

# 척추교정 장치의 고강성 프레임 설계

## High Stiffness Frame Design for a Spine Manipulation Device

문영환<sup>1</sup>, 김정훈<sup>1</sup>, 김권희<sup>2,✉</sup>  
Young Hwan Moon<sup>1</sup>, Jung Hoon Kim<sup>1</sup> and Kwon Hee Kim<sup>2,✉</sup>

<sup>1</sup> 고려대학교 대학원 기계공학과 (Department of Mechanical Engineering, Graduate School, Korea Univ.)

<sup>2</sup> 고려대학교 공과대학 기계공학부 (Department of Mechanical Engineering, Korea Univ.)

✉ Corresponding author: kwonhkim@korea.ac.kr, Tel: 02-929-6947

Manuscript received: 2009.12.15 / Revised: 2010.8.4 / Accepted: 2010.9.6

*High stiffness frame design for a spine manipulation device was developed in this research. For the safety of a spinal manipulation, high stiffness of the device is required. A finite element (FE) model of the device frame is created and validated by measured vibration data. Parameters are suggested for high stiffness design of the frame. Based on the Taguchi design of experiment (DOE), a practical set of design parameter values is suggested.*

Key Words: Stiffness (강성), Finite Element (유한요소), Design of Experiment (실험 계획법), Spine Manipulation Device (척추교정 장치)

### 기호설명

- k = spring constant
- m = mass
- g = acceleration of gravity
- x = spring displacement

### 1. 서론

척추교정에는 여러 종류의 보조장치가 사용된다. 이러한 장치들은 시술자가 척추교정을 원활히 하는데 도움이 되어야 하며, 환자의 심리적 안정과 안전을 위해서 고강성의 구조를 가져야 한다. 현대적인 구조설계에는 유한요소해석과 실험계획법을 응용한 강건설계 기법과 최적설계 기법 등이 사용되고 있다.<sup>1-5</sup>

Fig. 1 은 최근 개발된 척추교정 보조장치를 나타내고 있다.<sup>6</sup> 이 장치는 환자의 신체 일부를 구속한 상태에서 시술자가 목표 부위에 정확한 시술을

수행하기 위한 것이다. 본 장치의 프레임은 가능한 높은 강성을 지녀야 한다. 본 연구에서는 여러 분야에서 활용되고 있는 모델 개선법(model updating method)<sup>7-11</sup> 과 다구찌 실험계획법(Taguchi DOE)을 사용하여 고강성 설계를 수행하였다.

### 2. 척추교정 장치의 개요

본 연구의 대상인 척추교정 보조장치의 각부 명칭을 Fig. 1 에, 그 체원을 Table 1 에 각각 수록하였다. 척추교정 장치는 팔지지부(arm rest), 하부(bottom), 2 개의 측면부(side) 그리고 상부(head)로 구성된다. 각 부위 간의 결합부 위치와 상세 도면은 Fig. 2 에 나타내었다.

