수에 따른 응력 집중 비율. 나사 개수가 많아지면 근위부에서의 응력 집중 비율은 감소하는 반면, 원위부에서는 나사의 개수와는 상관없이 일정한 비율을 보임.

Discussion

본 연구를 통해서 내측 지지가 없는 상완골 근위부 골절에서 내측 지지 나사의 중요성 뿐만 아니라 골절의 복잡도가 커질수록 가장 근위부에 위치하는 나사의 상대적 중요성이 커짐을 확인하였다. 또한 내측 지지 나사의 부재시, 근위부에 위치하는 나사 중 경부 골절선과 가장 가까운 곳에 위치하는 나사의 역할이 내측 지지 나사와 유사한 역할로써 중요하게 작용함을 알았다. 더불어, 본 연구를 통해 각 골절의 형태에 따른 최적의 나사 배열의 조건들과 금속판의 부위별 나사의 역할과 기능을 분석할 수 있었다.

먼저, 비교적 골절의 형태가 복잡해질수록 외과적 경부 골절 근위부와 근위부의 골 주변에서 상대적으로 많은 응력 분포와 집중도를 보였다. 반면, 경부 골절 원위부와 원위부에서는 골절의 형태와 관련없이 비교적 일정한 스트레스 응집도를 보였다. 이는 실제 임상에서 심한 골다공증을 지닌 환자에 분쇄를 동반한 복잡 골절의 경우에 상완골 근위부에서 고정 실패 및 기계 합병증 등이 발생할 위험도가 커진다는 기존의 보고들을 설명할 수 있다.

다음으로, 내측 지지가 없는 골절에서 내측 지지(calcar) 나사의 지지대로서의 역할로 중요성이 커짐을 다시 한번 확인하였다. 이와 더불어 내측 지지 나사가 없을 경우에는 외과적 경부 골절부와 가장 가까운 위치의 근위부 나사에서 응력이 집중됨을 보임으로써, 이 나사의 상대적 중요성을 확인할 수 있었다. 본 연구에서 확인된 바로, 내측 지지 나사가 존재하게되면 특히 상완골 근위부와 경부의 응력 집중도가 분산되었다. 이를 통해 내측 지지 나사가 내측 지지대를 확보하지 못한 골절에 있어 중요 기능을 함을 간접적으로 뒷받침할 수 있다. 상완골 골두의 내하측에 내측 지지 나사가 위치하고, 골두 높이의 25% 이내의 하부에 내측 지지 나사가 위치하는 것이 이상적이고, 지지의 역할을 보임을 이전 다른 연구에서 확인된 바가 있다.(16) 하지만 본 연구 결과 이상적인 내측 지지 나사의 위치 뿐만 아니라 내측 지지 나사가 없는 경우에는 근위부 나사 중 가장 원위부(외과적 경부 골절부와 가장 가까운 나사)에 위치하는 나사 주위에서 상대적으로 높은

값의 응력 집중도를 보이는 것을 확인하였다. 이는 해당 나사가 내측 지지로써의 기능을 일부분 보완할 수 있음을 보여주는 부분이라 판단되며, 내측 지지 나사를 위치시키기 어려운 임상적 상황이라면, 골절선과 최대한 가까이 위치시켜 나사를 적용시키려는 노력이 필요함을 시사한다.

그 뿐만 아니라, 근위부 나사의 개수에 따라 외과적 경부 원위부와 골절 원위부의 스트레스 응집도는 상대적으로 일관된 값을 보이는 반면, 근위부의 나사 주변의 스트레스 응집도는 나사의 개수가 감소할수록 상대적으로 증가하였다. 또한 이는 정량적 분석을 통해서도 확인할 수 있었다. 이는 나사 개수가 적어지면 하중 분산이 더 적은 나사만을 통하기 때문에 더 적은 나사 주변에 작용하는 스트레스가 증가함으로 이해된다. 이를 통해 실제 심한 골다공증의 환자에서 상완골 근위부의 골밀도가 낮은 경우에는 상완 골두 부분의 스트레스 응집도를 최소화하기 위해서 가능한 많은 나사와 내측 지지 나사가 필요함을 다시 한번 뒷받침하는 것이 되겠다.

