

유한요소 해석을 이용한 정형용 흉·요추 보조기의 형태에 따른 생체역학적 분석

Biomechanical Analysis of Different Thoracolumbar Orthosis Designs using Finite Element Method

김영현*, 전성철, 정덕영, 이성재

Y. H. Kim, S. C. Jun, D. Y. Jung, S. J. Lee

요 약

흉·요추 보조기는 후만증 관련 증상의 진행을 예방하고 통증을 완화시키기 위한 목적으로 노인성 후만증 환자의 재활을 위하여 이용되고 있다. 최근 다양한 형태의 흉·요추 보조기가 개발되고 있으나 생체역학적 효과에 관한 연구가 미흡한 실정이다. 따라서 본 연구에서는 세 가지 형태 (Type 1, one-connecting frame type; Type 2, two-connecting frame type; Type 3, all-in-one type)의 흉·요추 보조기와 몸통 (trunk)의 유한요소 모델을 구현하여 보조기 착용 후 운동성 변화에 따른 몸통에서의 압력 분포 및 보조기의 응력을 비교 분석하였다. 신전 운동 시 몸통에서 확인되는 압력의 분산은 일체형의 형태를 가지는 Type 3에 의해서 가장 고르게 이루어졌으며 connecting frame 형태의 Type 1과 Type 2의 압력 분포 패턴은 크게 차이가 나지 않았다. 보조기 착용에 따른 몸통의 운동성은 Type 2 (11.3~13.9°), Type 1 (12.1~15.4°)와 비교하여 Type 3 (8.5~9.4°)에 의해서 가장 크게 제한되었다. 모든 Type의 보조기는 20% 미만의 파단 가능성을 보였다. 따라서, 보조기 착용에 따른 등압 분포 및 운동성의 결과로 미루어 볼 때, 일체형의 흉·요추 보조기가 후만증 환자 재활에 있어 높은 효과를 제공할 것으로 사료된다.

ABSTRACT

Thoracolumbar orthosis has been used for the rehabilitation of the patients with senile kyphosis. Recently, a number of different thoracolumbar orthosis designs have been introduced but its biomechanical effectiveness still remain unknown. In this study, we compared the pressure distribution on the surface of the trunk and stresses on the orthosis in relation to changes in connecting frame designs (Type 1, one-connecting frame type; Type 2, two-connecting frame type; Type 3, all-in-one type) using finite element (FE) models under different motions of the trunk. The results showed that Type 3 distributed the pressure on the trunk most evenly followed by Type 2 and Type 1 and the difference between Type 1 and Type 2 was negligible. ROM was limited most effectively by Type 3 (8.5~9.4°), followed by Type 2 (11.3~13.9°) and Type 1 (12.1~15.4°). The ratio between the peak von Mises stress and yield strength of each material remained less than 20% regardless of orthosis type

접 수 일 : 2012.05.19

심사완료일 : 2012.06.11

게재확정일 : 2012.06.18

* 김영현 : 인제대학교 의용공학과 석사과정

kyh03@bse.inje.ac.kr (주저자)

전성철 : (재)부산테크노파크 고령친화산업지원센터 선

임연구원, 양산부산대학교병원 부산대학교 의학과 재활

의학 박사과정

junsc@spic.or.kr (공동저자)

정덕영 : (재)부산테크노파크 고령친화산업지원센터 책
임연구원

jung@spic.or.kr (공동저자)

이성재 : 인제대학교 의용공학과 교수

sjl@bme.inje.ac.kr (교신저자)

※ 본 연구는 2009 년 보건복지부 보건의료연구개발사업
의 일환으로 수행된 연구 결과임.

indicating low likelihood of component failure. In conclusion, our study found that all-in-one type of orthosis was the most effective design for the conservative treatment of spinal deformity in terms of function and comfort.

