

## 흉요추용 척추경 나사못시스템의 기계적 특성

이효재\* · 최희순\*\* · 안면환\*\*\* · 송정일\*

\*창원대학교 기계공학과, \*\*대구대학교 재활과학과, \*\*\*영남대학교 정형외과  
(2001년 7월 9일 접수, 2002년 2월 19일 채택)

## Mechanical Characterization of the Pedicle Screw System for Thoracolumbar Spine

H.J. Lee\*, H.S. Choi\*\*, M.H. Ahn\*\*\* and J.I. Song\*

\*Dept. of Mechanical Engineering, Changwon National University

\*\*Dept. of Rehabilitation Science and Technology, Taegu University

\*\*\*Dept. of Orthopedics, Yeungnam University

(Received July 9, 2001. Accepted February 19, 2002)

**요약**: 본 연구의 목적은 척추 내고정 시스템인 척추경 나사못의 기계적 특성 평가를 통하여 내고정 시스템에 영향을 미치는 주요 하중요소를 규명하고, 하중요소에 대한 정하중 평가와 단분절 시스템(one level system)에서의 피로수명을 증가시키는 방법을 제안하는 것이다. 정하중 시험에서 단일 척추경 나사못(single pedicle screw)에 작용하는 하중요소는 마찰력(friction force), 굽힘력(bending force), 결합력(holding force)으로 나타났으며, 단일 나사못의 굽힘력 시험결과로부터 단분절 시스템에 대한 시험결과와 유추가 가능하였다. 척추 내고정 시스템의 상부 부분 시험의 피로수명 보다는 봉(rod)의 유연성을 포함하는 단분절 시스템에서의 피로수명이 길게 나타났고, 인체에 삽입되는 척추경 나사못 단분절 시스템에서 근육 및 ligament 등에 의해서 봉의 유연성 저하를 가져올 수 있음을 고려할 때, 단일 나사못 피로시험만으로 단분절 시스템의 피로수명 예측이 가능함을 보였다.

**Abstract**: The purpose of this study was to investigate the important parameters of the pedicle screw by estimating the mechanical characteristics of screws under static and dynamic loads. Methodology for estimating parameters under static load was proposed. It was also shown that the fatigue life of the one-level system could be increased by changing the shape of screws. Load parameters of the single pedicle screw were friction force, bending moment, and holding force. The test results of the one-level system could be inferred from test results of the single screw under bending force. Fatigue life of the one-level system with flexible rod was longer than that of the upper part test without rod. Considering the drop of flexibility of the rod due to muscles and ligament, fatigue life of the one-level system could be estimated by that of the single screw.

**Key words**: Pedicle screw, Internal fixation system, Friction force, Holding force, Bending force, One-Level system, Single screw system, Fatigue life

### 서 론

인체에 시술된 척추경 나사못의 하중은 크게 정하중과 피로 하중으로 구분된다. 척추경 나사못에 대한 정하중의 영향은 현재까지 많은 연구가 이루어져 왔지만 피로 하중에 대한 연구는 아직 미흡한 상태이다. 척추경 나사못은 척추체에 예비 천

공(pre-drilling)을 하여 나사못을 삽입하게 된다. A. Kuhm[1] 등은 나사못의 끝 부분(tip)의 형상에 따른 축방향(axial) 삽입력과 나사못을 회전할 때 발생하는 회전력(torque)에 관한 연구에서 나사못 끝 부분이 날카로우수록 삽입력 및 회전력이 작게 소요된다고 밝혔다. 시스템의 정하중에 대한 연구로는 C.M. Flahiff[2] 등의 PMMA(Polymethylmethacrylate)의 성형 후 사용 시간에 따른 뽀힘력의 차이에 대한 연구에서 성형 후 8~10분 후에 사용하는 것이 가장 높은 하중을 나타낸다고 밝혔다. C.L. Liu[3] 등은 central rod 시스템과 CD 시스템의 정하중에 대한 비교에서 굽힘 하중의 방향에 대한 강성을 비교하였

