

척추측만증 환자의 재활 치료 보조기 개발을 위한 구조 해석 모델 제시

Suggestion of Structural Analysis Model Using Auxiliary Rehabilitation Device for a Patient of Spinal Curvature

박정일, 윤호철, 고 흥, 염덕준, 선동윤, 김영철

(Jeong Il Bak, Ho Cheul Yoon, Heung Kou, Deuk Joon Yum, Dong Youn Sun, Young Chul Kim)

Abstract - The purpose of this study is to develop the auxiliary rehabilitation device for a patient of spinal curvature. The adolescent idiopathic scoliosis(AIS) must be treated by rehabilitation brace if Cobb angle is 20°~40°. The rehabilitation brace is consist of 4 vest and 2 hinge parts(hinge and couple bar) that give a force to the ribs. But thin and light hinge parts for young patient failed easily because of unusual movement of the upper body. We studied optimum design and structural analysis of hinge parts when it distorted by tensile and bending force. The specimen of hinge parts were tested to evaluate the failure strength. And we attached circuits with memory and sensor detecting pressure and displacement to recoding stress in hinge parts. These data are used to alarm the patient to stop unusual movement and understand the load history.

Key Words : Adolescent idiopathic scoliosis(AIS), Rehabilitation brace, FEM analysis, Optimum design

1. 서 론

정상적인 사람의 경우 척추 뼈는 앞에서 보면 일자형으로 되어있고 옆에서 주시하였을 때 완만한 S자형 만곡(curve) 모양으로 구성되어 있다. 척추측만증은 앞이나 뒤쪽에서 바라보았을 때, 척추가 S자로 휘어져 있는 상태를 말한다. 척추측만증의 분류에는 크게 비구조성 척추측만증과 구조성 척추측만증으로 나누어진다. 그중 구조성 척추측만증에서 특발성 척추측만증(diopathic scoliosis)이 전체 척추측만증의 85%를 차지한다. 특발성 척추측만증은 원인을 밝히지 못하는 측만증이다. 또한 태어날 때부터 척추 뼈가 기형모양이어서 생기는 선천성측만증, 신경질환이나 근육질환에 의하여 생기는 신경 근육성측만증, 신경섬유종증, 말판(Marfan)증후군, 골형성 부전증 등의 질환에 동반되는 여러 가지 측만증이 있다[1]. 특발성 척추측만증은 10대 사춘기 전후로 해서 여학생들에게서 주로 발생이 되며 남녀의 비는 1:5정도로 나타난다. 성장기에 있는 학생들이기 때문에 측만증이 발생하면 급격하게 만곡이 진행이 되어 진다. 따라서 조기 발견 후 증상에 따라 치료를 해야 한다[2].

척추측만증의 분류도 다양해서 그에 따른 치료방법은 크게 3가지로 관찰(observation), 재활 치료 보조기(rehabilitation brace) 착용, 수술로 나눌 수 있다. 관찰은 3~6개월마다 환자를 정기적으로 체크하고 원인요소를 제거하는 것으로 비교

적 증상이 심하지 않은 환자에 적용된다[3]. 보조기 착용치료(brace treatment)는 성장이 1~2년 이상 남아있는 중고생 이하의 연령에서만 사용할 수 있다. 콕각(Cobb angle)이 20°~40°를 가지고 있는 환자에게 재활 치료 보조기를 착용시켜 만곡이 더 커지는 것을 막기 위해 사용하는 방법이다[1].

척추측만증 환자를 위한 재활 치료 보조기의 종류에는 기존의 제품의 경우 척추만곡의 정점 위치에 따라 밀워키(Milwaukee) 보조기와 흉요천추 보조기(TLSO)를 달리 적용한다[4]. 그러나 최근 국내에서 척추만곡의 정점 위치에 관계 없이 중고생 이하 척추측만증 환자에 공통적으로 적용할 수 있는 보조기를 개발하고자 하였다. 그러나 아직 개발 초기 단계라서 재활 치료 보조기의 일부 기능을 개선할 여지가 남아 있다. 특히 가장 큰 문제점은 환자의 갈비뼈(ribs)에 직접 힘을 가하는데 필수적인 힌지 부품(hinge parts)의 구조적 강도(structural strength)이다. 강도를 높이려면 튼튼하고 두꺼운 재료를 사용하는 것이 효과적이지만 어린 환자에게 무거운 재활 치료 보조기를 장착하게 하는 것은 문제가 있다. 또한 Fig. 1과 같이 두꺼운 힌지 부품은 환자의 정기 검진 및 관찰시 필수적인 X선 촬영에 방해된다.