Keyword : Thoracolumbar Orthosis, Senile Kyphosis, Pressure Distrubution, Finite Element Model

1. 서론

최근 고령화 사회 진입에 따라, 골다공증에 의한 척추의 압박골절, 추간판의 변성 등으로 인하여 노인성 후만증 (Senile kyphosis)이 증가하고 있다. 척추 보조기의 착용은 변형된 척추의 움직임을 역학적으로 제어하여 척추의 바른 자세를 유지하고 증상의 진행을 예방하기 위한 목적으로 후만증과 관련된 재활 치료에 많이 이용되고 있다 [1]. 척추 보조기의 기본 원리는 체강 내압의 상승과 3점압 (3-point force)의 원리에 의해 신체를 고정하고 지지하여 심리적, 역학적으로 강력한 운동 억제를 통해 중력의 중심을 정상 부위로 이동시켜 척추의 교정을 유도하게 된다 [2].

모든 척추 보조기는 착용된 신체에 힘을 적용시킨다. 적용된 힘은 신체의 움직임에 대한 저항이나 보조, 힘의 이동 또는 신체 부위의 보호 등에 작용하게 되며 힘의 크기와 적용되는 신체의 면적은 편안한 보조기 착용에 영향을 미친다 [3]. 보조기의 착용에 따른 높은 체압이 신체의 일부분에 집중될 경우 혈액 순환을 방해하며, 장시간 지속됨에 따라 통증, 마비, 심한 피로감 등을 야기하는 것으로 보고되고 있다 [4]. 보조기 착용의 편안함을 제공하는 중요한 요소는 착용하는 부위에 압박을 최소화하는 것이다. 이를 위해서는 척추 보조기에 적용하는 장축 체질 (longitudinal segment)을 따라 충분한 지렛대를 제공하는 것이며 이에 해당하는 부분의 형태에 따라 connecting frame 형태와 일체형 형태의 보조기로 분류된다. 현재 척추 보조기의 착용에 대한 임상 연구 및 기계적 안정성 평가에 관한 연구 등이 다양하게 이루어진 상태이나 보조기의 형태에 따른 기능성 및 안정성에 대한 생체역학적 연구는 미흡한 실정이다 [5, 6].

따라서 본 연구에서는 세 가지 형태 (one-connecting frame type, two-connecting frame type, and all-in-one type)의 흉·요추 보조기와 CT 영상을 이용한 몸통 (trunk)의 유한요소 모델을 구현하여 보조기 착용 후 운동성 변화에 따른 몸통에서의 압력 분포 및 보조기의 응력을 비교 분석하였다.

2. 재료 및 방법

2.1 유한요소 모델 구축

몸통의 유한요소 모델을 구현하기 위하여 병변이 없는 성인 남성 (27세, 174cm, 64kg)의 몸통을 1 mm 간격으로 컴퓨터 단층 (Computerized Tomography) 촬영을 하였다. 획득된 CT 데이터로부터 얻은 형상 데이터는 골조직과 연부조직에 해당하는 영역을 설정하는데 사용되었고, 3차원적 경계선을 기하학 데이터로 추출하였다. 추출된 기하학 데이터는 surface와 solid로 구현하여 선형의 물성 특징을 가지는 4-noded tetrahedra elements의 몸통 유한요소 모델을 구축하였다 (그림 1).

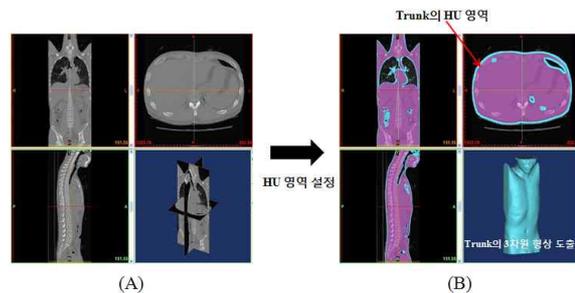


그림 1. CT 영상을 이용한 몸통 (trunk)의 3차원 기하학적 형상 도출 : (A) 정상 성인 남성의 CT data, (B) Hounsfield Unit (HU) 영역 설정 (red arrow)을 통한 몸통의 3차원 기하학적 형상 도출.

구현된 모델은 연부조직 (thoracic soft tissue), 복강 (abdominal cavity), 늑골 (rib-bone, rib-cartilage), 흉골 (sternum), 척추체 (vertebral)로 구성되었으며 연부조직의 두께는 5mm로 가정하였다. 각 구성요소에 대한 물성치는 기존 문헌을 참고하여 적용하였다 (표 1) [7].

표 1. 몸통 유한요소 모델에 사용된 다양한 물성치 (material properties).