세번째로 골절의 복잡도가 커질수록, 상완골 근위부 나사들 중 가장 근위부에 위치하는 나사의 상대적 중요성이 커진다. 이는 본 연구처럼 내측 지지를 얻지 못한 골절에서 내측 지지 나사가 위치하지 않는 경우 더 뚜렷하였으며, 내측 지지 나사가 위치할 경우는 저명하게 관찰되지는 않았다. 이를 통해, 골다공증이 심하지 않은 환자에서 최소 침습적 금속판 유합술 등을 시행할 경우, 신경학적 손상의 위험이 높아 내측 지지 나사를 적용하기 어렵다면 상대적으로 가장 근위부 나사의 중요성이 커질 수 있음을 알려주는 근거가 될 수 있으며, 이 부위의 나사가 강한 고정력을 지닐 수 있도록 위치시키는 것이 임상적으로 중요하겠다. 또한 이는, 기존의 연구에서 상완골 골두의 국소 부위별 골밀도에 대해 조사하여, 나사의 고정력과 관계가 규명하였는데(13), 이 연구에서 상대적으로 해면골의 골밀도가 가장 높은 부위로 후상부 부위와 후하부 부위를 제시하고 있다. 이는 늘 강조되고 있는 내측 지지 나사가 위치해야 하는 후하부 부위와 또 본 연구에서 확인된 상대적으로 중요성이 커지는 가장 근위부 나사가 위치하는 부위와 일치한다.

또한, 본 연구를 통하여 원위부 나사 중 외과적 경부의 골절선과 가장 가까운 나사의 중요성에 대해서 재조명하였다. 기존의 금속판의 나사의 기능에 대해 역할을 규명한 여러 연구들이 있었지만, 저자가 확인한 범위에서는 경부 골절선 원위부의 나사의 중요도와 역할에 대해서는 많은 연구가 이루어지지 않았다. 본 연구 모델에서는 골절의 형태와 무관하게 외과적 경부 골절 원위부와 원위부에 위치한 나사 중 경부 골절부와 가장 가까운 나사 주위에서 일관된 값의 스트레스 응집도와 높은 값의 스트레스 분포를 보임을 확인하였다. 이를 통해 임상적으로 원위부 나사들 중, 경부 골절부와 가까운 나사가 중요성을 지님을 알 수 있다. 이는 특히 내측 지지대가 없는 경우, 하중을 받아주는 첫번째 나사로서 기능을 하기 때문으로 판단된다. 더불어 골절과 관련한 역학적 관점에 있어서, 골절선을 중심으로 나사간의 working length 에 따른 stiffness 와의 관계를 고려하였을 경우에도 이러한 결과는 설명 가능하다. 골절의 복잡도와 분쇄의 정도에 따라 working length 의 적절성에 대해서는 기존의 여러 연구가 되어 있다.(35, 36) 이전의 연구들의 보고에 따르면, 장골 골절의 경우 분쇄가 심할 때는 working length 를 작게 하여, stiffness를 높여야 골유합을 얻기 쉽다고 보고한다. 이러한 개념을 바탕으로 하였을 때, 본 연구에서 분석의 대상이 된 내측 지지도를 얻지 못한 상완골 근위부 골절의 형태는 외과적 경부 부위에 분쇄를 동반한 골절의 형태로 이해되어질 수 있고 따라서 이러한 경우에는, 가급적 짧은 working length를 가지도록 경부 골절부 주변에 나사를 위치시키도록 시도해야 함을 시사한다. 즉, 임상적으로 원위부 나사를 고정할 경우, 경부 골절의 분쇄정도가 심하여 내측 지지를 얻지 못할 경우는 경부 골절부와 가급적 가까운 곳에 나사가 위치하도록, 그리고 고정력을 충분히 얻을 수 있는 부위로 나사가 위치할 수 있도록 하는 시도가 필요하겠다.

더불어 정상 골모델과 서로 다른 골절 형태와 서로 다른 나사의 배열 및 개수의 조건들과 비교하여 상대적으로 골절 수술 후 취약부위가 어디인지 가늠할 수 있었다. 정상 골모델과 비교하여 응력 최대값 상승이나, 정상에 비해 높은 범위의 응력분포는 뼈를 취약하게 만들 수 있다. 골절의 형태와 관계없이 내측 지지대가 없는 골모델에서 경부 주변으로 상대적으로 높은 응력 집중 분포를 보임을 알게

됨으로써, 이에 응력 집중도를 분산시키기 위해 근위부 나사의 개수를 늘리거나, 특히 내측 지지 나사를 적용하는 것이 필요함을 확인할 수 있었다.