따라서 본 연구에서는 국내에서 새로 개발된 재활 치료용 보조기의 개선을 위하여 환자의 척추에 압력을 가하기 위한 보조기의 힌지 부품을 해석하고 실제 적용하는데 발생하는 문제점을 해결하기 위한 최적 모델을 제시하고자 한다. 그러기 위해서는 제품에 적합한 재료의 특성을 파악하고 실제 실험 및 유한요소해석(FEM analysis)을 통하여 힌지 부품에 작용하는 응력 분포(stress distribution)를 분석한다. 이러한 데이터로 척추에 적합한 힘을 가할 수 있고 힌지 부품의 파괴를 막는데 도움이 되는 최적 모델을 제시하고자 한다. 또한 환자가 재활 치료 보조기를 착용하고 활동할 때 힌지부분

저자 소개

朴 正 一 : 群山大學 機械工學科 碩士課程
尹 昊 澈 : 圓光大學 機械自動車工學部 助敎授
高 興 : 大佛大學 自動化機械工學科 敎授
廉 德 俊 : 群山大學 造船工學科 副敎授
宣 東 允 : Seoul 義肢 代表理事
金 永 喆 : 群山大學 機械自動車工學部 副敎授 (교신저자)

에 가해지는 힘과 변형량의 데이터를 저장해 둔다. 이 데이터는 환자의 정기 검진 때 데이터를 분석하여 환자가 착용 중에 있는 재활 치료 보조기에서 힌지 부품의 교체와 보강의 근거가 될 수 있다.

2. 실험방법

Fig. 2는 재활 치료 보조기의 전체형상을 보여준다. 1~4는 각각 힌지이고 a~d는 각각의 베스트(vest)부분이다. 힌지 부품은 힌지와 커플 바(couple bar)로 구성되어 있다. 각 힌지에서는 각도를 조절할 수 있는 나사가 있고 커플 바를 일정한 각도로 조절할 수 있다. 힌지와 커플 바의 조합으로 b와 c의 베스트가 화살표 방향으로 이동하여 갈비뼈를 밀어내며 척추의 만곡을 서서히 교정해 준다. 물론 각 환자 마다 척추의 만곡이 다르고 치료중 환자의 만곡상태를 검사하며 그에 따라 힌지의 나사를 조절하여 척추에 가하는 힘을 달리한다.

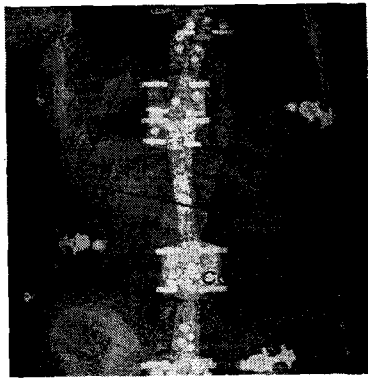


Fig. 1 The X-ray photo of adolescent idiopathic scoliosis on rehabilitate brace[1]