Table 1 Specification of spine manipulation device

length	2520mm
height	2200mm
width	920mm
weight	≈400kg

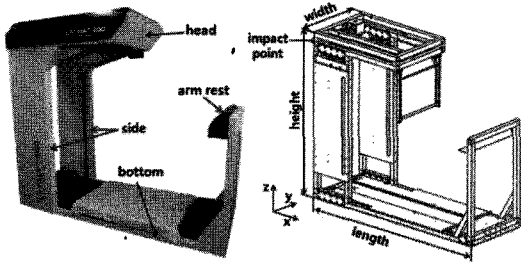


Fig. 1 A device for spine manipulation

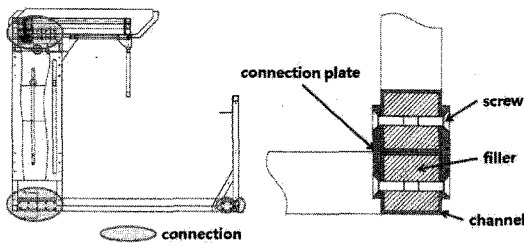


Fig. 2 Spine manipulation device with subassembly connection details

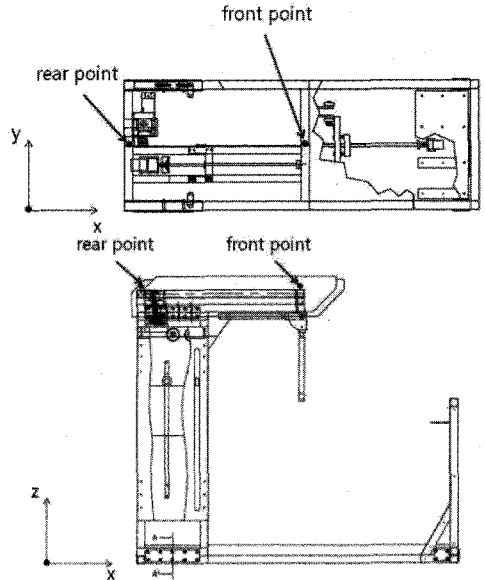


Fig. 4 Accelerometer locations for vibration measurement

### 3. 구조강성 평가와 예비해석

#### 3.1 구조강성 평가

강성평가를 위해서 척추교정 보조장치의 진동을 측정하였다. 계측에 사용된 장비의 구성을 Fig. 3 에 요약하였다. 진동측정을 위하여 Shear IEPE (Integrated Electronics Piezo Electric) 가속도 센서가 사용되었다. 보조장치의 임상적용 과정에서 상부가 하부에 대하여 Fig. 4 의 Y 축 방향으로 과도하게 흔들리는 것을 확인하였다. 이러한 관찰을 근거로 Fig. 4 에 도시한 두 지점에 X, Y, Z 축 방향으로 총 6 개의 가속도 센서를 설치하였다. 진동모드를 측정하기 위해 Fig. 1 에 표시한 프레임 상부를 X 축에 대하여 45° 수평방향으로 타격하여 가진 하였고, 10k Hz 의 속도로 6 초 동안 가속도 정보를 샘플링 하였다. 가속도 데이터를 진폭으로 변환하여 일부를 Fig. 5, 6, 7 에 수록하였다. 진폭 데이터의 FFT (Fast Fourier Transform) 결과를 Fig. 8, 9, 10 에 수록하고 Table 2 에 정리하였다. 임상적용 과정에서 관찰된 흔들림은 Fig. 6 의 Y-방향 변위에 해당한다. 1차 모드의 고유 진동수는 Fig. 9 에서 3.4 Hz 로 확인되었다.

Table 2 Measured natural frequencies & mode shapes

Mode	Frequency	Direction of head displacements (rear, front) with respect to bottom (see Fig. 1)
1st	3.4 Hz	Y - direction
2nd	7.3 Hz	X - direction, Z-direction