마지막으로, 기존의 유한요소 분석을 시행한 연구들과 달리 본 연구에서는 환자로 부터 얻은 컴퓨터 단층 촬영의 HU 값을 이용하여, 실제 골의 성질과 유사하게 재현하여 분석을 하였다는 점에서 이 연구는 차별성을 지닌다. 기존의 타 연구들에서는 골 요소 탄성계수에 대해 피질골에 대해 3.5GPa~13.7GPa로 설정하였다.(33) 본 연구의 결과에서는 컴퓨터 단층 촬영의 HU값에 의한 골밀도를 탄성계수 계산함으로써 뼈의 각 요소들에 대해 0.2GPa (해면골)부터 13GPa (피질골)까지의 값으로 구하였다. 이는 실제 골형태와 유사하게 재현함으로써, 향후 임상적 상황에 본 연구의 적용을 통해 활용도가 더 높고 임상적으로 재현하기 힘든 상황에서 현실과 가까운 상황으로 분석함으로써 임상적으로 도움을 받을 수 있고 그 가치가 더 크다고 판단된다. 또한 기존 상완골 관련 in-vivo, in-vitro 연구들을 진행하게 되면, 특정 국소 지역의 응력이나 변형률만을 측정할 수 있기 때문에 전반적인 경향과 전체적 관점에서의 분석은 어려운 제한점이 있다. 본 연구에서는 유한요소 분석법을 사용하여 시뮬레이션을 진행하였기에 특정 부분이 아닌 모든 지역의 응력 분포를 종합하여, 정상 골모델과 비교할 수 있다는 장점이 있다.

본 연구에 있어서 제한점으로는 임상적으로 적은 표본의 수가 있겠으며, 골밀도의 다양한 부분을 반영하기 위하여 골다공증을 지니고 있는 환자를 포함시켜 분석하지 못한 점이 있어, 해석에 제한이 있겠다. 공학적으로는 뼈, 금속판, 나사 사이에 준 구속조건이 반드시 현실의 조건을 반영한다고 단정지을 수는 없다. 본 연구에서는 이러한 서로 다른 물성을 지닌 대상 간의 접촉에 있어서 이상적으로 완전한 접촉되었다고 가정하였다. 이는 그럼에도 불구하고, 컴퓨터를 사용한 분석에 있어서 전체적인 경향에 이상의 가정으로 인해 큰 영향을 주지 않을 것이라고 판단하였다. 또 다른 점으로는, 본 연구에서는 하나의 하중 조건에 의해서만 진행을 하였다. 실제 견관절에서는 여러 근육들과의 상호작용으로 안정성을 유지하고 있으므로, 다른 근육들에 의한 반력을 고려할 필요가 있겠다. 하지만 하나의 하중에 의한 조건이 골절 유형과 나사 개수에 따른 변화를 더 극명하게

보여줬을 것으로 판단된다. 향후 연구에서는 유한요소법을 활용한 계산을 진행할 때 실제 생리학적 조건들이 같이 고려되어야 할 것이다.

Conclusion

본 연구를 통해 내측 지지(calcar) 나사는 하중을 지지하고 정복을 막는 역할을 수행한다는 것이 내측 지지(calcar) 나사가 존재할 경우 경부 주변과 근위부의 비정상적 응력 분포를 최소화시킴을 보임으로써 증명하였다. 하지만 임상적으로 내측 지지(calcar) 나사의 적용이 어렵고, 3분위 이상의 복합 골절의 경우, 근위부의 비정상 하중을 가장 근위부에서 상대적으로 많이 받음을 확인하여, 가장 근위부의 나사 중요성을 확인할 수 있었고, 이는 실제 임상에서 적용할 경우에 보다 골 밀도가 높은 상완골 근위부, 연골하에 나사가 위치할 수 있도록 신중하게 삽입하는 것이 중요하겠다. 더불어, 본 연구결과를 통해 상완골 근위부 골절에서 금속판 적용시 발생하는 생체역학적 효과에 대해 규명하였고 각 나사의 역할을 재조명하였다.

