

시스템 구성 인자를 고려한 외고정장치 시스템의 강성 해석

김윤혁, 이현근

경희대학교 테크노공학대학
(2004년 8월 31일 접수, 2004년 12월 20일 채택)

Stiffness Analysis of External Fixation System with System Configuration Parameters

Yoon Hyuk Kim, Hyun Keun Lee

School of Advanced Technology, Kyung Hee University
(Received August 31, 2004. Accepted December 20, 2004)

요약 : 외고정장치를 이용한 골절 치료에서, 골절 부위에서의 절골편간 운동은 골절의 치유과정에 다양한 영향을 미친다고 알려져 있고, 이 미세 운동은 외고정장치-절골편 시스템의 강성과 밀접한 관련이 있다. 그렇기 때문에 최적의 골절 치유 과정을 부여하기 위하여 외고정장치 시스템의 구성 인자와 강성과의 연관성에 대한 이해가 필요하다. 본 연구에서는 장골 골절의 외고정술에 대한 유한요소 해석에서 외고정장치 시스템의 구성 인자가 시스템 강성에 미치는 영향을 조사하였다. 이를 위하여, 시스템 정렬, 재료 비선형성, 조인트 유연성 및 가골형성 등을 해석 인자로 선정하였다. 개발된 유한요소 모델은 실험 결과와 유사한 시스템 강성을 나타내었고, 조인트 유연성 및 재료 비선형성의 고려는 시스템 강성 결과를 더욱 정확하게 반영하였다. 시스템 비정렬상태, 조인트 유연성 및 재료 비선형성은 시스템 강성의 감소를, 그리고 골절 부위의 가골형성은 시스템 강성의 증가를 나타내었다. 본 연구 결과는 외고정술시 시스템 강성을 증가시키기 위한 프레임 구성이나 기구 설계 등의 도구로 사용될 수 있을 것으로 기대된다.

Abstract : In fracture treatment with external fixators, the inter-fragmentary movements at the fracture site affect the fracture healing process, and these movements are highly related to the stiffness of external fixation systems. Therefore, in order to provide the optimal fracture healing at the fracture site, it is essential to understand the relationship between the stiffness and the system configurations in external fixation system. In this study we investigated the influences of system configuration parameters on the stiffness in the finite element analysis of an external fixation system of a long bone. The system alignment, the geometric and the material non-linearity of the pin, the joint stiffness and the callus formation were considered in the finite element model. In the first, the system stiffness of the developed finite element model was compared with the experiment data for model validation. The consideration of the joint stiffness and nonlinearity of the model improved the system stiffness results. The joint stiffness, the non-alignment of the system decreased the system stiffness while the callus formation increased the system stiffness. The present results provided the biomechanical basis of rational guidelines for design improvements of external fixators and pre-op. planning to maximize the system stiffness in fracture surgery.

Key words : External Fixator, Fracture, Stiffness, Inter-fragmentary Movement, Finite Element Method

서 론

외고정장치(external fixator)는 골절치료, 기형 교정 및 사지연장술 등에서 절골편을 고정하고 변형된 뼈를 교정하기 위하여 정형외과 분야에서 널리 사용되고 있는 수술 기구이다 [1]. 외고정장치를 이용한 외고정술은 골편에 핀 또는 강선을 손상부위에서 떨어진 건강한 부위에 삽입한 후 연결 조인트를 고정시키는 방법으로 골절 부위의 손상을 줄일 수 있고 수술 범위를 줄일 수 있는 장점이 있다. 그리고 외고정장치의 조인

트를 조절할 수 있어 수술 중 또는 수술 후 잔여 골절 정복 및 점차적 신연술(gradual distraction)이 가능하다. 또한 골절회복 후 손쉽게 수술장치를 제거할 수 있고 연조직(soft tissue)이 손상된 개방형 골절(open fracture)인 경우 가장 적합한 수술 방법으로 알려져 있다[2, 3].

외고정장치의 주요 기능 중 하나는 골절 정복 후 골절 부위를 안정시키는 것으로 알려져 있지만, 최근에 이르러 외고정장치 시술 후 골절 부위의 절골편간 운동(inter-fragmentary movement)이 골절 치유에 복합 영향을 미치는 것이 알려지고 있다[4]. 이 결과를 바탕으로 하여, 외고정장치를 이용한 골절 치유 과정 중에서 골절 강성이라고도 불리는 외고정장치와 절골편으로 구성된 외고정장치 시스템의 강성을 조절하여 절골편 사이의 적절한 미세 운동을 허용하도록 하면 골절 치유 효과를 높일 수 있다. 따라서 외고정장치 시스템의 시스템 강성

본 연구는 과학기술부 한국과학재단 지정 연세대학교 의용계측 및 재활공학 연구센터의 지원에 의한 것입니다.