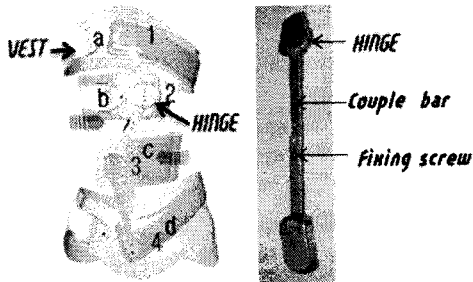


Fig. 2 Rehabilitate brace and hinge parts

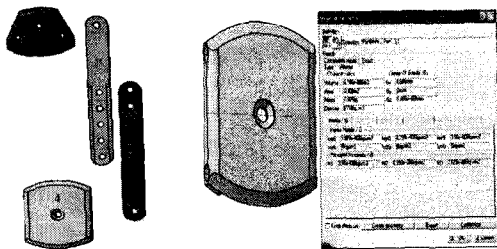


Fig. 3 Optimum design for hinge parts

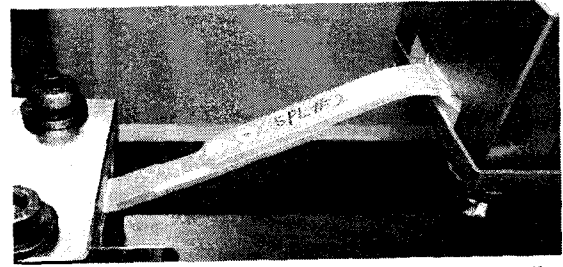


Fig. 4 The specimen, jig for tensile and bending test (height : 60mm, speed : 3mm/min)

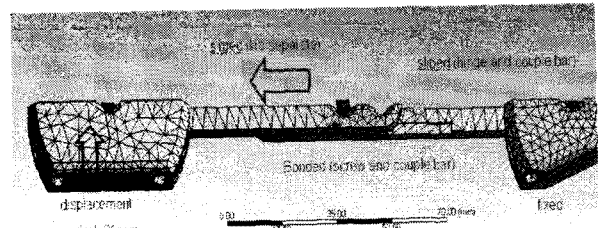


Fig. 5 Boundary condition in FEM model

힌지 부품에 해당하는 힌지와 커플 바의 재료를 선정할 때 처음에 가볍고 튼튼한 탄소섬유 강화 복합재료(carbon fiber reinforced plastic=CFRP)를 적용하였다. 그러나 환자의 움직임에 따라 하중의 변동이 심하고 복합재료의 단점 중 하나인 나사구멍에 발생하는 응력 집중(stress concentration)에 의해 쉽게 균열이 발생하여 파손되는 취성(brittle)을 보였다[5]. 따라서 전체 재료는 가볍고 연성(ductile)을 가진 금속 중에서 항공기용 재료인 두랄루민(duralumin Al6061)을 사용하였고 나사는 부식에 강한 스테인리스(STS304)를 사용하였다. 부품의 무게를 최대한 줄이고 강도를 높이기 위하여 Fig. 3과 같이 제품을 제작하기 전에 컴퓨터상에서 수직 인장에 대한 응력집중을 최소화, 자중을 최소화 하는 최적설계(Optimum design)를 하였고 제품을 제작하였다.

힌지, 커플 바, 나사들로 조합된 부품의 강도를 평가하기 위하여 환자들이 착용한 재활 치료 보조기의 힌지 부품의 변형을 분석하였다. 그 결과 변형은 척추의 S자 곡선을 따라 인장(tensile)과 굽힘(bending)이 동시에 이루어 졌다. 따라서 Fig. 4와 같이 시험 장치를 구성하였다.

실제 실험의 결과와 유한요소해석을 비교하여 일치하는 정도를 비교해 보면 해석의 신뢰성을 검증할 수 있다. 또한 실험의 외견상 부품의 변형은 파악할 수 있지만 내부에 걸리는 응력 분포(stress distribution)는 유한요소해석에서 쉽고 빠르게 파악할 수 있다.

Fig. 5는 본 연구에서 FEM 해석상 경계조건을 나타낸 그림이다. 3차원 캐드 프로그램(CATIA)으로 각 부품들을 모델링한 다음 유한요소 프로그램(ANSYS)에서 해석을 하였다. 해석모델은 대칭(symmetry)이므로 절반만 모델링하였고 오른쪽 힌지 1은 구속, 왼쪽 힌지 2는 강제변위 60 mm를 가하여 접촉 미끄럼(sliding contact) 비선형 구조해석을 하였다.

실제 실험 결과와 유한요소해석을 검토하였을 때 힌지 부품의 수명에 영향을 미치는 최소의 압력(pressure) 및 변위(displacement)를 검토하였다. 그 결과 힌지 부품에 위험을

주는 최소의 압력 및 변위 기준을 설정하였다. 적절한 위치를 선정하여 압력 센서와 변위측정 센서를 설치하고 힌지부분에 가해지는 힘과 변위의 데이터를 저장하는 시스템을 구성하였다. 이 데이터는 환자가 활동할 때 힌지 부품에 앞에서 설정한 기준 이상의 압력 및 변위가 발생하면 그 시간과 크기를 기록하도록 설정하였고 너무 과도한 압력 및 변위가 발생하였을 경우 경고음을 발생하도록 설정하였다. 따라서 환자는 경고음을 들었을 때 재활 치료 보조기에 무리가 가는 것을 인지하게 되고 즉시 그 행동을 중지할 수 있게 하였다.