References

1. Imai N, Endo N, Shobugawa Y, Oinuma T, Takahashi Y, Suzuki K, et al. Incidence of four major types of osteoporotic fragility fractures among elderly individuals in Sado, Japan, in 2015. *J Bone Miner Metab.* 2018.
2. Karl JW, Olson PR, Rosenwasser MP. The Epidemiology of Upper Extremity Fractures in the United States, 2009. *J Orthop Trauma.* 2015;29(8):e242-4.
3. Liao C, Wang P, Xie Y, Fan T, Li P, Liang W. [Different surgical methods for treatment of senile osteoporotic comminuted proximal humerus fracture]. *Zhongguo Xiu Fu Chong Jian Wai Ke Za Zhi.* 2009;23(12):1443-6.
4. Pawaskar AC, Lee K-W, Kim J-M, Park J-W, Aminata IW, Jung H-J, et al. Locking Plate for Proximal Humeral Fracture in the Elderly Population: Serial Change of Neck Shaft Angle. *Clin Orthop Surg.* 2012;4(3):209-15.
5. Clavert P, Adam P, Bevort A, Bonnomet F, Kempf JF. Pitfalls and complications with locking plate for proximal humerus fracture. *J Shoulder Elbow Surg.* 2010;19(4):489-94.
6. Agudelo J, Schurmann M, Stahel P, Helwig P, Morgan SJ, Zechel W, et al. Analysis of efficacy and failure in proximal humerus fractures treated with locking plates. *J Orthop Trauma.* 2007;21(10):676-81.
7. Owsley KC, Gorczyca JT. Fracture displacement and screw cutout after open reduction and locked plate fixation of proximal humeral fractures [corrected]. *J Bone Joint Surg Am.* 2008;90(2):233-40.
8. Schnetzke M, Bockmeyer J, Porschke F, Studier-Fischer S, Grutzner PA, Guehring T. Quality of Reduction Influences Outcome After Locked-Plate Fixation of Proximal Humeral Type-C Fractures. *J Bone Joint Surg Am.* 2016;98(21):1777-85.
9. Steiner JA, Hofmann UAT, Christen P, Favre JM, Ferguson SJ, van Lenthe GH. Patient-specific in silico models can quantify primary implant stability in elderly human bone. *Journal of orthopaedic research : official publication of the Orthopaedic Research Society.* 2018;36(3):954-62.

10. Kamer L, Noser H, Popp AW, Lenz M, Blauth M. Computational anatomy of the proximal humerus: An ex vivo high-resolution peripheral quantitative computed tomography study. *Journal of orthopaedic translation*. 2016;4:46-56.
11. Hall MC, Rosser M. The Structure of the Upper End of the Humerus with Reference to Osteoporotic Changes in Senescence Leading to Fractures. *Canadian Medical Association journal*. 1963;88(6):290-4.
12. Liew AS, Johnson JA, Patterson SD, King GJ, Chess DG. Effect of screw placement on fixation in the humeral head. *J Shoulder Elbow Surg*. 2000;9(5):423-6.
13. Tingart MJ, Lehtinen J, Zurakowski D, Warner JJ, Apreleva M. Proximal humeral fractures: regional differences in bone mineral density of the humeral head affect the fixation strength of cancellous screws. *J Shoulder Elbow Surg*. 2006;15(5):620-4.
14. Krappinger D, Bizzotto N, Riedmann S, Kammerlander C, Hengg C, Kralinger FS. Predicting failure after surgical fixation of proximal humerus fractures. *Injury*. 2011;42(11):1283-8.
15. Mehta S, Chin M, Sanville J, Namdari S, Hast MW. calcar screw position in proximal humerus fracture fixation: Don't miss high! *Injury*. 2018;49(3):624-9.
16. Padegimas EM, Zmistowski B, Lawrence C, Palmquist A, Nicholson TA, Namdari S. Defining optimal calcar screw positioning in proximal humerus fracture fixation. *J Shoulder Elbow Surg*. 2017;26(11):1931-7.
17. Erhardt JB, Stoffel K, Kampshoff J, Badur N, Yates P, Kuster MS. The position and number of screws influence screw perforation of the humeral head in modern locking plates: a cadaver study. *Journal of orthopaedic trauma*. 2012;26(10):e188-92.
18. Aksu N, Karaca S, Kara AN, Isiklar ZU. Minimally invasive plate osteosynthesis (MIPO) in diaphyseal humerus and proximal humerus fractures. *Acta Orthop Traumatol Turc*. 2012;46(3):154-60.
19. Alberio RL, Del Re M, Grassi FA. Minimally Invasive Plate Osteosynthesis for Proximal Humerus Fractures: A Retrospective Study Describing Principles and Advantages of the Technique. *Adv Orthop*. 2018;2018:5904028.
20. Gonc U, Atabek M, Teker K, Tanriover A. Minimally invasive plate osteosynthesis

with PHILOS plate for proximal humerus fractures. *Acta Orthop Traumatol Turc.* 2017;51(1):17-22.