통신저자 : 김윤혁, (449-701)경기도 용인시 기흥읍 서천리 1번지

경희대학교 테크노공학대학

Tel. 031-201-2028, Fax. 031-202-8106

E-mail. yoonhkim@khu.ac.kr

에 대한 정보가 임상적으로 중요하며, 이를 위하여 골절 치료 시 사용되고 있는 외고정장치 시스템의 강성을 예측하고 조절하는 것이 필요하다.

외고정장치를 이용한 골절 정복 후 시스템 강성에 대한 연구는 기계시험법을 이용한 실험적 연구와 유한요소법을 이용한 수치해석적 연구가 이루어져 왔다. 기계시험법에 의한 실험적 연구는 Chao 등이 모노형 외고정장치에 대하여 수직 압축 하중, 비틀림 하중, 전후면 굽힘 하중, 측면 굽힘 하중 등에서 골절 부위에서의 변위 및 회전량을 측정하여 각각의 강성을 측정하는 연구를 최초로 시도하였다[3]. 그 후, 다양한 외고정장치에 대하여 구성형태, 핀 삽입각도, 핀 개수, 외고정장치와 핀 간의 간격, 핀 및 강선의 지름 등의 인자변화에 따른 시스템 강성 변화를 연구하였다[6-8]. 그러나 실험적 연구 방법은 시간 및 인력의 비용이 높고, 시험 구성 및 하중조건을 변화시키면서 다양하고 복잡한 형태의 시험을 수행하기 어렵다. 또한, 외고정장치 시스템 내부의 응력 및 변형을 정보, 조인트 부분에 부과되는 하중 정보를 자세하게 관찰하기 어렵다.

주로 유한요소법을 이용한 외고정장치 시스템의 강성에 대한 수치해석적 연구는 외고정장치의 시스템 특성상 핀과 K-강선에 대한 구조적 고려를 위하여 주로 3차원 보 요소를 이용하여 여러 형태의 외고정장치에 대한 시스템 강성 해석이 이루어져 왔다[3, 9, 10]. 그러나 기존의 발표된 수치해석적 연구방법에서는 외고정장치 시스템을 주로 선형 탄성과 강체 연결로 모델링하여 실제 시스템에 비하여 높은 강성 결과가 나오는 현상이 발생되어 왔다. 특히 유한요소 해석을 위한 모델링에 외고정장치 조인트의 유연성, 가골형성에 따른 강성변화, 외고정장치의 비정렬상태 등의 시스템 구성 인자들에 대하여 정량적으로 고려한 유한요소 해석에 대한 연구가 지금까지 이루어지지 않고 있다.

이번 연구의 목적은 유한요소법을 이용한 외고정장치 시스템의 강성 해석을 수행할 때, 시스템의 정렬상태, 핀의 재료 및 기하학적 비선형성, 조인트 결합부의 유연성, 그리고 골절이 치유됨에 따라 생성되는 가골 조직 등이 시스템 강성에 미치는 영향에 대하여 분석해 보고자 하였다. 이를 위하여 먼저 시스템 강성 시험에서 주로 사용하고 있는 주요 하중 조건과 경계 조건을 이용하여 외고정장치 시스템의 강성을 해석하고, 실험적 방법에 의해 측정된 결과와 비교하여 개발된 유한요소 해석 모델의 타당성을 검증하였다. 검증된 유한요소 모델을 이용하여, 시스템의 다양한 구성 및 유한요소 모델 인자 변화에 따른 외고정장치 시스템 강성 해석의 변화를 분석하였다.

재료 및 방법

본 연구에서 사용된 외고정장치 시스템의 유한요소 모델은 임상에서 널리 사용되고 있는 Dynafix™ (EBI Medical, USA) 모노형 외고정장치를 대상으로 하였다(Fig. 1). 이 외고정장치 시스템은 근위부 및 원위부의 절골편, 절골편에 고정된 4개의 핀, 길이조절이 가능한 2개의 핀 고정부, 그리고 5개의 회전조인트부로 구성되어 있어서, 조인트의 조절을 이용하여 골절부위에서의 3차원 운동조작을 할 수 있다. 골절은 장골의 중간부위에서 수평 골절되어 20mm의 골절갭이 발생한 경우를 고려하였고, 절골편과 외고정장치의 간격은 40mm로 고정하였다[11]. 유한요소 모델의 치수는 실제 기구의 치수를 근거로 하였고, 절골 모델은 기계적 시험에서 널리 사용되는 직경 30mm의 아르킬 봉을 고려하였다.

