

# 족관절 근위부 골교정용 기능성 체외고정장치 개발

전경진<sup>#</sup>, 이호중<sup>\*</sup>

## Development of a Functional External Fixator System for Bone Deformity near Joints in Legs

Keyoung Jin Chun<sup>#</sup>, Ho Jung Lee<sup>\*</sup>

### ABSTRACT

The functional external fixator system for bone deformity near joints in legs using the worm gear was developed for curing the difference angles in fracture bone and the lengthening bar for curing the difference length in fracture bone. Both experiments and FE analysis were performed to compare the elastic stiffness in several loading modes and to improve the functional external fixator system for the bone deformity. The FE model using the compressive and bending FE analysis was applied to the FE analysis due to the angle differences. The results show that the compressive stiffness value in experiment was 175.43N/mm; the bending stiffness value in experiment was 259.74N/mm; compressive stiffness value in FEM was 188.67N/mm; bending stiffness value in FEA was 285.71N/mm. The errors between experiments and FEA were less than 10%. The maximum stress (157MPa) to the angle of clamp was lower than the yield stress (176.4MPa) of SUS316L. The stiffnesses in both axial compressive and bending of the new fixator are about 2 times higher than other products except EBI (2003).

**Key Words** : Functional (기능성), Maximum stress (최대 응력), Compressive stiffness (압축 강성도), Bending stiffness (굽힘강성도), Finite element analysis (유한요소해석), Angle (각도), Worm gear (웜기어)

### 1. 서론

외고정술은 외부로부터의 물리적인 충격으로 인해 골절된 뼈에 피부를 통하여 핀을 삽입하고 그 핀들을 외부에서 기구로 연결하는 고정 방법으로써 1853년 도입된 이후 지속적인 발전을 해왔다<sup>1</sup>. 특히 편측 외고정 기구는 부피가 적으며 단순한 조립기구로 핀 및 지주봉의 고정이 견고하고 동적 축성 압축부하가 가능하며, 측면 굴곡력 및 회전력에 강한 half pin 을 사용할 수 있어 가장 이상적인 외고정 기구라는 보고가 있다<sup>1,2</sup>.

골절의 치유에 있어 골절 유합과 역동화(dynamization)의 상관관계에 대해 살펴보면, 골절 부위의 해부학적인 정복 후 견고한 내고정으로 일어나는 일차적 유합<sup>3</sup>과 고정된 상태에서 미세운동을 가능하게 하여 가골 형성이 이루어지는 이차적 유합이 있다. 이러한 유합 현상 중에서 일차적 유합에서의 견고한 내고정의 중요성으로 인하여 체외고정 장치(external fixator system)의 축성 압축 강도는 골절 부위에 가해지는 부하 및 운동 정도에 크게 영향을 미치고 있다고 여러 저자들이 제기하고 있다<sup>4,5,6,7,8</sup>. 이런 이유로 축성 압축 및 굽

.. 접수일: 2004년 9월 1일; 게재승인일: 2004년 12월 10일

# 교신저자: 한국생산기술연구원 시스템엔지니어링팀

E-mail kichun@kitech.re.kr Tel. (041) 589-8414

\* 한국기술교육대학교 메카트로닉스공학부 대학원

힘 강성도(stiffness)를 증대시킨 제품과 상용화된 제품을 비교한 자료가 보고되고 있다<sup>5</sup>.

또한 외고정 장치를 이용한 기술에서 외고정 기구 부품의 균열이 발생하여 부품교체에 따른 문제점이 발생한 것으로 보고되고 있으며, 복잡한 상황의 골절 형태에서도 서로 연결 가능하도록 고정구의 높이 및 봉의 길이 조절기능에 대한 개선이 요구되었다<sup>9</sup>.

이에 본 연구에서는 상용화된 체외고정 장치에서의 기능적 문제점을 보완, 추가하여 기계적 강성도가 높고 3 축 회전이 가능하여 골절의 위치와 골절 형태의 제약 없이 치유하는데 사용이 가능한 제품을 개발하였다. 개발된 다목적 체외고정 장치의 성능을 파악하기 위하여 ASTM 규격에 따른 축성 압축 강성도 및 굽힘 강성도의 실험 결과를 유한요소해석모델과 비교하고, 동일 하중에서의 축성 압축, 굽힘 및 각도에 따른 체외고정 장치에서의 응력 해석을 통하여 기구 부품의 균열 가능한 부위를 알아보고자 한다.