Fig. 3 Block diagram for acceleration data acquisition

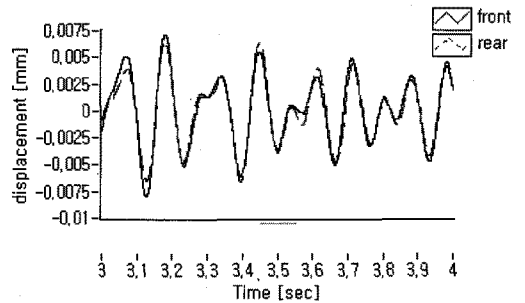


Fig. 5 Displacement in X-axis vs. time

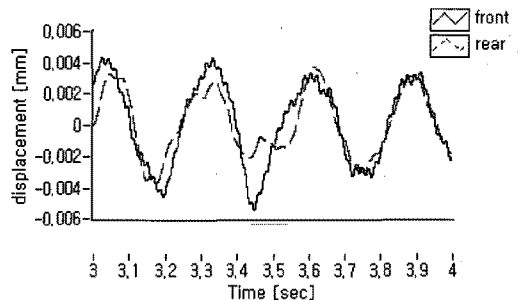


Fig. 6 Displacement in Y-axis vs. time

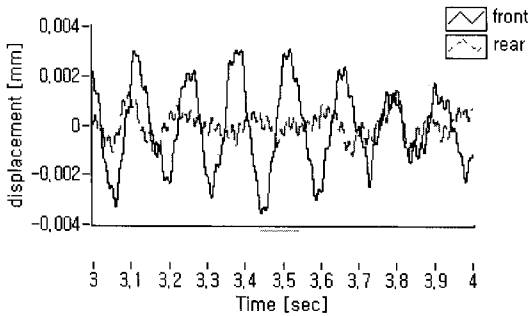


Fig. 7 Displacement in Z-axis vs. time

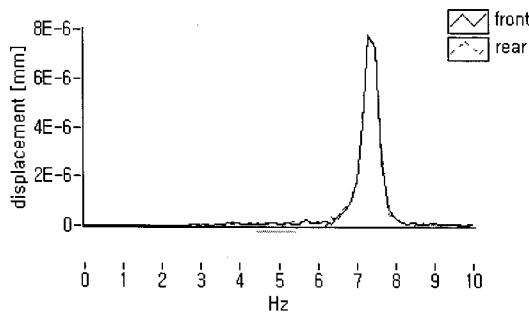


Fig. 8 FFT plot of X-axis displacements

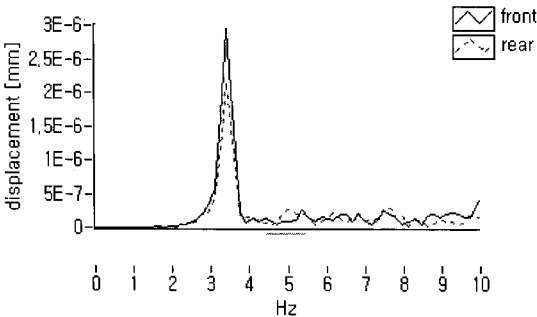


Fig. 9 FFT plot of Y-axis displacements

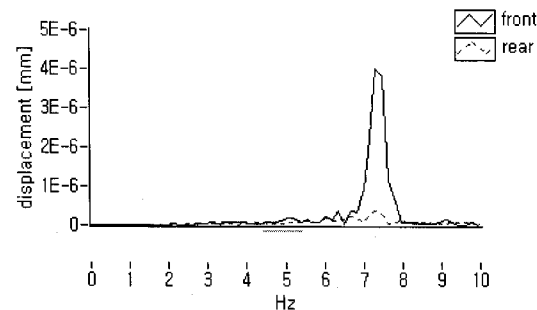


Fig. 10 FFT plot of Z-axis displacements

### 3.2 척추교정 장치 예비해석

유한요소모델(finite element model)을 확정하기 위하여 세 번의 예비해석을 실시하였다. 여러 분야에서 활용되고 있는 모델 개선법은 측정 결과를 기준으로 최적화 기법, 실험계획법 등 각 분야에 적합한 기법들을 동원하여 해석 모델을 개선, 검증하는 것이다. 본 연구에서는 Table 2의 실험결과와 실험계획법을 이용하여 해석 모델의 경계조건과 결합부 상세 모델을 확정하였다.

#### 3.2.1 1 차 예비해석

1 차 예비해석을 위한 유한요소모델을 Fig. 11에 나타내었다. 각 부 프레임을 구성한 중공 사각 단면 채널은 4 절점 보(beam)요소를 사용하고 보강판, 모터 마운트, 모터는 4 절점 쉘(shell) 요소를 사용하여 모델링 하였다. 각부의 결합부는 절점을 공유하여 단순화 하였다. 모드해석(modal analysis)을 실시 하였고, 그 결과를 Table 3에 수록하였다. 해석결과와 측정결과가 서로 상이한 결과로 나타났다. 해석결과와 모드형태는 측정결과와 1, 2차가 서로 뒤바뀐 형태이고, 고유진동수 결과는 과대 평가된 결과를 나타냈다.

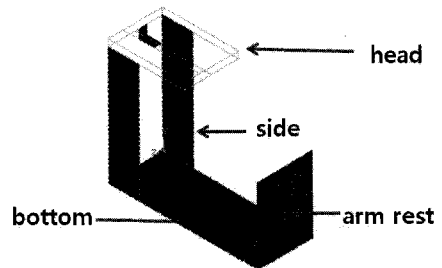


Fig. 11 1st FE model for pre-analysis

Table 3 Pre-analysis result of the 1st FE model

Mode	Frequency	Direction of head displacements (rear, front) with respect to bottom
1st	4.0 Hz	X - direction, Z-direction
2nd	6.2 Hz	Y - direction