기하학적으로 구성된 외고정장치 시스템에 대한 유한요소 모델링 및 해석을 위하여 범용 상용 유한요소해석 소프트웨어인 NE/Nastran® (NE/Nastran Inc., USA)를 이용하였다. 절골편, 핀 그리고 외고정장치 몸체를 기하학적 비선형이 고려된 20개의 3차원 보 요소와 5개의 조인트 강성 요소로 구성하였다. 조인트 강성 요소에서는 실험결과를 이용한 힌지 조인트의 강성값을 입력할 수 있어, 조인트 연결부의 강체 또는 탄성 효과를 모두 고려할 수 있다.

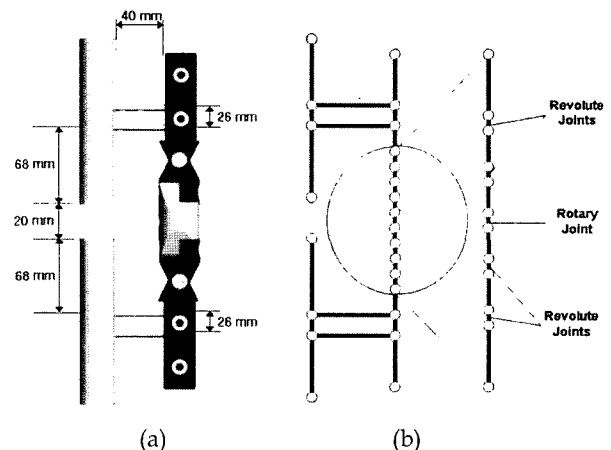


그림 1. 기계 시험법과 유한요소 해석에 이용된 외고정장치-절골편 시스템. (A)기계 시험적 구성, (B) 4개의 힌지 조인트와 2개의 슬라이더 조인트 그리고 1개의 회전 조인트를 20개의 보 요소로 구성된 유한요소 모델
Fig. 1. The external fixator-bone system for mechanical testing and finite element analysis. (A) Experimental configuration, (B) Finite element model with 20 beam elements, 4 revolute joints, 2 telescopic joints and 1 rotary joint

외고정장치 시스템의 기하학적 구성은 외고정장치와 절골편이 모두 일직선으로 정렬된 구성과, 20°의 y축 회전 골절을 치유한 구성, 30°의 z축 회전과 6mm의 골절 갭을 치유한 구성 등 세 가지로 구성하였다(Fig. 2). 본 연구에서 x, y 및 z축은 각각 외측 방향, 후면 방향 그리고 근위부 방향을 표시한다. Fig. 2의 (b)와 (c)에 나타난 조인트 값들은 Kim 등[11]의 문헌에 발표된 주어진 골절을 교정하기 위하여 필요한 외고정장치 조인트들의 변화량을 기초로 한 것이다. 각각의 기하학적 구성에 대하여 시스템 요소의 특성을 다르게 가정한 네 가지 유한요소 모델을 결합하여 시스템 강성의 변화를 분석하였다. 모델 1과 모델 2는 외고정장치 구성 요소들을 모두 선형 탄성체로 가정하였고, 모델 1은 조인트 결합부와 핀 결합부를 모두 강체 결합으로 가정을 하였으며, 모델 2에서는 핀 결합부만을 강체 결합으로 가정하고 각각의 힌지 및 슬라이더 조인트는 유한한 탄성 강성을 가진다고 가정하였다. 모델 2에서 사용한 각 조인트의 강성의 값은 기계적 시험에서 측정된 자료인 revolute joint = 11.3Nm/°, central rotary joint = 7.8 Nm/°, telescopic joint = 12.3 kN/mm 등을 사용하였다[12]. 모델 3에서는 외고정장치 시스템의 기하학적 비선형과 재료 비선형을 모두 고려하여 핀 부위의 완전 탄성 가정으로 인한 시스템 강성의 과예측 여부를 조사하고자 하였다[13]. 여기서 핀의 탄성 항복 응력(σ_y), 2차 탄성계수(E_2) 등은 각각 문헌에 나와 있는 값을 사용하였다(Table 1)[14]. 모델 4는 골절 치유 시간에 따른 골절 부위에 생성된 가골(callus) 조직으로 인한 외고정 장치 시스템의 강성 변화 효과를 관찰하기 위한 유한요소 모델이며, 이때 가골 조

직의 형성 시점에서 골절치유 단계까지의 강성의 측정은 골편의 탄성계수를 정상적인 골편의 탄성계수 값에 선형적으로 변화시켜 그때의 시스템 강성을 해석하였다. 즉, 초기 가골 조직의 탄성계수를 정상적인 골편의 탄성계수($E_d=3.1$ GPa)의 $1/100(E_a)$, $1/10(E_b)$, $1/2(E_c)$, 그리고 골절이 완전히 치유된 상태(E_d)로 치유시간에 따른 골절부위 가골 형성에 따른 시스템의 강성의 변화를 해석하였다.