## 2. 제작

개발된 기능성 체외고정 장치(functional external fixator system)는 아래 Fig. 1 과 같으며 다목적 고정봉(lengthening bar), 원기어 자유형 고정구, 자유형 고정구의 3 부분으로 구성되어 있다.

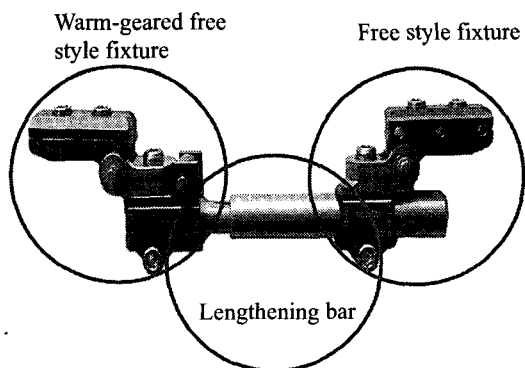


Fig. 1 Functional external fixator system

자유형 고정구는 Fig. 1 의 우측 원안에 위치한 부분으로서 3 핀 고정대 몸체부, 고정구 몸체와 회전 및 변위가 없는 완전결합을 유도하기 위하여 미세한 홈을 적용한 몸체부(세레이션(serration) 몸체부) 및 고정구 몸체로 구성되어 있다.

다목적 고정봉은 Fig. 2 와 같이 외측봉과 내측 봉으로 구성되어 있으며 길이조절 볼트를 사용하여 최대 40mm 까지 신연(lengthening)이 가능하다.

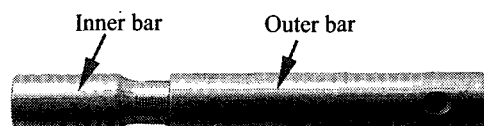


Fig. 2 Lengthening bar

원기어 자유형 고정구는 Fig. 3 과 같이 3 핀 고정대 몸체부, 회전몸체부, 고정구 몸체부로 구성되어 있다. 3 핀 고정대 몸체부는 핀스크류(pin screw)를 고정해 주는 3 핀 고정대 몸체와 3 핀 덮개, 이를 잡아주는 커버볼트로 구성되어 있으며, Y 축 회전할 수 있다. 회전 몸체부는 3 핀 고정대 몸체와 고정구 몸체를 연결해 주는 부분이며, Z 축 회전이 가능한 부분이며  $\pm 40^\circ$  범위에서 변화시킬 수 있다. 고정구 몸체부는 다목적 고정봉과 체결할 수 있는 구조를 가지고 있으며, X 축 회전이 가능하다.

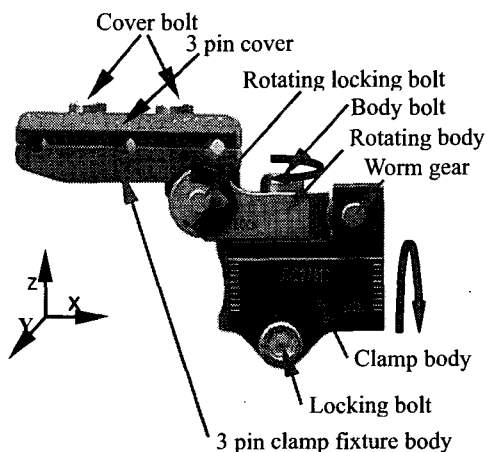


Fig. 3 Clamp using worm gear

이와 같이 핀스크류의 삽입방향에 따라 다목적 고정봉, 워기어 자유형 고정구, 자유형 고정구를 적절히 사용한다. 장골과 상완골의 개방성 골절, 특히 혈관손상을 동반한 상완골의 골절에서의 골절의 위치에 따라 길이 및 각도를 조절하여 기능성 체외고정 장치를 적용한다. 적용 후에 조직의 치료 정도에 따라 골유합 촉진 및 골절 위치 조정에 유용하게 사용이 가능하다.