#### 3.2.2 2 차 예비해석

1 차 예비해석결과와 측정결과가 서로 상이함을 보였다. 척추교정 보조장치의 구조평가는 합성수지 매트 위에서 실시되었는데, 해석 모델은 이에 부합하는 경계조건(boundary condition)을 반영하

지 않은 결과로 판단하였다. 따라서 Fig. 12 와 같은 유한요소모델을 생성하였다. 측면부에 비교적 큰 수직하중이 작용하므로 측면부와 결합되는 하부의 양 끝 절점을 구속하고 그 반대쪽 하부의 두 절점은 스프링으로 구속하는 방식의 경계조건을 설정 하였다. 두 절점을 구속하기 위한 스프링 상수는 합성수지 매트와 압축거리를 측정하고 척추 교정 장치의 무게를 식 (1)에 적용하여 산출하였다.

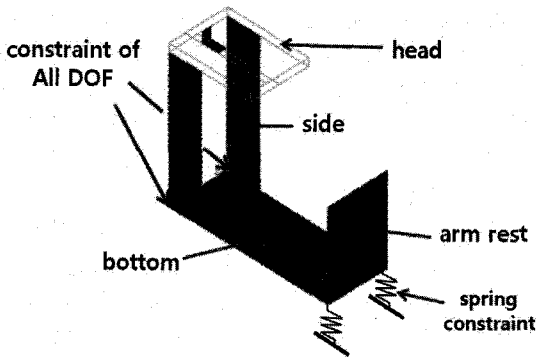


Fig. 12 2nd FE model for pre-analysis

$$k = -\frac{mg}{x} \quad (1)$$

2 차 예비해석결과를 Table 4 에 수록하였다. 모드 형태는 측정결과와 동일함을 보인 반면, 고유진동수는 과대평가 된 결과를 보였다.

Table 4 Pre-analysis result of the 2<sup>nd</sup> FE model

Mode	Frequency	Direction of head displacements (rear, front) with respect to bottom
1st	4.3 Hz	Y - Axis
2nd	7.7 Hz	X - direction, Z-direction

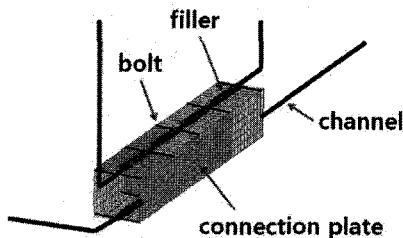


Fig. 13 Detailed connection FE model for pre-analysis

### 3.2.3 3 차 예비해석

2 차 예비해석에서 고유진동수 예측치가 측정치보다 높은 것은 결합부를 지나치게 단순화한 것 때문으로 판단하였다. 결합부는 Fig. 2 에 보인 4 가지 부품으로 구성된다. 새로운 모델에서는 채널(channel), 나사(bolt) 및 필러(filler)를 보 요소로, 결합판(connection plate)은 쉘 요소로 각각 모델링 하였다. 보 요소와 쉘 요소는 결합부 각부의 상호접촉에 의한 구속조건을 표현하지 못한다. 이를 보완하기 위하여 보로 표현된 볼트와 필러의 쉘 요소에 의한 결합을 추가하였다.

3 차 예비해석결과를 Table 5 에 수록하였다. 각각의 모드 형태가 측정결과와 동일함을 보였고, 고유진동수도 근접한 결과를 보였다. Fig. 14 와 같이 설계개선을 위한 프레임의 유한요소해석 모델을 완성하였다.

Table 5 Pre-analysis result of 3th FE model analysis

Mode	Frequency	Direction of head displacements (rear, front) with respect to bottom
1st	3.4 Hz	Y - Axis
2nd	7.0 Hz	X - direction, Z-direction

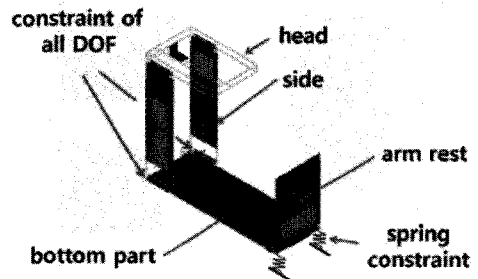


Fig. 14 Final FE model

## 4. 고강성 프레임 최적 설계 인자 도출

현실적으로 구현 가능한 최적의 설계조건을 도출하기 위하여 다구체 실험계획법을 사용하였다. 척추교정 보조장치의 흔들림은 환자의 심리적 안정과 안전을 위해서 억제되어야 한다. 따라서 강성을 증대시키는 것을 목표로 설계 인자를 선정하고, Table 6 에 보인 L8(2<sup>7</sup>) 직교배열표 (orthogonal array)에 따라 해석을 수행하였다.