21. Knezevic J, Mihalj M, Cukelj F, Ivanisevic A. MIPO of proximal humerus fractures through an anterolateral acromial approach. Is the axillary nerve at risk? *Injury.* 2017;48 Suppl 5:S15-S20.

22. Park J, Jeong SY. Complications and Outcomes of Minimally Invasive Percutaneous Plating for Proximal Humeral Fractures. *Clin Orthop Surg.* 2014;6(2):146-52.

23. Frima H, Michelitsch C, Beks RB, Houwert RM, Acklin YP, Sommer C. Long-term follow-up after MIPO Philos plating for proximal humerus fractures. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2018.

24. Rancan M, Dietrich M, Lamdark T, Can U, Platz A. Minimal invasive long PHILOS(R)-plate osteosynthesis in metadiaphyseal fractures of the proximal humerus. *Injury.* 2010;41(12):1277-83.

25. Bai L, Fu Z, An S, Zhang P, Zhang D, Jiang B. Effect of calcar Screw Use in Surgical Neck Fractures of the Proximal Humerus With Unstable Medial Support: A Biomechanical Study. *J Orthop Trauma.* 2014;28(8):452-7.

26. Esenyel CZ, Kalkar I, Adas M, Dedeoglu SS, Buyukkurt CD, Cabuk H, et al. Is medial calcar continuity necessary in plate osteosynthesis for proximal humerus fractures? *Niger J Clin Pract.* 2018;21(3):362-6.

27. Fletcher JWA, Windolf M, Richards RG, Gueorguiev B, Varga P. Screw configuration in proximal humerus plating has a significant impact on fixation failure risk predicted by finite element models. *J Shoulder Elbow Surg.* 2019.

28. Fletcher JWA, Windolf M, Richards RG, Gueorguiev B, Buschbaum J, Varga P. Importance of locking plate positioning in proximal humeral fractures as predicted by computer simulations. *Journal of orthopaedic research : official publication of the Orthopaedic Research Society.* 2019;37(4):957-64.

29. Fletcher JWA, Windolf M, Grunwald L, Richards RG, Gueorguiev B, Varga P. The influence of screw length on predicted cut-out failures for proximal humeral fracture fixations predicted by finite element simulations. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2019;139(8):1069-74.

30. Gupta S, van der Helm FC, Sterk JC, van Keulen F, Kaptein BL. Development and experimental validation of a three-dimensional finite element model of the human scapula. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers Part H, Journal of engineering in medicine*. 2004;218(2):127-42.
31. Feerick EM, Kennedy J, Mullett H, FitzPatrick D, McGarry P. Investigation of metallic and carbon fibre PEEK fracture fixation devices for three-part proximal humeral fractures. *Med Eng Phys*. 2013;35(6):712-22.
32. Cukelj F, Knezevic J, Kodvanj J, Bandalovic A, Ostojic M, Bilan K, et al. Computer representation of osteosynthesis stability in locking plates used for the treatment of osteoporotic proximal humerus fractures. *Psychiatria Danubina*. 2014;26 Suppl 2:370-5.
33. Zhang YK, Wei HW, Lin KP, Chen WC, Tsai CL, Lin KJ. Biomechanical effect of the configuration of screw hole style on locking plate fixation in proximal humerus fracture with a simulated gap: A finite element analysis. *Injury*. 2016;47(6):1191-5.
34. McCulloch RS, Ashwell MS, Maltecca C, O'Nan AT, Mente PL. Progression of Gene Expression Changes following a Mechanical Injury to Articular Cartilage as a Model of Early Stage Osteoarthritis. *Arthritis*. 2014;2014:371426.
35. Stoffel K, Dieter U, Stachowiak G, Gächter A, Kuster MS. Biomechanical testing of the LCP--how can stability in locked internal fixators be controlled? *Injury*. 2003;34 Suppl 2:B11-9.
36. Schell H, Epari DR, Kassi JP, Bragulla H, Bail HJ, Duda GN. The course of bone healing is influenced by the initial shear fixation stability. *J Orthop Res*. 2005;23(5):1022-8.