환자의 시술 후 기구 착용에서 오는 불편함을 감소시키기 위하여 제품의 경량화가 필요하다. 이를 위하여 고정구와 고정구 몸체부들은 Al2024-T4 재질을 사용하였고, 인체에 삽입되는 핀스크류는 SUS316L, 다목적 고정봉 등 그 밖의 부분은 SUS316 을 사용하였다.

### 3. 실험 및 실험결과

#### 3.1 실험조건

ASTM F1541-01 A7 실험규정을 적용하여 실험을 수행하였다. 실험조건은 ASTM Table A7.1 을 적용하였다. 실험규정에 따라 뼈 대신 사용하도록 되어있는  $\varnothing 30$  mm 아크릴 봉들 간 사이의 간격은 10 mm 로 실험하였다. 각 구조물은 완전 고정하였다.

축성 압축 강성도 실험과 굽힘 강성도 실험 모두 0 N 에서부터 250 N 축성 압축력을 증가시키며, 힘-변위 그래프를 측정하여 이 그래프의 값을 통하여 실험에서의 강성도를 산출하였다.

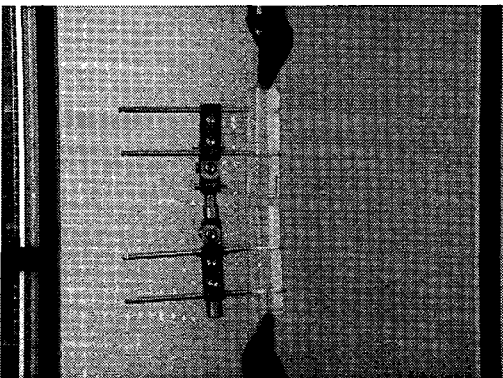


Fig. 4 Compression test configuration

축성 압축 강성도 실험은 아크릴봉에 장착되어 있는 체외고정장치를 지그에 고정하여 만능시험기에 장착한 후, Fig. 4 와 같이 워기어 자유형 고정구 부분의 아크릴 봉에 0~250 N 의 축성 압축력을 가하였고, 자유형 고정구 부분의 아크릴 봉은 완전고정을 하였다.

같은 방법으로 굽힘 실험은 Fig. 5 와 같이 워기어 자유형 고정구와 자유형 고정구 부분의 아크릴 봉의 중심부에서 0~250 N 의 굽힘 압축력을 가하였다. 이때 롤러 지지부는 워기어 자유형 고정구 부분의 핀스크류 사이, 자유형 고정구 부분의 핀스크류 사이의 중심점에 두었고 롤러 지지부 사이의 간격은 130 mm 이다.

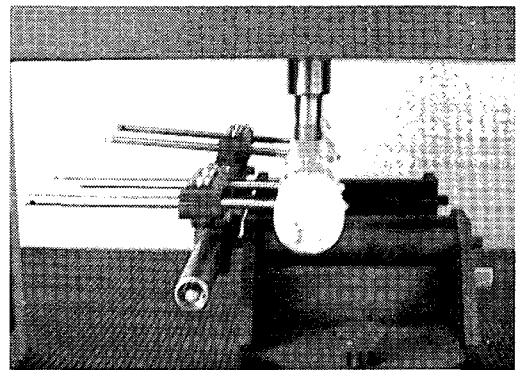


Fig. 5 Bending test configuration

#### 3.2 실험결과

Fig. 6 과 Fig. 7 은 실험결과와 해석결과를 나타낸다. 만능시험기를 통한 실험 결과는 그림에서 점으로 나타내고 있다. 선형유한요소해석 결과와 비교하기 위하여 실험데이터를 MATLAB (Mathwork Inc., V 6.5)의 기능 중 하나이며, 가장 오차가 적은 최소자승법에 의한 곡선의 근사법을 사용하여 1 차 선형화 하였으며, Fig. 6 과 Fig. 7 에서 실선으로 나타내었다.

힘-변위 그래프의 축성 압축 실험 결과는 Fig. 6 과 같이 축성 압축 강성도가 175.43 N/mm 값을 나타내었다. 굽힘 실험에서의 결과는 Fig. 7 과 같이 259.74 N/mm 의 굽힘 강성도 값을 보였다.