Material	Young's Modulus (MPa)	Poisson's Ratio (ν)
Abdominal cavity	0.01	0.45
Thoracic soft tissue	0.55	0.45
Ribs-bone	5000	0.1
Ribs-cartilage	480	0.1
Sternum	10000	0.2
Vertebral body	1000	0.3

흉·요추 보조기 (Ortec Inc., Korea)의 유한요소 모델은 3D 스캔 (Spectrum Z510, Zcorporation, USA)을 통해 3차원 형상을 도출 하였으며 등판 커버의 상·하부를 연결하는 connecting frame이 1개인 Type 1과 frame이 추가된 Type 2, connecting frame이 없는 일체형의 Type 3로 구현하였다. 보조기의 상·하부 등판 커버와 connecting frame은 각각 thermal plastic (E=1.48GPa, ν =0.4), aluminum (E=68GPa, ν =0.3)로 구성되었다 (그림 2).

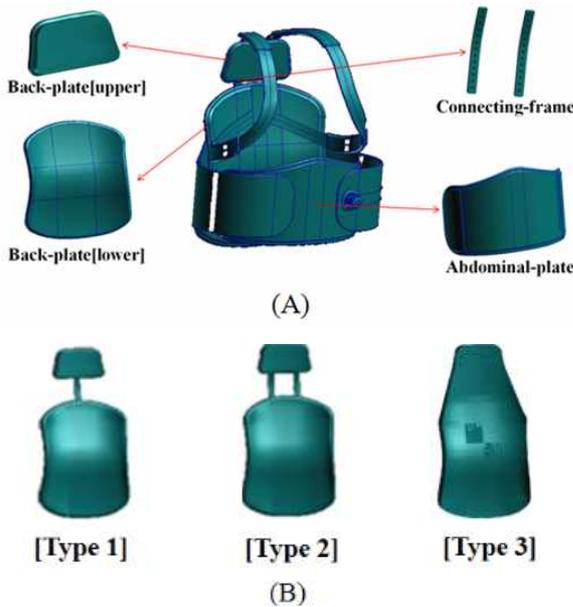


그림 2. 흉·요추 보조기의 유한요소 모델 : (A) 흉·요추 보조기의 구성 요소 명칭, (B) 보조기의 형태에 따른 분류 (Type 1, one-connecting frame type; Type 2, two-connecting frame type; Type 3, all-in-one type).

2.2 하중 및 경계 조건

구현된 몸통 유한요소 모델을 검증하기 위하여 Type 2의 보조기 착용에 따른 직립 상태에서의 등압 분포를 분석하였다. 보조기의 스트랩 (strap)에 따른 조임은 각 어깨, 복부 스트랩에 40N의 pre-tension을 적용하여 구현하였으며 몸통의 하부 전면을 구속하였다 [7]. 보조기와 몸통 간의 접촉면은 0.3의 마찰계수를 사용하였다 [8]. 유한요소 모델을 이용한 등압 분포 결과는 압력 측정 장치 (Force Sensitive Application 4.0, Verg Inc., Winnipeg, Canada)를 사용하여 측정된 실험 결과와 비교하였다. 측정 부위는 각 보조기의 형태적 차이를 보이는 상·하부 등판 커버를 연결하는 연결부 위치에 해당하며 보조기와 몸통 간 세 지점의 접촉부에 대하여 압력 분포 경향 및 수치를 확인하였다 (그림 3).

보조기 착용에 따른 몸통의 운동성을 부여하기 위하여 40N의 pre-tension 적용 후 몸통의 하부 구속 지점으로부터 0.5m 떨어진 몸통 전방부에 실험을 통하여 측정된 50Nm의 신전 (extension) 모멘트 (moment)를 인가하였으며 몸통의 과신전 (hyperextension)에 대한 운동성 구현을 위하여 100Nm, 150Nm의 모멘트가 순차적으로 적용되었다.