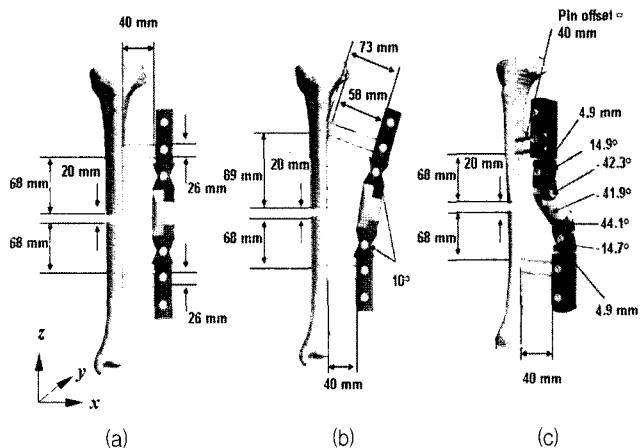


그림 2. 외고정장치 시스템의 구성. (A) 정렬 구성, (B) 비정렬 구성 1, (C) 비정렬 구성 2

Fig. 2. The configurations of the external fixator system. (A) Alignment, (B) Non-alignment 1, (C) Non-alignment 2

표 1. 재료 물성치 및 기하학적 구성 파라메타

Table 1. The material and geometric parameters

Parameters	Nominal values
GEOMETRY	
Pin offset distance(mm)	40
Pin Separation(mm)	26
Pin diameter(mm)	5.5
Bone diameter(mm)	40
Fixator diameter(mm)	38
MATERIAL	
Pin & fixator elastic modulus :E1 (GPa)	200
Bone elastic modulus(GPa)	3.1
Pin & fixator yield stress(S_y)(MPa)	280
Pin & fixator 2nd order elastic modulus: E2 (GPa)	100
Poisson ratio for all element	0.3

기계적 강성 시험에 의한 결과와 비교를 용이하게 하기 위해 유한요소 모델의 하중 조건 및 경계 조건을 실험적 방법과 동일하게 하도록 고려하였다. 본 연구에서는 임상적으로 골절 부위의 미세운동 측정 시험에 널리 사용되고 있는 압축 하중 (AC), 비틀림 하중(TO), 측면굽힘 하중(ML bending), 전후면 굽힘 하중(AP bending)의 4가지 하중 조건을 적용하였다 (Fig.3)[3]. 유한요소 해석에 필요한 구속 조건은 하중 조건에 따라 다르게 적용하였다. 압축하중과 비틀림 하중에서는 원위부 골편의 하단을 완전히 구속하였고 근위부에 수직압축 하중

및 비틀림 하중을 집중 하중으로 가하였다. 측면 굽힘 하중과 전후면 굽힘 하중에서는 원위부 골편의 최하단 부위에 회전을 제한한 모든 자유도를 구속하였고 근위부 골편의 최상단 부위에는 시스템을 지지하도록 수평하중 방향의 자유도를 구속하였다. 그리고 각 골편의 골절부위에 동일한 하중을 가하였다.

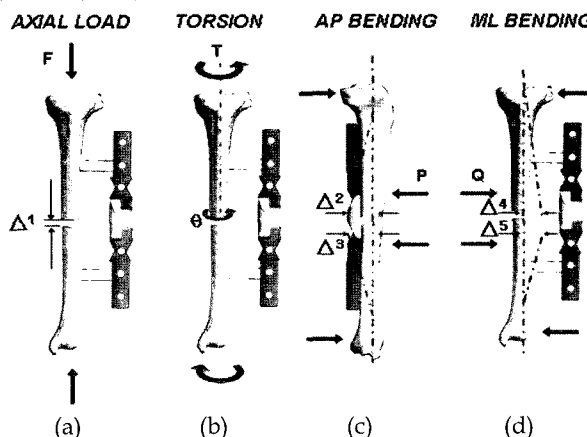
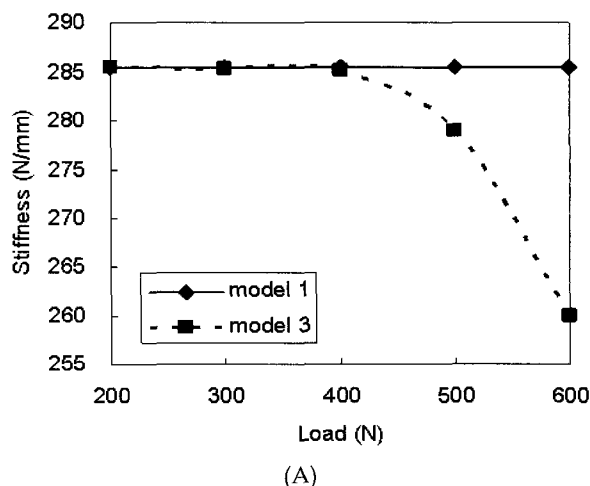