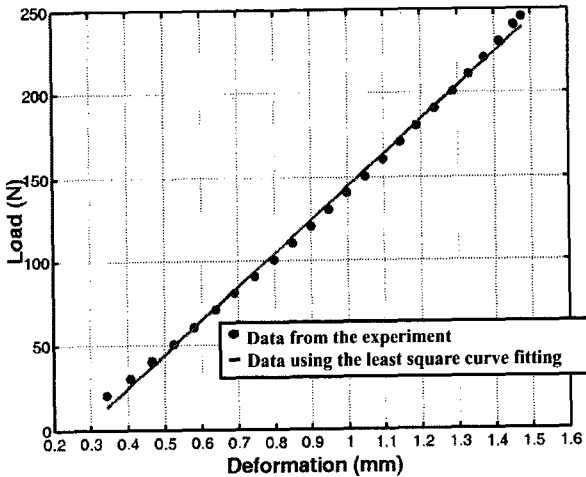


Fig. 6 Compression experiment result

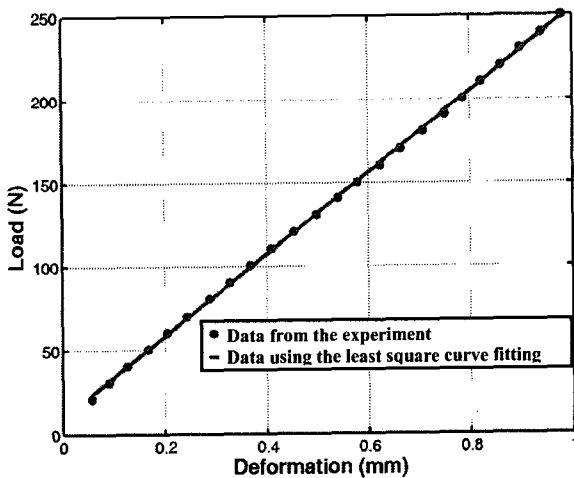


Fig. 7 Bending experiment result

#### 4. 유한요소해석 및 결과

##### 4.1 해석방법

실험에 사용된 체외고정 장치를 해석하기 위하여 2D CAD도면을 기초로 CATIA(Dassault Systems, Ver. 5.8)에 의한 3 차원 모델화 작업을 하였으며, 총 설계된 부품은 12 개이다. 3 핀 고정대 몸체, 3 핀 덮개는 하나의 모델을 2 개로 복사하여 사용하였으며, 핀스크류는 하나의 모델을 작업한 후, 4 개로 복사하여 사용하였다. 아크릴봉 또한 하나의 모델

을 작업한 후, 2 개로 복사하여 사용하여 조합시 사용된 총 부품은 22 개이다. 각각의 부품을 조합하여 3 차원 형상을 만들었다.

형상(Model)의 곡면정보를 IGES 파일로 변환하여 유한요소모델을 전-후처리프로그램인 HyperMesh (Altair Engineering, Ver. 5)를 이용하여 요소분할 작업을 하였다. CTETRA 를 제외한 28680 개 CHEXA 를 사용하였으며, 970 개 CPENTA 형의 슬리드 요소가 사용되었다. 총 요소 수는 29650 개이며, 총 절점 수는 36425 개이다.

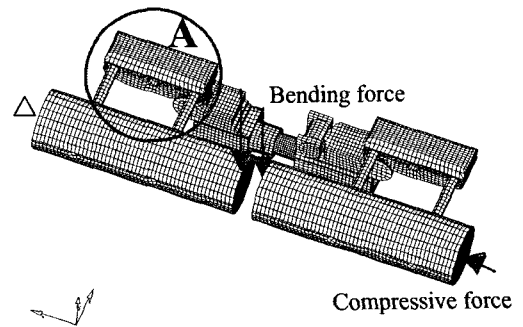


Fig. 8 Analysis model

##### 4.2 해석조건

축성 압축 해석에서 원기어 자유형 고정구 부분의 아크릴 봉에 선형해석에 따른 선형결과가 예상되므로 임의의 200N 의 압력을 가함과 동시에 Y, Z 축을 고정시켜, X 축 변위만 가능하게 하였다. 즉, 축성-압축변위만 가능하게 하였다. 또한 아크릴 하단부의 아크릴 봉에서는 단면 중간부분에 X, Y, Z 축을 고정하였다. 해석에 사용한 물성치는 Table 1 과 같다.