Abstract

INTRODUCTION:

Several ways of surgeries have been used for proximal humerus fractures, but the most popular one is plate fixation. However, many mechanical complications and failures are still reported. Therefore, various methods for decreasing the failure rate of fixation have been proposed, and the importance of medial cortical support is emphasized. However, in the case of osteoporotic fractures, medial cortical support is difficult to obtain, and fractures with comminution occurred. Therefore, in this case, the importance of supporting the calcar screw is attracting attention. However, in clinical situation, because of the position of the calcar screw, it is difficult to apply the calcar screw for high axillary nerve injury risk. In the absence of medial support, it is necessary to confirm where the screw supports the most and to show the importance of increasing the fixing force in order to maintain the fixation force. Therefore, the purpose of this study is to investigate the optimal screw pattern for the most appropriate stress distribution, the role of the most proximal screw, and the role of calcar screw in the absence of medial support through the finite element analysis.

METHODS:

Through CT Dicom files, 3D images were reconstructed containing both cortical and cancellous bones, separately. The bone designed model was reconstructed from these 3D images, and the locking plate and screw were placed in the predetermined position. Surface and volume mesh were progressed as tetrahedral elements for bone, plate and locking screws. In case of bone model, bone density and elastic modulus were calculated and assigned to each element using HU value, and Poisson's ratio was given as a value of 0.3. In case of metal plate and screw model, the elastic modulus and Poisson's ratio was applied as 110GPa, 0.35. Subsequently, 200 N load and boundary conditions and contact conditions between bones, plates and screws were entered through Hyperworks 12.0 software. The Von-Mises stresses on the bones were analyzed. The local maximum stresses were measured and plotted in contour maps. The analytic variables were divided according to the type of fracture and the number of

screws.

RESULTS:

Compared with the normal bone model, in the 2-part and 3-part fracture models showed more stress concentrations in the proximal humerus. The maximum Von-Mises stress value was also higher as the fracture patterns became more complex. In the neck part, as the fracture became more complicated, the stress was more concentrated on the lateral side. We could find the maximum Von-Mises stress value point in these lateral sides. In case of distal fracture, the stress pattern was changed when compared with the normal state. However, there was no significant difference in the stress concentration location or the maximum Von-Mises stress value depending on fracture patterns. The qualitative analysis of stress concentration was performed. In the upper humerus (upper) area, stress distribution was more concentrated, when the fracture became more complicated. In the lower humerus (lower) area, there was relatively minimal difference compared to the upper area.

As the number of proximal screws decreases in the proximal humerus, the stress concentration increases in the proximal part. Regardless of the number of screws, it was observed that the stress was concentrated on near the screw located at the most distal screws of proximal screws. Additionally, the maximum Von-Mises stress value was decreased if number of proximal screws was increased. The stress concentration on the neck part was found in lateral sides of the surgical neck fracture regardless of the number of screws. Similar patterns of stress distributions were found in distal part. Especially, we found the stress concentration on near the distal humeral D1 screw passages in all patterns of screw arrangements. Quantitative analysis was performed depending on screw numbers. We found that the smaller of the number of screws in the upper humerus region showed the greater the ratio of the stress distribution in the proximal part. However, there is minimal difference in the lower part, regardless of the number of screws.