그림 3. 외고정장치 시스템의 강성 정의를 위한 하중, 변위 및 각도. (A) 압축 하중, (B) 비틀림 하중, (C) 전후면 굽힘 하중, (D) 측면 굽힘 하중
Fig. 3. Four load cases with displacements and rotation for the stiffness definition of the external fixator system. (A) Axial compression, (B) Torsion, (C) AP bending, (D) ML bending

각 하중 조건에 따르는 외고정장치 시스템의 강성의 정의는 기존의 임상문헌에서 사용되고 있는 골절 부위의 변위와 회전의 측정 값을 이용하였다[3]. 압축 강성(K_{AC})은 하중 F 를 장축 방향 미소 변위 Δ^1 으로 나눈 값으로 정의 하였고 ($K_{AC}=F/\Delta^1$), 비틀림 강성(K_{TO})은 하중 T 를 미소 회전 변위 θ 로 나눈 값으로 정의하였으며($K_{TO}=T/\theta$), 전후면 굽힘 강성($K_{AP\ bending}$)과 측면 굽힘 강성($K_{ML\ bending}$)은 각각 골절부위에서의 원위부 및 근위부 절편의 강성을 평균하였다 ($K_{AP\ bending} = 1/2(P/\Delta^2 + P/\Delta^3)$), ($K_{ML\ bending} = 1/2(Q/\Delta^4 + Q/\Delta^5)$)(Fig. 4). 기계적 실험에서 측정된 압축 강성 및 비틀림 강성 결과와의 비교를 수행하였다[12].



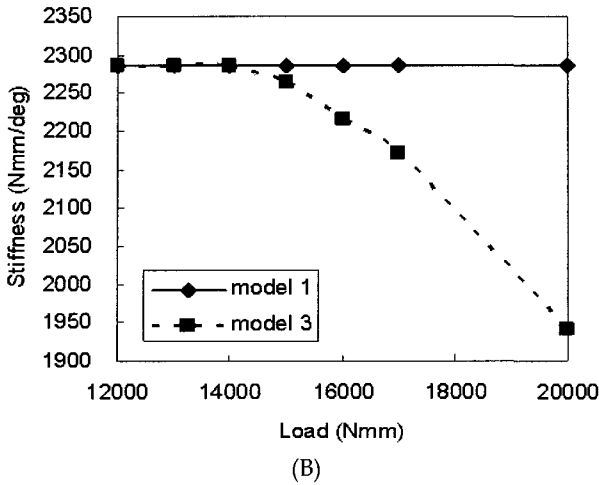


그림 4. 정렬 구성 모델 1과 모델 3의 하중 증가에 따른 시스템 강성의 비교. (A) 압축 하중, (B) 비틀림 하중

Fig. 4. Comparison of system stiffness between alignment model 1 and model 3 for various loads. (A) Axial compression, (B) Torsion

결 과

동일한 하중 하에서 모든 모델 조건에 대하여 외고정장치 시스템은 전후면 굽힘 하중일 때 작은 강성 값을 갖는 것을 볼 수 있었다(Table 2). 모델 1의 경우 전후면 굽힘 강성($K_{AP \text{ bending}}$)은 15.3 N/mm로 압축 강성($K_{TO}=285.5 \text{ N/mm}$)과 측면 굽힘 강성($K_{ML \text{ bending}}=457 \text{ N/mm}$)에 비하여 작게 나타났다.

네 가지 하중 조건에 대하여 세 가지 모델변화에 따른 강성 변화를 보면, 기하학적 비선형 및 재료 비선형 효과를 고려한 경우(모델 3)와 조인트 연결부의 유연성을 고려한 경우(모델 2)의 해석 결과가 기존의 완전 탄성 모델(모델 1)의 결과에 비하여 더 작은 강성을 보이면서 실험적 측정값과 더 작은 오차를 나타내었다(Table 2). 압축 하중의 경우 모델 2는 실험결과와 약 4%, 비틀림 하중의 경우 모델 3는 약 25%의 오차가 발생하였다.