굽힘 해석은 지지부 실험과 동일하게 아크릴 안쪽에 총 4 개의 요소에 압력을 줌으로써 실험에서 아크릴이 휘어져 한 부분에서 힘을 받는 것을 구현하였다. 지지부는 ASTM 규정에 따라 롤리고정을 하여 Y, Z 축은 고정이 되고, X 축은 자유상태로 두었다. 굽힘 시험에서 지지부간 거리는 총 130 mm 이다.

각도에 따른 해석은 개발된 기능성 체외고정 장치의 주요 목적 중 하나인 골절의 위치 및 골절 형태의 제약없이 골절을 치유하여야 한다. 이에 있어 각도에 따른 각 부품별 균열이 발생할 가능

성을 실험으로 파악하여야 하지만 ASTM 에 따른 실험규격이 없다. 이에 축성 압축 및 굽힘 실험에서 예측 오차범위 이내에 있는 Mesh Model 을 이용하여 각도에 따른 해석을 수행하였다.

Table 1 Material Property

Material	Property	Value
AL2024	E	73 kN/mm <sup>2</sup>
	Nu	0.33
SUS316L	E	210 kN/mm <sup>2</sup>
	Nu	0.28
ACRYLIC	E	2.4 kN/mm <sup>2</sup>
	Nu	0.35
SUS316	E	200 kN/mm <sup>2</sup>
	Nu	0.26

E : Modulus of elasticity, Nu : Poisson 's ratio

각도에 따른 압축 해석방법은 200N 의 힘을 회전몸체와 연결되어 있는 아크릴에 수직인 방향으로 주었으며 지지부는 X, Y, Z 및 모멘트 고정을 하였다.  $\pm 40^\circ$  움직임이 가능하지만, 임상적으로  $\pm 15^\circ$  이내에서의 각도 조절이 많으므로 웬기어 자유형 고정구에 가해지는 일정한 외력에 따른 5°, 10°, 15° 의 각도에서 체외고정장치의 응력 분포를 파악하기 위하여 유한요소해석을 수행하였다. 복잡한 구조, 웬과 웬기어 사이의 공차, 실험상의 오차 그리고 합성수지제품인 아크릴 탄성계수의 부정확 등의 오차 인자들로 인하여 해석결과를 통한 예측 오차범위를 10% 이하로 하였다.

#### 4.3 압축-굽힘 해석결과

상용 선형 해석 프로그램인 MSC/NASTRAN (MSC, Ver. 4 for Windows 4.0)을 이용하였다. 축성 압축 및 굽힘 해석에 따라서 체외고정장치의 강성도를 실험결과와 비교하고, 각 부품에서의 응력 분포를 확인하기 위하여 해석을 수행하였다.

해석결과값은 아래 Table 2 와 같다. 힘-변위 그래프의 축성 압축 강성도 값은 188.67 N/mm 이었고, 실험 결과와의 오차는 약 7.06 % 이다. 또한 굽힘 실험 해석에서의 굽힘 강성도는 285.71 N/mm 이고, 오차는 약 9.09 % 이다. 결과치의 오차가 예측 오차범위 이내이므로 해석이 원활히 수행된 것으

로 판단하였다.

Table 2 Comparing stiffness results

Classification	Result	Value	Error
Compressive stiffness	Experiment	175.43N/mm	7.06%
	Analysis	188.67 N/mm	
Bending stiffness	Experiment	259.74 N/mm	9.09%
	Analysis	285.71 N/mm	

해석을 통한 응력 분포는 아래의 Fig. 9, Fig. 10 의 그림과 같다 (Fig. 8 에서 A 로 표시한 부분 확대). 압축 해석에서 최대 응력이 집중되는 부분은 자유형 고정구의 3 핀 고정대 몸체와 3 핀 덮개로 고정된 내측 핀스크류 부분이며 103MPa 의 응력값을 보였다. 굽힘 해석에서의 최대 응력부는 자유형 고정구의 3 핀 고정대 몸체와 3 핀 덮개로 고정된 외측 핀스크류 부분으로써 105MPa 의 응력값을 보였다.