유한요소 모델링에 사용된 각 부분의 요소타입과 개수는 Table 7 과 같다.

Table 6 L8(2<sup>7</sup>) orthogonal array

run	1	2	3	4	5	6	7	result of run
	A	B	C	D				
1	1	1	1	1	1	1	1	y <sub>1</sub>
2	1	1	1	2	2	2	2	y <sub>2</sub>
3	1	2	2	1	1	2	2	y <sub>3</sub>
4	1	2	2	2	2	1	1	y <sub>4</sub>
5	2	1	2	1	2	1	2	y <sub>5</sub>
6	2	1	2	2	1	2	1	y <sub>6</sub>
7	2	2	1	1	2	2	1	y <sub>7</sub>
8	2	2	1	2	1	1	2	y <sub>8</sub>

Table 7 Element types in the final FE model

part	Element type	Number of element
Channel, bolt, filler	Beam (4node)	522
Connection plate	Shell (4node)	184
Boundary condition	Spring (2node)	2

현실적으로 선택가능한 설계인자는 보강재와 채널 두께이다. 많은 인자들의 영향을 동시에 다루기 어려우므로 우선 보강재와 채널두께 각 인자들의 영향을 해석하였다. 이를 기반으로 가장 영향력 있는 설계인자들의 조합을 선정하고 최종 해석을 통하여 이를 검증하였다.

4.1.1 차 해석 - 보강재

강성을 증대시키기 위해 선정된 4 개의 설계인자를 Table 8 에 수록하고 Fig. 15 에 도시하였다. 4 개의 설계 인자는 하부-측면부 및 측면부-상부 각각을 연결하는 보강재의 유무, 측면부의 비틀림 강성에 영향을 줄 수 있는 가로 보강재의 유무 그리고 측면부의 보강판 유무이다. 선정된 인자를 예비해석에서 생성한 유한요소모델에 적용하였다. Table 6 의 직교배열표를 따라 모드 해석을 수행하였고, 결과 값을 Fig. 16 에 수록하였다.

평균치 분석(mean value analysis)결과 하부-측면부 및 측면부-상부 각자를 연결하는 보강재가 척추교정 보조장치의 강성을 증가시키며, 측면부의 가로 보강재의 기여도는 작은 것으로 확인되었다. 측면부의 보강판은 질량을 증가시켜 오히려 고유

진동수를 감소시키는 것으로 나타났다. 프레임 강성을 극대화하기 위한 설계변수의 조합은 Fig. 16 에서와 같이 A2B2C2D1 이 된다. 이때의 고유진동수는 초기보다 약 53% 증대된 5.2 Hz 로 확인되었다.

Table 8 Design parameters & levels of the 1st analysis

symbols	design parameters	level 1	level 2
A	connection between bottom and side (60×60 channel, thickness 3, length 415)	No	Yes
B	connection between head and side (60×60 channel, thickness 3, length 415)	No	Yes
C	horizontal connection in the side frame (60×60 channel, thickness 3, length 496)	No	Yes
D	supplementary panel in the side frame (496×1540×3 panel)	No	Yes

(unit mm)