2.3 결과 분석

보조기 착용에 따른 몸통 표면의 압력 분포 및 신전 운동에 대한 몸통의 운동성 변화를 통하여 보조기 형태적 효과를 확인하였으며, 보조기 각 재질의 항복강도 (yield strength) 대비 peak von Mises stress (PVMS)를 통하여 보조기의 취약 부분 및 파단 가능성을 평가하였다 (식 1). von Mises stress란 von Mises 항복 조건에 사용되는 응력으로 하중을 받고 있는 물체의 각 지점에서의 비틀림 에너지를 나타내는 값이다. 본 연구에서는 상용 유한요소 해석 소프트웨어인 ABAQUS / Standard V 6.10 (Simulia Corp., Providence, RI, USA)을 이용하여 해석을 수행하였다.

$$Likelihood\ of\ component\ failure(\%) = \frac{peak\ von\ Mises\ stress}{yield\ strength\ of\ each\ material} \times 100 \quad (식\ 1)$$

3. 결과

몸통 유한요소 모델의 검증을 위한 등압 분포 유한요소 해석 결과 및 실험 결과는 그림 3과 같다. 보조기의 착용에 따른 보조기와 몸통 간 세 지점에 대한 접촉면에서의 등압은 유한요소 해석 결과와 실험 결과 간에 95%이상의 일치율을 보임으로써 본 연구에서 사용된 몸통 유한요소 모델의 타당성을 입증하였다 (표 2)

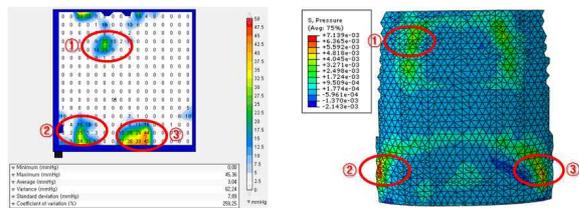


그림 3. 몸통 유한요소 모델 검증을 위한 몸통 표면의 세 지점 (red circle)에 대한 등압 분포 분석 : (A) 등압 분포 실험 결과, (B) 몸통 유한요소 모델을 이용한 등압 분포.

표 2. 몸통 유한요소 모델 검증을 위한 실험 및 유한요소 해석 결과에 따른 세 지점의 등압 비교.

No	Experiment (Mean±SD)	FEA	Matching ratio (%)
1	3942 ± 98.31 Pa	3788 Pa	96.13
2	4599 ± 85.64 Pa	4451 Pa	96.85
3	6047 ± 101.55 Pa	6294 Pa	104.17

신전 운동 시 몸통에서 확인되는 압력의 분산은 일체형의 형태를 가지는 Type 3에 의해서 가장 크게 이루어졌다. connecting frame 형태의 보조기의 경우, connecting frame 추가에 따른 Type 2의 상부 커버가 Type 1과 비교하여 몸통 상체에 대한 지지력이 증가함에 따라 몸통 상부에 해당하는 부분에 높은 압력 분포를 보였으나 전체적인 압력 분포 패턴은 크게 차이가 나지 않았다. 각 보조기의 착용에 따른 몸통 표면의 최대 압력은 Type 1, Type 2의 경우, 하부 등판 커버의 상부 외곽선 형태를 따라 분포하였으며 비교적 고른 분포를 보인 Type 3의 경우에는 어깨 스트랩의 pre-tension 적용 지점에 나타났다 (그림 4). Type 1, Type 2, Type 3에 따른 몸통 표면의 최대 압력은 각 10.95kPa, 9.81kPa, 8.95kPa 이었다.

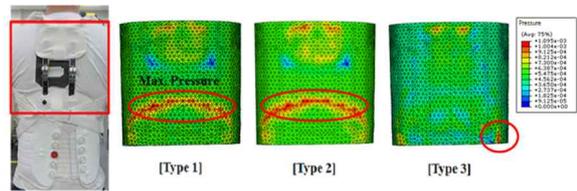


그림 4. 신전 운동에 대한 등압 분포 분석 : (A) 등압 분포 측정 영역 (red quadrangle), (B) 유한요소 모델을 이용한 각 Type의 보조기 착용에 따른 등압 분포 및 최대 압력 지점 (red circle) 확인.

보조기 착용에 따른 몸통의 운동성은 Type 2 (11.3~13.9°), Type 1 (12.1~15.4°)와 비교하여 Type 3 (8.5~9.4°)에 의하여 가장 크게 제한되었다 (그림 5). 모든 Type에서 몸통의 운동성은 모멘트가 증가함에 따라 증가하였으나 그 증가율은 15%에서 5%로 감소하였다.