3. 실험결과 및 고찰

굽힘과 인장을 동시에 받는 힌지 부품은 3회에 걸쳐 실험을 하였고 FEM 해석을 통하여 비교평가 하였다. Fig. 6에 각 실험결과들을 정리하였다. 변위를 60 mm까지 증가시킬 때 변위가 증가함에 따라 나사부위를 파단시키기 위한 전단응력(shear stress)이 점차 증가하는 것을 알 수 있다. 유한요소 해석결과도 실제실험과 비교하면 탄성한계 직후에 해당하는 변위가 30 mm 까지는 거의 일치하지만 그 이후는 재료의 과도한 파괴가 진행할수록 Bilinear Isotropic 모형을 적용한 해석모델과 오차가 점점 더 커진다[7]. 이 오차는 힌지에서 30 mm이상의 변형이 발생하는 곳에서 생기며 재료의 탄성한계를 넘기 때문에 제품에 무리한 변형이 발생한다. 따라서 30 mm 이상의 힌지 부품 변형을 고려하는 것은 적절하지 않는 것으로 판단된다.

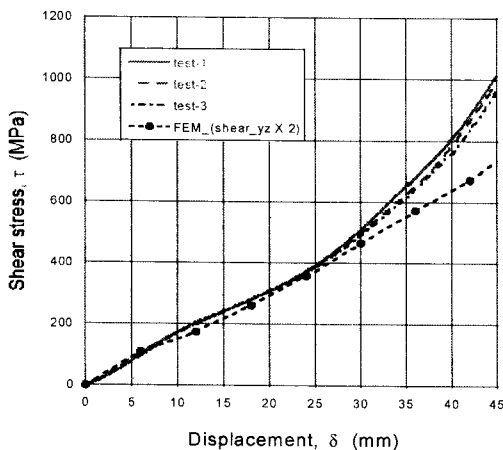


Fig. 6 The relationship load and displacement in FEM and test result

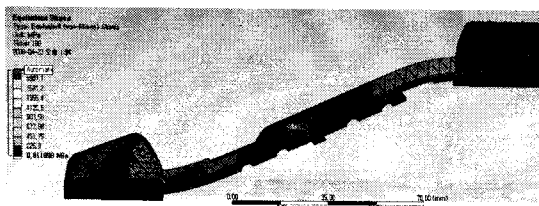
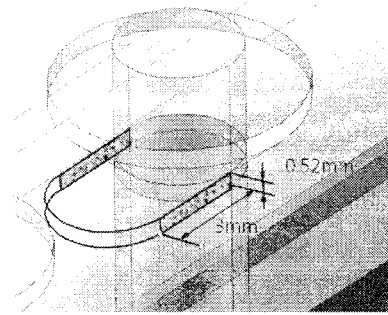
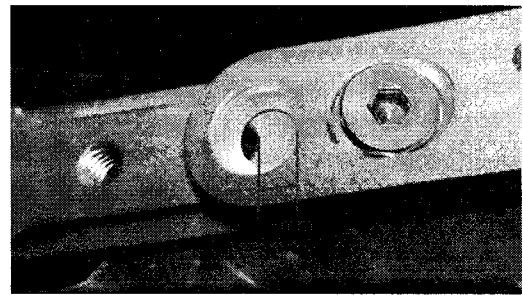


Fig. 7 Von Mises stress distribution in FEM result



(a) Failed area by shear stress



(b) The specimen after test

Fig. 8 The failure around the screw hole

Fig. 7에서 유한요소해석 결과를 보면 두 커플 바를 결합한 중앙의 나사(screw) 부분에서 가장 큰 전단응력(shear stress)이 발생하는 것을 알 수 있다. 그러나 스테인리스 나사는 두랄루민보다 높은 강도를 가지므로 두랄루민으로 된 커플 바에서 파손이 일어난다. 나사부분은 착용 시 환자의 피부에 영향을 주지 않도록 평나사와 나사삽입공으로 설계하였으나 커플 바에서 강도를 약화시키는 원인으로 해석되었다. Fig. 8은 나사주위에서 전단에 의한 파괴가 발생하는 개략도(a)를 나타내었고 그 크기는 (b)에 나타난 길이(3 mm)로 파악할 수 있다.