표 2. 정렬 구성된 외고정장치 시스템의 강성

Table 2. Stiffness of the external fixator system with alignment configuration

	AC (N/mm)	TO (Nmm/°)	AP (N/mm)	ML (N/mm)
Model 1	285.5	2286.7	15.3	457.0
Model 2	255.0	2118.0	12.6	409.0
Model 3	260.0	1942.0	4.4	404.0
Experiment	246.6	1550.0	-	-

Table 3은 두 가지 골절 케이스에 대하여 골절 정복 후 외고정장치 몸체중심축이 비정렬 구성일 때의 시스템 강성을 해석한 결과이다. 20°의 y축 회전 골절을 교정한 경우(non-alignment 1)와 30°의 z축 회전 및 6 mm의 골절 겹을 교정한 경우(non-alignment 2)의 외고정장치 시스템 강성을 모델 1과 모델 2를 이용하여 해석한 결과, 네 가지 강성 모두 중심축이 정렬 상태인 경우(alignment)의 강성보다 작게 예측되었다. 특히 압축 하중의 경우는 정렬 상태인 경우에 비하여 50% 이하의 강성을 나

타내었다. 30°의 z축 회전과 6mm의 골절 겹을 교정한 경우(non-alignment 2)에도, 정렬되어 있는 경우에 비하여 모든 강성이 낮게 예측되었다. 위 결과로부터 외고정장치 몸체의 정렬상태에 따라 시스템 강성이 크게 영향을 받음을 알 수 있었다.

표 3. 비정렬 구성된 외고정장치 시스템의 강성

Table 3. Stiffness of the external fixator system with non-alignment configurations

		AC (N/mm)	TO (Nmm/°)	AP (N/mm)	ML (N/m)
Non alignment 1	Model 1	133.5	1637.0	9.5	400.0
	Model 2	129.0	1638.0	9.3	350.0
Non alignment 2	Model 1	202.0	1938.0	13.5	253.0
	Model 2	134.0	1552.0	9.3	120.0
Alignmen	Model 1	285.5	2286.0	15.3	457.0
	Model 2	255.0	2118.0	12.6	409.0

Fig. 4는 재료 비선형을 고려한 모델 3과 완전 탄성을 고려한 모델 1에 압축 하중 및 비틀림 하중이 작용할 때, 하중 증가에 따른 시스템 강성 변화를 비교한 결과이다. 압축 하중의 경우 400 N보다 큰 경우, 그리고 비틀림 하중의 경우 14 Nm보다 큰 경우 재료의 비선형성이 나타남을 볼 수 있는데, 이때 완전 탄성 모델에 비하여 하중이 증가되면서 골절간 변위가 크게 증가하여 시스템의 강성이 줄어드는 것을 볼 수 있었다.

Table 4는 골절 부위에서의 가골 조직 형성시 네 가지 하중 조건하에서 모델 1을 이용하여 시스템 강성을 해석한 결과이다. 모든 하중 조건 하에서 가골 조직 형성 후 강성이 증가하는 경향을 보임을 알 수 있었다. 특히 압축 하중에서는 가골 조직 형성 후 시스템의 강성이 급격히 증가하는 경향을 보였다. 이러한 현상은 압축 하중의 경우 골절부위에 생성된 가골로 인하여 두 절골편이 연결되어 다른 세 하중 조건의 비하여 급격한 절골편의 강성 증가를 유발하기 때문이다.

표 4. 골절 치유에 따른 외고정장치 시스템의 강성

Table 4. Stiffness of the external fixator during fracture healing

	E_o	E_a	E_b	E_c	E_d
AC	267.0	2061.0	10869.0	20000.0	22804.8
TO	2638.0	4794.0	16590.0	28150.0	31815.6
AP	12.7	28.5	124.0	250.0	284.2
ML	476.0	520.0	662.0	843.8	886.4

고찰 및 결론

외고정장치 시스템에서 절골편 사이의 운동은 생체역학적 및 생물학적으로 골절 치유에 매우 중요한 영향을 주며 때에 따라서 절골 치유의 불유합을 가져오기도 한다[4]. 이 미세운동은 일반적으로 외고정장치 시스템의 강성으로 정의할 수 있다. 적절한 시스템의 구성으로 인한 강성의 유지를 통하여 절골편에 최적의 생체역학적 환경을 조성하여 준다면 골유합의 속도를 향상시킬 수 있다. 그렇지만 골절부위에서의 과도한 전단운동과 적절치 못한 생체역학적 조건이 주어지면 골유합에 임상적

문제가 발생하게 된다는 임상 문헌들의 결과를 비추어 볼 때 시스템에 적절한 강성을 부여하기 위한 시스템 강성 해석은 매우 중요하다고 할 수 있다[1, 5, 15]. 실험으로 검증된 본 연구의 유한요소 해석 모델과 환자에게 가해지는 실제 하중 조건을 고려한다면 절골편 간의 3차원적인 상대적 미세 변위를 측정할 수 있어서 골절 치유에 미치는 영향을 분석할 수 있을 뿐 아니라, 수술에 사용되는 다양한 외고정장치 및 기타 골절치료 의료기기의 성능 평가 및 설계 개선에 중요한 도구가 될 수 있다.