축성 압축 및 굽힘 해석 결과를 통하여 해석 결과의 오차가 4.2 절의 해석조건에서 제시한 예측 오차범위(10%) 이내에 있고, 최대 응력 결과값이 최대응력부인 핀스크류 부분에서 물성치인 SUS316L 의 허용응력(yield stress)값인 205.8MPa 보다 낮게 나왔으므로 각도에 따른 해석을 수행하였다.

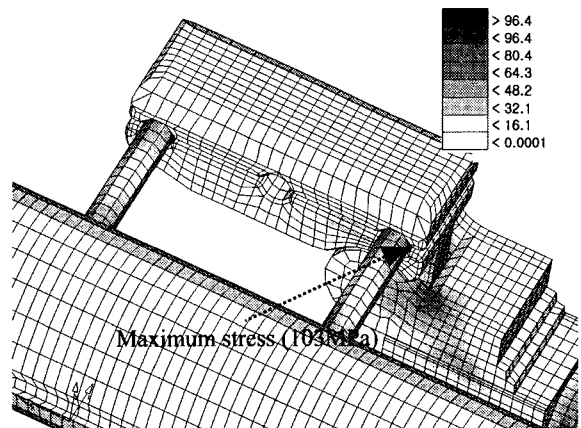


Fig. 9 Compression analysis result

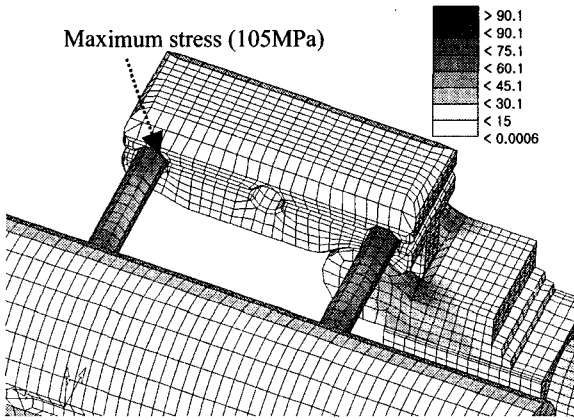


Fig. 10 Bending analysis result

또한 기존의 제품들과의 성능 비교를 위하여 상용화된 타제품들과 축성 압축 및 굽힘 강성도를 아래 Fig. 11, Fig. 12 와 같이 비교해 보았다. 본 실험에 사용된 체외고정 장치(BK)의 축성 압축 강성도는 EBI(2003) 대비 71.2%, 굽힘 강성도는 94.1%의 결과를 얻었지만, 이전 제품과의 비교에서는 2 배 이상의 높은 축성 압축 및 굽힘 강성도를 확인하였다<sup>10</sup>.



Fig. 11 Comparing compressive stiffness

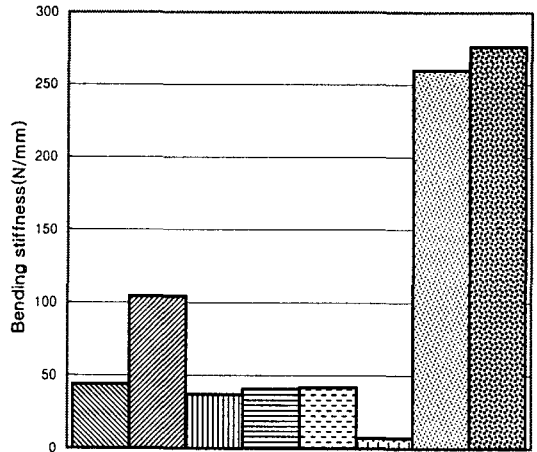


Fig. 12 Comparing compressive stiffness

#### 4.4 각도에 따른 해석결과

축성 압축 및 굽힘 해석에서 응력이 집중이 되는 부분이 각도에 따른 해석 결과에서도 응력 집중 현상이 발생한다고 가정하고, 각도에 따른 해석 결과를 비교하기 위한 3 부분의 응력 집중부를 선택하였다. View\_Point\_A 는 다목적 고정봉 중 내측봉의 집중 응력 변화부, View\_Point\_B 는 축성 압축 및 굽힘 해석에서 응력의 집중현상을 보이는 세레이션 몸체부, View\_Point\_C 는 최대 응력 집중 현상을 나타내고, 각도에 따라 응력값이 클 것으로 예상되는 내측 핀스크류 부를 선택하였다.