이 결과들을 고려하여 실제로 환자가 재활 치료 보조기를 착용 시 첫 번째로 인장에 의한 제품 파손을 방지하기 위해서는 두 커플 바를 결합한 중앙의 나사 부분의 응력집중을 줄여야 하며, 이 부분의 미끌린 변위가 약 1.70 mm 이하이면 커플 바의 응력집중이 재료의 항복강도(yield strength)인 250 MPa 이하에서 안전하게 제품을 사용할 수 있다. 그러나 이 변위를 넘으면 커플 바의 나사구멍에서 파손이 일어나기 시작한다. 따라서 두 커플 바의 미끌린 변위를 체크하기 위해 변위센서를 적용하였다. 변위센서에서 수신한 신호를 분석하여 회로는 앞에서 설정한 미끌린 변위를 넘을 경우 이를 시간과 함께 기록하고 경보음이 작동하도록 하였다. 그러나 환자의 자연스런 활동에 의한 변위는 제품의 사용에 아무런 문제가 없으므로 앞에서 지정한 변위의 50%이하는 무시하고 데이터를 기록하지 않는다. 50%의 기준은 두랄루민의 경우 반복하중에 대한 피로(fatigue)에 근거를 둔 것으로 일반적으로 허용응력의 50%이내는 재료에 피로를 가하지 않는 것으로 알려져 있다[6].

두 번째로 제품 파손에 영향을 주는 부분은 커플 바가 힌지에 접한 부분의 굽힘이다. 이 굽힘은 일반적으로 환자가 물건을 잡는 등 상체를 심하게 구부릴 때 발생한다. 가슴과

등 쪽에 있는 힌지부분으로 인하여 일상적인 경우 움직임을 방해받음을 환자가 인지하므로 큰 문제가 없지만 어린 환자의 경우 제품의 강도에 대한 인식부족 및 제품을 고려하지 않고 격렬한 운동이나 무리한 동작을 억지로 취하여 힌지 부분이 과도하게 휘어버리게 되며 척추측만증 교정효과가 감소하게 된다. 이러한 문제를 방지하기 위해서는 힌지부분에 압력센서를 부착하여 피부가 힌지를 누르는 압력을 체크한다. 실험과 유한요소해석에 의하면 힌지 2 부분에서 27 mm의 변위가 발생하였을 때 힌지에 걸리는 하중은 708 N이고 힌지 2의 단면적으로 나눈 압력은 약 0.35 MPa이었다. 이 압력이 하이면 힌지사이의 길이가 140 mm인 커플 바에서 굽힘에 의한 응력이 재료의 항복강도(yield strength)인 250 MPa 이하이므로 안전하게 제품을 사용할 수 있다. 그러나 이 압력을 넘으면 커플 바의 굽힘이 원래대로 복원되지 않고 심한 경우 과도한 굽힘으로 커플 바가 부러지는 경우도 있다. 따라서 압력센서에서 수신한 신호를 분석하여 회로는 설정한 압력을 넘을 경우 이를 시간과 함께 기록하고 경보음이 작동하도록 하였다. 그러나 환자의 자연스런 활동에 의한 변위는 제품의 사용에 아무런 문제가 없으므로 앞에서 지정한 압력의 50% 이하는 무시하고 데이터를 기록하지 않는다.