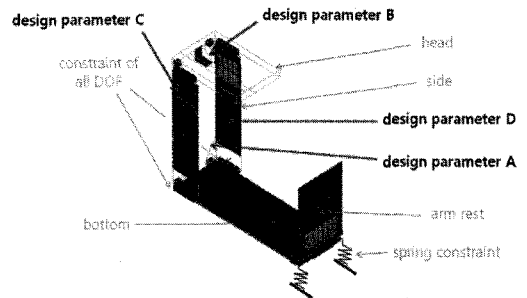


Fig. 15 Design parameters for the 1<sup>st</sup> analysis

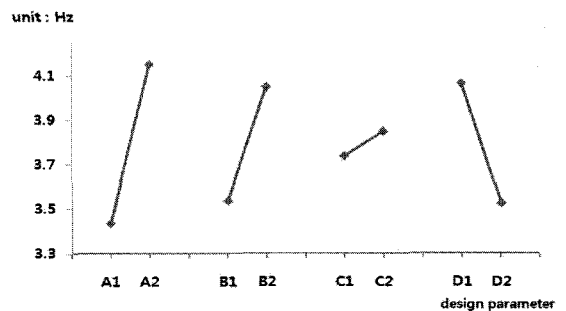


Fig. 16 Mean value analysis for the parameters in Table 8

4.2.2 차 해석 - 채널두께

각 부위를 구성하는 프레임은 중공 사각단면

채널을 용접하여 제작된다. 척추교정 장치의 강성을 증대시키기 위한 인자로 부위별 채널 두께를 인자로 설정하여 Table 9에 수록하고 Fig. 17에 도시하였다. 채널 두께는 시판되는 채널의 사양을 고려하여 선정하였다. 2차 해석의 기본모델은 1차 해석에서 얻어진 최적 조합 모델을 사용하였다.

선정된 채널 두께별 인자를 Table 6의 L8(2<sup>7</sup>) 직교 배열표를 따라 모드해석을 실시하였다. 그 결과 팔 지지부의 채널 두께는 고유진동특성에 거의

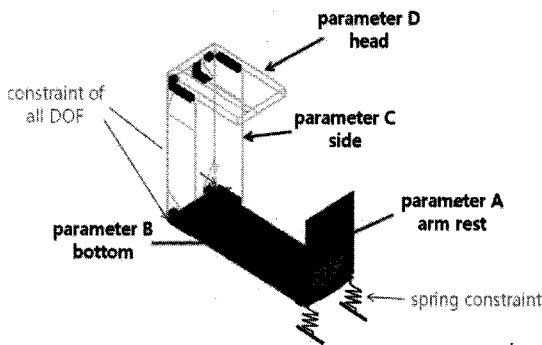


Fig. 17 FE model and design parameters for the 2nd analysis

Table 9 Design parameters & levels of the 2nd analysis

symbols	design parameters	Level 1	Level 2
A	Thickness of arm rest frame channel	2mm	3mm
B	Thickness of bottom frame channel	2mm	3mm
C	Thickness of side frame channels	2mm	3mm
D	Thickness of head frame channel	2mm	3mm

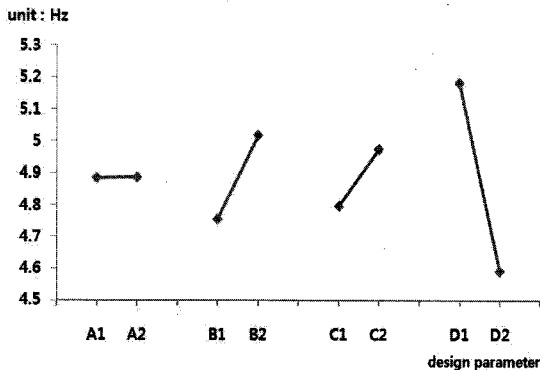


Fig. 18 Mean value analysis for the parameters in table 9

영향을 미치지 않으며, 상부의 경량화가 매우 중요한 것으로 볼 수 있다. 측면부와 하부의 채널 두께가 두꺼울수록 유리한 것으로 판단된다. 교호작용은 발생하지 않는 것으로 나타났으며 프레임 강성을 극대화하기 위한 설계변수의 조합은 Fig. 18에서와 같이 A1B2C2D1이 된다. 이것은 실험계획법의 4번째 경우이며 5.8 Hz이다.

4.3 최적 설계 인자 도출

강성을 증대시키기 위해 실시한 민감도 분석결과에 기여도가 큰 4개의 인자를 Table 10과 같이 선택하여 모드해석을 진행하였다. 그 결과 Fig. 19와 같이 A2B2C2D1의 조건에서 프레임 강성이 극대화되었다. 이는 보강재와 채널두께에 대한 각각의 해석을 통해 얻은 변수의 조합과 같은 조합으로 나타났다.