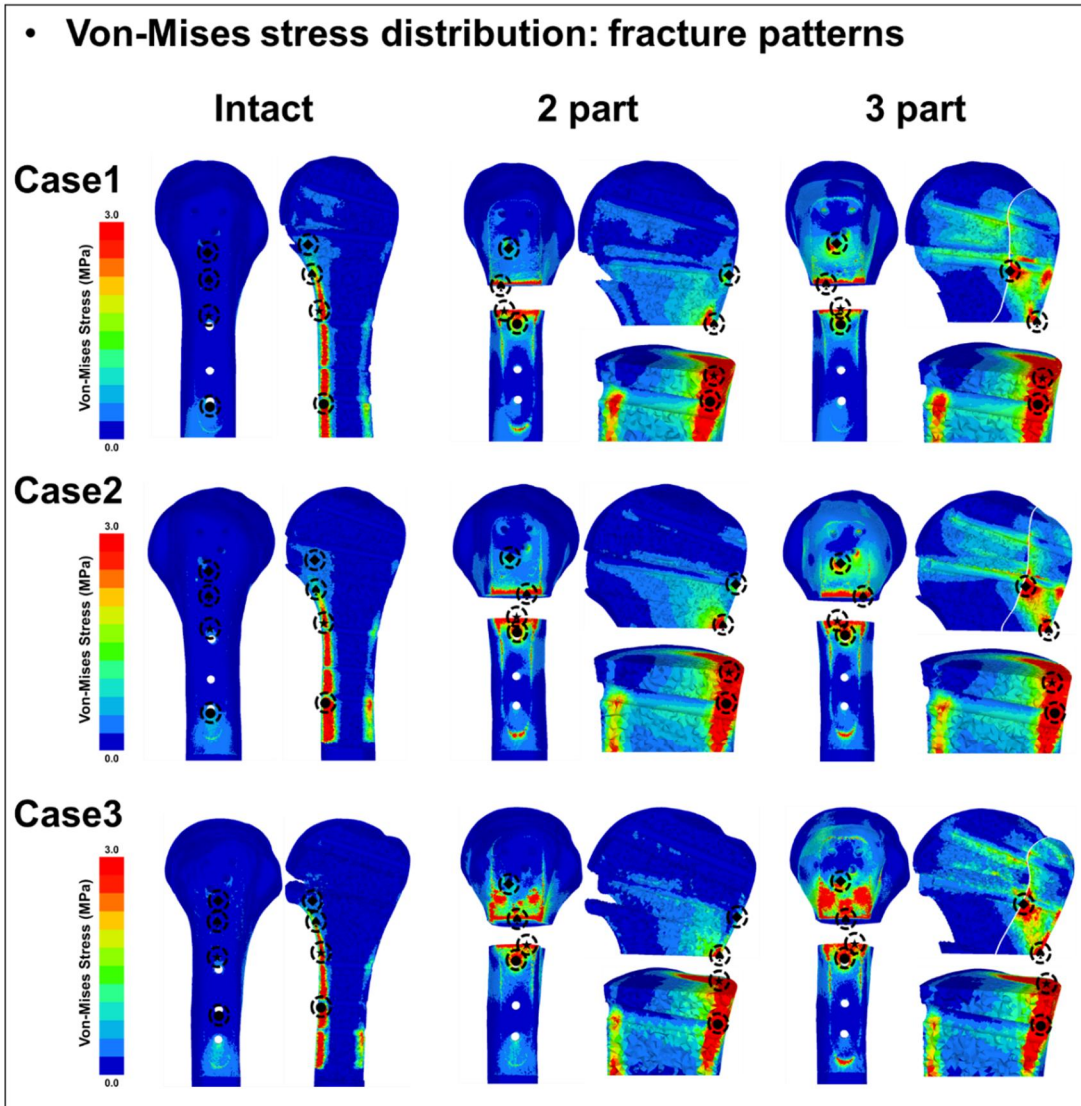
DISCUSSION:

In our study, we found that the stress distribution was relatively more concentrated in the most proximal screw when the plate fixation was performed for the 3-part proximal humerus fracture without the medial support. In addition, when comparing the changes between the two groups whether applying the calcar screw or not, the stress distribution of the proximal screw was reduced in the group applying the calcar screw. The above results suggest that the important role of calcar screw is re-confirmed, specially when fractures shows complicated patterns such as 3-part fractures without any medial support. In other words, in osteoporotic fractures, which are difficult to secure medial support, and fractures with medial comminution, sufficient fixation of the proximal screw and calcar screw could play an important role in obtaining clinically good results. In addition, unlike the previous studies, FEA was performed by indirectly measuring and reflecting bone density using HU. Comparing with previous FEA study way, the results of distribution of stress was not significantly different. However the clinical significance would be more obvious when this method might be used for analysis of osteoporosis fractures.

Conclusion:

This study proved that the calcar screw supports the load and prevents failure by minimizing the abnormal stress distribution around the humeral surgical neck and proximal part. Furthermore, in the case of complex fractures, such as 3-part fractures, the importance of the screw in the most proximal part was seen. In this case, it is important to carefully insert the screw in the most proximal part, especially where the bone density is higher. Additionally, from this study, we found the biomechanical effects of plate application in proximal humerus fractures and re-examined the role of each screw of plate.

부록



• Von-Mises stress distribution: screw counts