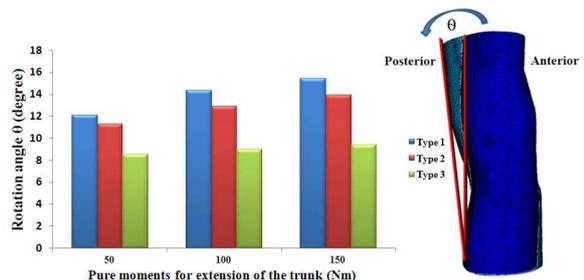


그림 5. 각 Type의 보조기 착용 후 신전 모멘트 변화에 따른 몸통의 신전 (extension) 운동성 (θ) 변화 추이.

Type 1, Type 2의 경우, 보조기의 상·하 등판커버를 연결하는 connecting frame이 몸통의 신전 운동에 대하여 상부 커버를 지지함에 따라 응력이 집중되었다. Type 1과 비교하여 connecting frame이 추가된 Type 2에서 frame에 나타난 최대 응력이 완화되었으며 Type 3에서는 전체적으로 고른 응력 분포를 보였다. Type 1, Type 2, Type 3는 보조기의 재질인 aluminum과 thermal plastic의 항복강도 400MPa, 125MPa에 대하여 각 19%, 15%, 11%에 해당하는 최대 응력 (PVMS)을 나타냈다 (그림 6) [9, 10].

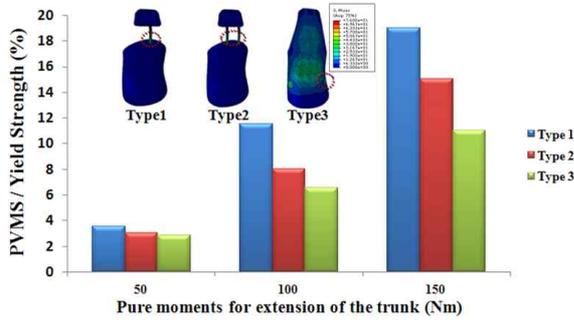


그림 6. 보조기 취약 부분 (red circle) 및 신전 모멘트 증가에 따른 보조기의 파단 가능성 (Peak von Mises stress to Yield Strength).

4. 토의 및 결론

본 연구는 세 가지 형태 (one-connecting frame type, two-connecting frame type, and all-in-one type)의 흉·요추 보조기와 CT 영상을 이용한 몸통의 유한요소 모델을 구현하여 형태에 따른 보조기의 안정성 및 기능성을 확인하였다.

몸통 유한요소 모델의 검증을 위한 등압 분포 유한요소 해석 결과 및 실험 결과는 95%이상의 일치율을 보임으로써 본 연구에서 사용된 몸통 유한요소 모델의 타당성을 입증하였다.

몸통의 신전 운동에 대한 등압 분포 결과를 통하여 일체형 보조기가 몸통에 가해지는 압력을 가장 효과적으로 분산 시키는 것으로 나타났다. 피부에 가해지는 압력이 말단부 세동맥 압의 2배 (70mmHg, 9.3kPa) 이상으로 1~2 시간 지속될 경우 피부에 비가역적인 압력 손상이 발생하는 것으로 볼 때, 일체형 형태의 보조기의 착용이 피부의 압력 손상을 예방하는 데에 있어 가장 높은 효과를 가지는 것으로 사료된다 [11]. 또한 효과적으로 척추의 운동성을 제한함으로써 후만증 관련 통증 및 척추 변형의 진행을 방지하는 효과를 가질 것으로 기대된다. 신전 운동 시 보조기에 나타나는 최대 응력은 각 재질의 항복강도와 비교하여 모든 Type의 보조기가 파단에 대한 구조적 안정성을 보였다.

일체형 보조기의 경우, connecting frame 형태 보조기와 달리 환자의 척추 만곡 정도에 따른 길이 및 각도의 조절이 어렵다는 단점을 지나 보조기 착용에 따른 몸통 표면의 압력을 고르게 분산시키며 척추의 운동성을 효과적으로 제한시키는 연구 결과를 보였다 [6]. 따라서, 보조기 착용에 따른 등압 분포, 운동성, 보조기의 응력 분포 분석 결과로 미루어 볼 때, 일체형의 형태를 가지는 척추 보조기

가 후만증 환자의 재활에 있어 높은 효과를 제공할 것으로 사료된다.