Table 10 Design parameters & levels of the 3rd analysis

symbols	design parameters	Level 1	Level 2
A	connection between bottom and side (60×60 channel, thickness 3, length 415)	No	Yes
B	connection between head and side (60×60 channel, thickness 3, length 415)	No	Yes
C	Thickness of bottom frame channels	2mm	3mm
D	Thickness of head frame channel	2mm	3mm

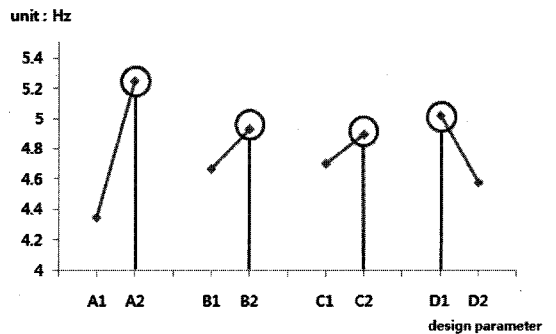


Fig. 19 Mean value analysis for the parameters in table 10

5. 결론

유한요소해석과 실험계획법을 이용하여 프레임

강성을 극대화하기 위한 설계를 도출하였다. 예비 해석으로 척추교정 장치를 구성하는 5 개 부분조립체 사이의 결합부 모델과 경계조건을 확정하였다. 확정된 유한요소모델에 대하여 보강재에 대한 1 차 해석과 채널에 대한 2 차 해석 결과로부터 기여도가 높은 4 개의 인자를 결정하여 3 차 해석을 수행하였다. 이로부터 최적 변수조합을 얻을 수 있었고, 기존 시제품보다 1 차 고유진동수를 약 70% 높일 수 있었다. 프레임의 강성을 높이는 데는 측면부-하부, 측면부-상부의 결합부를 강화하고, 상부의 채널을 얇게 하여 경량화하며, 측면부와 하부의 채널은 두껍게 선택하는 것이 좋다는 결론을 얻을 수 있었다.

## 후 기

이 논문은 2009 년도 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 기초연구사업임(2009-0063169).

## 참고문헌

1. Doltsinis, I., Kang, Z. and Cheng, G., "Robust design of structures using optimization methods," *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*, Vol. 194, No. 12-16, pp. 1779-1795, 2005.
2. Xue, W. and Liu, S., "Design optimization and experimental study on beam string structure," *Journal of Constructional Steel Research*, Vol. 65, No. 1, pp. 70-80, 2009.
3. Youn, J. Y., Oh, K. H., Nam, H. W. and Han, K. S., "Robust Design of Composite Structure under Combined Loading of Bending and Torsion," *Proceedings of Korean Society for Composite Materials Fall Conference*, pp. 211-214, 2005.
4. Kim, M. J., "Optimization of a trolley for mechanical parking system," *Master Thesis, Department of Mechanical Engineering, Korea University*, 2005.
5. Oh, D. S., "Optimal Design of a Portable Firing Structure under Impact Loading," *Master Thesis, Department of Mechanical Engineering, Korea University*, 2001.
6. Kim, J. H., Yu, H. S., Kim, K. H. and Chae, S. W., "Raising machine for spine treatment," *Korean Patent Application*, 10-2009-0075149, 2009.
7. Goge, D. and Link, M., "Assessment of computational model updating procedures with regard to model validation," *Aerospace Science and Technology*, Vol. 7, No. 1, pp.47-61, 2003.
8. Feng, F. Z., Kim, Y. H. and Yang, B. S., "Application of hybrid optimization techniques for model updating of rotor shafts," *Structural and Multidisciplinary Optimization*, Vol. 32, No. 1, pp. 65-75, 2006.
9. Lin, R. M. and Zhu, J., "Model updating of damped structures using FRF data," *Mechanical Systems and Signal Processing*, Vol. 20, No. 8, pp. 2200-2218, 2006.
10. Wu, J. R. and Li, Q. S., "Finite element model updating for a high-rise structure based on ambient vibration measurements," *Engineering Structures*, Vol. 26, No. 7, pp. 979-990, 2004.
11. Kwon, K. S. and Lin, R. M., "Robust finite element model updating using Taguchi method," *Journal of Sound and Vibration*, Vol. 280, No. 1-2, pp. 77-99, 2005.