압축 강성 및 비틀림 강성의 경우, 모델 2에서의 강성값이 실험 결과와 5-20%의 오차를 나타내어 모델에 대한 검증은 할 수 있었다. 그렇지만 굽힘 강성에 대한 실험 결과가 존재하지 않아 유한요소 해석 모델의 완전한 검증은 하지 못하였다. 모델 1과 같이 외고정장치 시스템의 핀 및 조인트 연결부를 완전 강체로 가정하고 그 외 부위를 선형 탄성으로 가정한 경우 실험값보다 높은 강성이 나타났다. 그 이유는 핀에서의 비선형 거동과 힌지 및 슬라이드 조인트의 유연성을 무시하여 골절부위의 변위가 그만큼 작아졌기 때문이다.

모델 3에서 나타난 것과 같이, 외고정장치에 대한 유한요소 해석시에는 하중 조건에 따른 재료의 비선형성 고려가 매우 중요함을 알 수 있었다. 압축 하중의 경우 400 N, 그리고 비틀림 하중의 경우 15 Nm가 넘게 되면 핀 부분의 재료 비선형성에 의한 강성의 감소 효과를 확인할 수 있었다. Zhang[16]은 K강선의 비선형성이 유한요소 해석에 영향을 미친다는 사실을 확인하였고, Watson 등[17]은 일리자로프 검체 구성시 K강선의 항복 현상에 대한 실험을 수행하였다. 그러나 외고정장치 시스템에 대하여 재료 탄소성 효과를 고려한 유한요소해석은 발표된 바 없었기에 본 연구 결과가 의미있다고 할 수 있다.

현재까지 발표된 시스템 강성에 대한 대부분의 실험 및 수치 해석 문헌들은 외고정장치의 몸체가 일직선으로 정렬되어 있다고 가정을 하였다. 그러나 일반적으로 수술 후의 외고정장치의 몸체는 절골편의 정렬을 위한 조인트의 조절로 인하여 정렬되어 있지 않다. 또한, 외고정장치의 가장 큰 임상적 장점 중 하나인 교통 사고, 대규모 사고, 또는 군사활동 중에 발생할 골절을 임시로 고정하는 경우, 절골편의 적확하지 않은 정렬이 필수적으로 뒤따른다. 본 연구의 결과와 같이 외고정장치를 이용한 변형 교정 후 발생한 외고정장치의 비정렬은 시스템 강성에 영향을 미치게 되므로, 이를 임상자들이 수술 후 절골편의 적절한 환경을 부여하기 위한 조건으로 고려해야 한다.

수술 후 가골의 형성과정에서 발생하는 시스템 강성의 증가 역시 임상적으로 매우 중요한 고려 요소이다. 골절 부위에 적절하고 일정한 강성을 유지시키고자 할 때, 가골 형성에 따른 강성 증가를 시스템에서 효과적으로 보상해 줄 수 있는 기구 시스템이 필요하기도 한다. 이 때, 수술 후 가골의 형성 밀도는 방사선사진에서의 이미지 밀도 분석을 통하여 간접적으로 예측할 수 있으므로, 환자의 가골 형성후의 시스템 강성의 변화를 예측할 수 있게 된다.

본 연구에서는 실제 실험적 조건과 다른 가정 및 제약이 존재한다. 우선 외고정장치 시스템에 3차원 보 요소를 사용하였고, 조인트 및 핀의 체결을 강체 또는 탄성 결합으로 가정하였다. 아마도 조인트 결합이 비선형 탄성 결합일 수도 있을 것이다. 또한 유한 요소 모델링 및 해석시 발생하게 되는 많은 수치 해석적 가정들이 내포하고 있다. 그렇지만 기계적 실험 결과와의 비교를 통하여 정성적인 해석 도구로서의 타당성을 간접적으로 검증하였다. 향후 실제적 골절 모델 케이스 및 보형 분석을 통하여 측정된 정확한 하중 조건을 고려하고 모션 캡처 시스

템을 이용하여 골절부위에서의 미세 변위를 측정한다면, 보다 정확하고 임상적으로 의미 있는 시스템 강성을 측정할 수 있게 되고, 이를 이용한 모델의 정밀한 검증을 수행할 수 있으리라 생각한다.