아래의 Fig. 13 의 해석모델에서 워크어를 이용하여 각도  $\theta$  를 5°, 10°, 15°로 고정한 후 해석을 수행하였다.

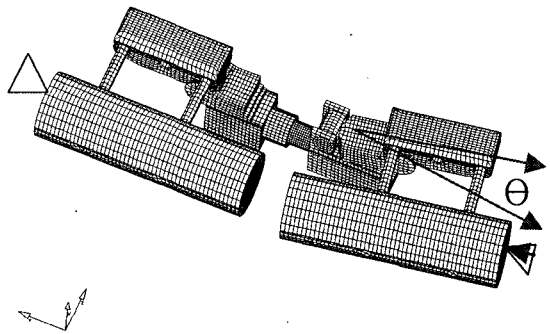


Fig. 13 Analysis model

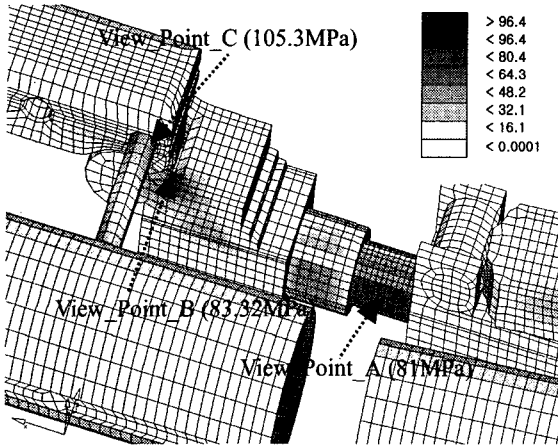


Fig. 14(a) Analysis result ( $\Theta = 5$  degree)

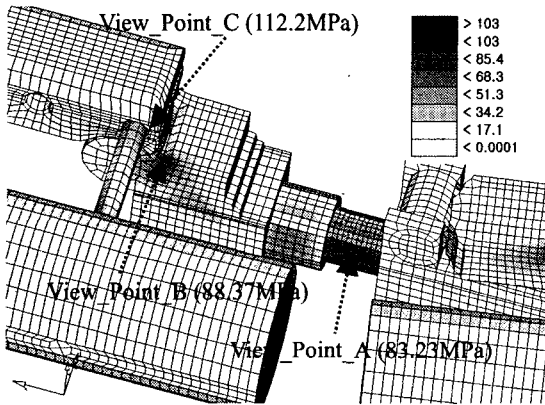


Fig. 14(b) Analysis result ( $\Theta = 10$  degree)

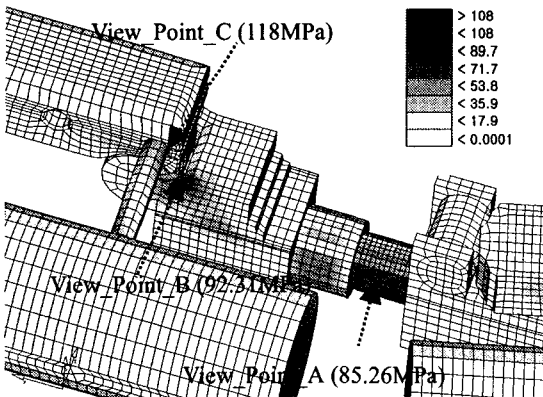


Fig. 14(c) Analysis result ( $\Theta = 15$  degree)

위의 Figs. 14(a), (b), (c)와 같이 같은 각도에 따른 해석결과를 통하여 각도가 증가함에 따라 각 부품에서 집중된 응력이 증가하고 있음을 확인 할 수 있으며, 최대응력은 축성압축해석에서와 같은 부분인 자유형 고정구의 3 편 고정대 몸체와 3 편 덮개로 고정된 내측 핀스크류 부분에서 나타나고 있다. 선택한 응력 집중부에서의 응력 결과는 Table 3 와 같다.

Table 3 Angle results

Unit : MPa			
	5°	10°	15°
View_Point_A	81	83.23	85.26
View_Point_B	83.32	88.37	92.31
View_Point_C	105.3	112.2	118
Maxium Stress	113	120	126

### 5. 결론

본 연구에서는 개발된 체외고정장치의 강성도를 실험과 해석을 통하여 비교, 검증하였다. 검증을 통한 해석모델로 각도에 따른 응력의 집중부에서의 변화율을 측정해 보았다.