참 고 문 헌

- [1] 김기태, "척추 후만증", 대한척추외과학회지, 제6권, 제2호, 대한척추외과학회, 1999
- [2] P.J. Van Leeuwen, R.P. Bos, J.C. Dekrsen, J. de Vries, "Assessment of Spinal Movement Reduction by Thoracolumbar-sacral Orthoses", J Rehabil Res Dev., vol. 37, no. 4, pp. 395-403, 2000
- [3] J.E. Edelstein, J. Bruckner, Orthotic - A Comprehensive Clinical Approach, Philadelphia, Pennsylvania, U.S.A: SLACK Incorporated, 2002
- [4] 이종광, 박세진, 강이석, "체압분포를 이용한 벨트의 안락감 평가에 관한 연구", 대한인간공학회 춘계학술대회논문집, pp. 104-107, 2000, 5
- [5] K.A. Jegede, C.P. Miller, J.E. Bible, "The Effects of Three different Types of Orthoses on the Range of Motion of the Lumbar Spine During 15 Activities of Daily Living", Spine, vol. 36, no. 26, pp. 2346-2353, 2011
- [6] J. Clin, C.E. Aubin, S. Parent, A. Sangole, H. Labele, "Comparison of the biomechanical 3D efficiency of different brace designs for the treatment of scoliosis using a finite element model", Eur Spine., vol. 19, no. 7, pp. 1169-1178, 2010
- [7] J.M. Mac-Thiong, Y. Petit, C.E. Aubin, S. Delorme, J. Dansereau, H. Labelle, "Biomechanical Evaluation of the Boston Brace System for the Treatment of Adolescent Idiopathic Scoliosis", Spine., vol. 29, no. 1, pp. 26-32, 2003
- [8] D. Perie, C.E. Aubin, M. Lacroix, Y. Lafon, H. Labelle, "Biomechanical modelling of orthotic treatment of the scoliotic spine including a detailed representation of the brace-torso interface" Med. Biol. Eng. comput., vol. 42, no. 3, pp. 339-344, 2004
- [9] K.B. Wischmann, R.R. Lagasse, "Castable Thermoplastic Urethane Elastomers I. Formulation and Applications as Removable Encapsuants", Journal of Elastomers and

Plastics, vol. 10, no. 3, pp. 262-270, 1978

- [10] T.Y. Tsui, W.C. Oliver, G.M. Pharr, "Influences of stress on the measurement of mechanical properties using nanoindentation: Experimental studies in an aluminum alloy", Journal of Materilas Research, vol. 11, pp. 752-759, 1996
- [11] 배태수, 황인호, 안윤희, 김신기, 문무성, "육창 방지용 매트리스와 침대 위치가 접촉압력에 미치는 영향", 한국정밀공학회 추계학술대회논문집, pp. 41-42, 2009, 10

김 영 현



2011년 2월 인제대학교 의
용공학과 졸업(학
사)
2012년 - 현재 인제대학교
의용공학과 석사과
정

관심분야 : 생체역학, 의용공학

전 성 철



2006년 2월 인제대학교 의
용공학과 졸업(학
사)
2008년 2월 인제대학교 의
용공학과 졸업(석
사)

2012년 - 현재 양산부산대학교병원 부산대학교
의학과 재활의학 박사과정
2012년 - 현재 (재)부산테크노파크 고령친화산
업지원센터 선임연구원

관심분야 : 재활공학, 생체역학

정 덕 영



1998년 2월 인제대학교 의
용공학과 졸업(학
사)
2000년 2월 인제대학교 의
용공학과 졸업(석
사)

2005년 3월 일본 교토대학교 기계공학과(박사)
2012년 - 현재 (재)부산테크노파크 고령친화산
업지원센터 연구개발팀 팀장

관심분야 : 재활공학, 생체역학

이 성 재



1984년 5월 Cornell
University 기계공학
(학사)
1985년 5월 Cornell
University 기계공학
(석사)

1993년 12월 University of Iowa 의용공학(박사)
2012년 - 현재 인제대학교 의용공학과 교수

관심분야 : 생체역학, 의용공학