본 논문에서는 골절 부위의 절골편간 운동과 밀접한 관련이 있는 외고정장치 시스템의 강성에 대하여 시스템의 정렬상태, 조인트 강성 여부, 핀의 재료 비선형성, 가골 형성 등의 시스템 구성 및 유한 요소 모델링 조건이 미치는 영향을 분석하기 위하여 다양한 유한요소 모델을 개발하고, 개발된 모델을 실험 결과와 비교를 통하여 검증하였다. 유한요소 모델을 이용한 외고정장치 시스템의 강성 해석결과, 조인트강성과 시스템의 기하학적 비선형성 및 재료의 비선형성이 하중 조건에 따라 중요한 해석의 인자라는 사실을 확인하였다. 또한 골절 부위의 가골조직 형성에 따라 시스템의 강성이 증가하게 되는 것을 확인하였고, 외고정장치의 정렬 상태에 따른 시스템의 강성 변화를 분석하였다. 본 연구 결과는 외고정장치의 설계 개선 및 성능 향상에 이용될 수 있고, 골절 치유를 위한 외고정장치 시스템의 구성 시, 환자의 임상적 환경에 최적인 시스템 인자의 결정 및 구성에 대한 생체역학적 가이드라인이 될 수 있을 것이다.

참 고 문 헌

1. E.Y.S. Chao and H.T. Aro, "Biomechanics and biology of external fixation", InL Coombs R, Green SA, Sarmiento A (Eds), External Fixation & Fundamental Bracing. London, Orthotext. Ch. 11, pp. 67-95, 1989
2. D. Paley and K. Tetsworth, "Mechanical axis deviation of the lower limbs; preoperative planning of uniaipical deformities of the tibia and femur", Clinical Orthopedics, Vol. 280, pp. 48-64, 1992
3. E.Y.S. Chao and T.J. Hein, "Mechanical performance of the standard Orthofix external fixator", Orthopedics, Vol.11, pp. 1057-1069, 1988
4. E.L. Egger, F. Gottsauner-Wolf, J. Palmer, H.T. Aro and E.Y.S. Chao, "Effects of axial dynamization on bone healing", Journal of Trauma, Vol. 34, No. 2, pp.185-192, 1993
5. P. Augat, J. Burger, S. Schorlemmer, T. Henke, M. Peraus and L. Claes, "Shear movement at the fracture site delays healing in a diaphyseal fracture model", Journal of Orthopaedic Research, Vol. 21, pp. 1011-1017, 2003
6. B. Fleming, D. Paley, T. Kristiansen and M. Pope, "A biomechanical analysis of the Ilizarov external fixator", Clinical Orthopedics, No.241 pp. 95-105, 1989
7. H. Stein, R. Mosheiff, F. Baumgart, R. Frigg, S.M. Perren and J. Cordey, "The hybrid ring tubular external fixator: a biomechanical study", Clinical Biomechanics, Vol. 12, No. 4, pp. 259-266, 1997
8. T.N. Gardner and M. Evans, "Relative stiffness, transverse displacement and dynamization in comparable external fixators", Clinical Biomechanics, Vol. 7, No. 4, pp. 231-239, 1992
9. K.N. An, R.A. Kasman and E.Y.S. Chao, "Theoretical analysis of fracture healing monitoring with external fixators",

- Eng Med. Vol. 17, No. 1, pp. 11-15, 1988
10. J.K. Oh, D.Y. Jung and I.S. Kim, "The biomechanics of hybrid external fixator - The effect of periarticular half pin on frame stiffness", Journal of Korean fracture Society, Vol. 15, pp. 114-122, 2002
 11. Y.H. Kim, N. Inoue and E.Y.S. Chao, "Kinematic simulation of fracture reduction and bone deformity correction under unilateral external fixation", Journal of Biomechanics., Vol. 35, pp. 1047-1058, 2002
 12. M. Matsuura, N. Inoue, D. Chen, J. Lin, and E.Y.S. Chao, "Mechanical Performance of Serrated Joint in Comparison with Ball-and-Socket Joint in Unilateral External Fixator Design", Johns Hopkins Orthopedic Biomechanics Internal Report, 2000
 13. E.Y.S. Chao, R.A. Kasman and K.N. An, "Rigidity and stress analyses of external fracture fixation devices: A theoretical approach", Journal of Biomechanics., Vol. 15, pp. 971-983, 1982
 14. Military hand book "Metallic materials and elements for aerospace vehicle structures" AMSC N/A, pp. 214-241, 1998
 15. L. Claes and P. Augat, "Models in fracture healing: report from the Reims workshop September 1999", Journal of Orthopedic Trauma, Vol.14, No. 6, pp.440-441, 2000
 16. G.. Zhang, "Geometric and material nonlinearity in tensioned wires of an external fixator", Clinical Biomechanics, Vol. 19, No. 5, pp. 513-518, 2004
 17. M.A. Watson, "Yielding of the clamped-wire system in the Ilizarov external fixator", Proc Inst Mech Eng., Vol. 217, pp. 367-374, 2003