또한, 본 연구를 통하여 응력 집중현상이 보이는 부분을 확인하였으며, 응력 집중 현상은 자유형 고정구의 3 편 고정대 몸체와 3 편 덮개로 고정된 내측 및 외측 핀스크류 부에서 나타나고 있다. 또한 각도에 따른 해석결과를 통하여 각도의 증가에 따라 일정하중에서 체외고정장치에 작용하는 응력은 증가를 하고 있으나, 각 부품의 응력 증가율은 다목적 고정봉의 내측봉에서는 약 0.428 MPa/°, 세레이션 몸체부에서는 약 0.899 MPa/°, 내측 핀스크류 부에서는 약 1.27 MPa/° 그리고 최대 응력의 증가율은 1.3 MPa/° 로 차이가 있음을 확인하였다. 이를 통하여 체외고정장치의 사용에 있어 웬기어를 40° 이내에서 변형이나 균열이 웬기어의 특성을 이용한 각의 미세조절을 통한 환자의 치유과정에서 200N 의 외력에서 40° 일 때의 최대 응력은 157 MPa 의 값을 나타낸다. 본 실험에 사용된 제품 재질의 항복강도(SUS316L=176.4MPa, SUS316= 205.8MPa)보다 응력값이 낮으므로 기능성 체외고정장치의 각 부품별 균열에 대한 문제점

은 없을 것으로 예상할 수 있다.

개발된 기능성 체외고정장치는 일반적인 신연 기능뿐만 아니라 기능성이 부과된 원기어의 특성을 이용한 각도의 미세조절을 통하여 치유기간동안 환자의 골유합에 맞게 시행하여 정확한 정복을 유도할 수 있으며 수술 시 정밀교정 및 수술의 편의성이 증대될 것으로 사료된다.

### 후기

본 연구는 2003 년도 한국생산기술연구원 생산 기술연구과제의 벤처혁신과제에 의해 수행되었으며, 연구수행에 도움을 주신 BK Meditech(주) 관계자 여러분들께 감사드립니다.

### 참고문헌

- Behrens, F., "General theory and principles of external fixation," Clin Orthop, Vol. 241, pp. 15-23, 1989.
- Sisk, T. D., "External fixation, historic review, advantage, complications, and indications," Clin Orthop, Vol. 180, pp. 15-22, 1983.
- Perren, S. M., "Physical and biological aspects of fracture healing with special reference to internal fixation," Clin Orthop, Vol. 138, pp. 175-196, 1979.
- Oh, J. K., Park, J. H., "Axial Stiffness of the Ilizarov Frame Using the Rancho Mounting Technique," J Korean Orthop Assoc, Vol. 33, No. 7, pp. 1928-1932, 1998.
- Kempson, G. E. and Campbell, D., "The comparative stiffness of external fixation frames," Injury, Vol. 12-4, pp. 297-304, 1981.
- Kristiansen, T., Fleming, B., Reinecke, S. and Pope, M. H., "Comparative study of fracture gap motion in external fixation," Clinical Biomechanics, Vol. 2-4, pp. 191-195, 1987.
- Paley, D., Flemming, B., Catagni, M., Kristiansen, T. and Pope, M., "Mechanical evaluation of external fixators used limb lengthening," Clin Orthop. Vol. 250, pp. 50-57, 1990.
- Lee, M. K., Choi, K., Choi, I. H., "The Effect of Mechanical Dynamization on Regenerative Bone Healing," Proceedings of the Korean Society of Precision Engineering Conference, pp.158-161, 2002.
- Kim, H. T., Lee, S. H., "Clinical Application of Custom-mode External Fixator Dyna-Extor," J Korean Orthop Assoc, Vol. 35, pp. 845-849, 2000.
- Koo, T. K., Kim, Y. H., Choi, D. B., Jua, K. G., Lim, J., Inoue, N., Chao, E. Y. S., "Stiffness Analysis of Dynafix External Fixator System," 2003 Summer Bioengineering Conference, pp. 1227-1228, 2003.