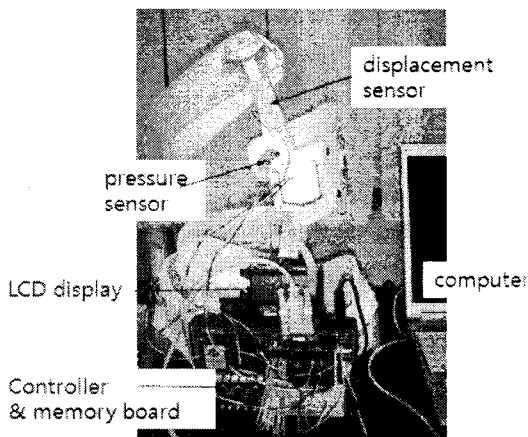


Fig. 9 The photo of rehabilitate brace (prototype) attached controller and sensor

재활 치료 보조기에서 압력센서를 장착하는 힌지의 개수는 4개 (가슴 및 등쪽 힌지 2, 힌지 3)이고 변위센서를 장착하는 커플 바 결합부는 6개 (가슴 및 척추 힌지 1-2, 2-3, 3-4 사이)이다. 모두 10개의 신호를 동시에 수신하여야 한다. 센서는 환자의 땀 혹은 의복이나 장신구에 영향을 받지 않도록 커버로 보호되어야 한다[8]. 회로는 복부에 장착하는 것을 원칙으로 하고 수면 또는 목욕을 위해 탈착이 쉽도록 한다. 샘플링을 초당 10회 수준으로 유지하며 일반 건전지로 작동 가능하며 정기검진 때까지 데이터를 유지하는 것이 필수적이다. 또한 데이터는 PC로 전송 및 저장이 가능하여 언제든지 각 환자의 재활 치료 보조기 상태를 점검할 수 있도록 설계한다(Fig. 9).

4. 결론

청소년 특발성 척추측만증(adolescent idiopathic scoliosis) 환자를 위한 재활 치료 보조기(rehabilitation brace)의 개선을

위하여 환자의 갈비뼈에 압력을 가하기 위한 보조기의 힌지 부품의 경량화를 위한 최적설계를 수행하였다. 그러나 최적화된 힌지 부품은 환자의 격렬한 운동이나 무리한 동작 등의 갑작스런 상태변화에 의해 변형되어 척추측만증 교정효과가 감소하게 된다. 따라서 힌지부품에 작용하는 인장 및 굽힘의 크기를 인지하여 환자에게 경고를 주고 파손을 방지하기 위한 회로를 장치하였다.

먼저 힌지부품에 대한 실험 및 구조해석을 통하여 힌지와 커플 바의 탄성한계에 해당하는 압력과 변위 값을 설정하였다. 힌지부품에 작용하는 압력과 변위 값들을 검출하기 위하여 힌지부에 압력센서, 커플 바의 중앙에 변위센서를 장착하였고 복부의 탈착식 회로와 연결하였다. 설정된 압력과 변위는 환자에게 힌지 부품의 과도한 변형 및 파괴를 막는데 도움을 준다. 또 축적된 데이터는 환자의 정기 검진 때 엔지니어가 데이터를 분석하여 환자가 착용 중에 있는 재활 치료 보조기에서 힌지 부품의 교체와 보강의 근거가 될 수 있다.

사 사

본 연구는 교육과학기술부와 한국산업기술재단의 지역혁신 인력양성사업 및 중소기업 기술혁신개발사업(2008 선도과제)의 지원에 의해 수행 되었습니다.

참 고 문 헌

- [1] 이춘성, “초·중·고등학생 척추 휘는 병 척추측만증”, 영창의학서적, pp.136-144, 2005.
- [2] 이상황, 최영준, 최진관, “팔라테스가 초등학생의 척추측만도 및 체력에 미치는 영향”, 한국스포츠 리서치 4, 제 18권, pp.607-616, 2007.
- [3] 석세일, 안재환, 김인권, 최인호, “한국인에서의 척추측만증 발생 빈도에 관한연구”, 대한정형외과학회지, 3호, 13권, pp.317-323, 1978.
- [4] 박원욱, 남태욱, 안성준, 유성호, 문형근, “특발성 척추측만증에서 견인 흉요추 보조기의 효과”, 대한척추외과학회지, 3호, 10권, pp.248-258, 2003.
- [5] T.L. Anderson, “Fracture Mechanics, Fundamentals and Applications 3rd Edition”, CRC Press, p.278, 2005.
- [6] 강영하, “최신 재료시험법 제5판”, 동명사, p.270, 1995.
- [7] 김지용, “유한요소해석 입문과 선형해석 5판”, (주)태성 에스엔이, p.504, 2007.
- [8] 김민복, “자동차용 센서”, 골든벨, p.211, 2006.