통신저자 : 송정일, (641-773) 경남창원시 사림동 9번지  
창원대학교 기계공학과

Tel. (055)279-7508, Fax. (055)275-0101

E-mail. jisong@sarim.changwon.ac.kr

고, A. Rohlmann[4,5] 등은 보행과 같은 일상생활에서 척추(spine)와 척추 고정 기구(spine-stabilizing implants)에 발생하는 하중을 연구하였다. G. Lynn[6] 등은 횡연결 기구의 사용에 따른 흉·요추부 척추경 나사못의 기계적 안정성 평가에서 횡연결 기구를 사용하는 것이 더 안정적이라고 판단하였다. M. Yamagata[7] 등은 요추용 척추경 나사못 고정 시스템의 기계적 안정성에서 피로, 단분절 압축 및 뽑힘력 등을 연구하였고, S.A. Yerby[8] 등은 나사못을 척추체에 삽입 후에 하중을 가할 경우, 나사못의 골 부분에서 응력집중이 발생할 수 있음을 밝혔다. S.S. Wu[9] 등은 척추체에 나사못을 위, 중간, 아래 방향으로 삽입하였을 경우에 굴곡 하중에 대해서는 강성이 유사하지만 측방향 회전에 대해서는 뒷방향으로 삽입하였을 때가 강성이 높게 발생한다고 보고하였다. 이러한 기존의 연구들은 단분절 시스템의 피로 수명에 관한 측정만 있을 뿐 단분절 시스템의 요소들이 피로수명에 미치는 영향에 관한 연구는 미흡한 상태이다. 그러므로 본 연구에서는 척추 후방 내고정 기구로 널리 사용되는 척추경 나사못 고정 시스템의 국산화의 일환으로 현재 개발되고 있는 척추경 나사못(pedicle screw)[10]과 국내에서 많이 사용되고 있는 수입품들(CCD, DIAPASON)에 대한 정하중(static loading) 상태하의 단분절 시스템의 기계적 특성 평가용 지그를 개발하고, 국산 개발품과 수입품의 하중요소에 대한 안정성을 비교 평가하였다. 그리고 단일 나사못에 작용하는 하중요소별 시험을 수행하여 단분절 시스템과 단일 나사못의 관계를 규명하고, 단일 나사못 시험으로부터 단분절 시스템의 강성 예측이 가능함을 보였다. 또한 단분절 시스템을 이루는 요소들이 피로수명에 미치는 영향을 평가하고, 평가 결과로부터 나사못의 뽑힘력 저하 없이 피로 수명을 증가시키는 방법을 제안하였다.

**시험 지그 설계 및 제작**

척추는 인간의 몸속에서 가장 중요한 구조물로서 복잡하면서도 매우 이상적인 구조를 가지고 있으나 인체의 움직임에 대한 척추의 운동변화 현상은 가장 적게 이해되고 있다. 이러한 척추의 운동을 해석하기 위한 것이 척추 운동학이며 쉽게는 척추의 운동을 직교 좌표계를 이용하여 Fig. 1과 같이 표시할 수 있다.[11,12] 척추고정술은 이러한 척추운동을 기초로 하

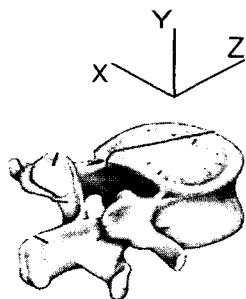


그림 1. 판자비 좌표계  
Fig. 1. Panjabi coordinate system

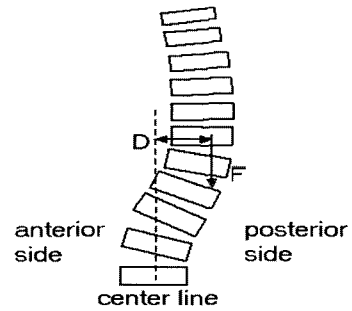


그림 2. 척추의 하중분포  
Fig. 2. Load distribution of spine

여 연구되어야 하고, 척추경 나사못과 고정시스템이 개발되어야 한다. 그러나 과거의 연구자들은 척추에 작용하는 후방 굽힘만을 고려한다든지 굴곡(flexion)과 신전(extension)이나 오른쪽 또는 왼쪽 후반부 굽힘(right/left lateral bending)만을 고려하였다. 이와 같이 과거의 단분절 시스템 연구에서는 전체 척추에 작용하는 하중만을 고려하였지만, 본 연구에서는 Fig. 2와 같이 척추에 작용하는 하중을 분석하여 단일 나사못과 단분절 시스템에 나타나는 하중을 분석하였으며, 각 하중별 시험 지그를 개발하여 척추경 나사못의 기계적 특성을 평가하였다.

**1. 지그 설계**

Fig. 3은 척추에 작용하는 하중을 분석하여 얻은 단분절 시스템에 발생하는 하중형태를 나타내며, Fig. 4는 단분절 시스템의 구성을 이루는 단일 나사못에 발생하는 하중 형태를 나타낸다. Fig. 3과 Fig. 4를 통해서 척추경 나사못과 단분절 시스템의 정확한 기계적 특성 평가를 위해서는 척추의 운동학을 고려한 하중형태가 사용되어야 함을 알 수 있다.

**1.1 단일 나사못**

단일 나사못에 작용하는 하중은 Fig. 4와 같이 i)인체하중

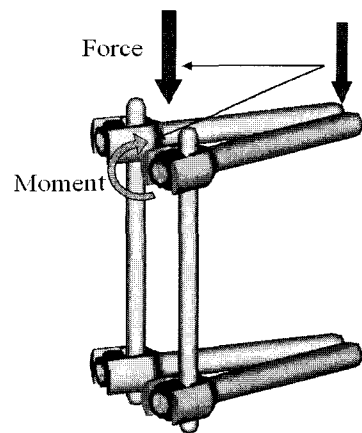


그림 3. 단분절 시스템  
Fig. 3. One-level system

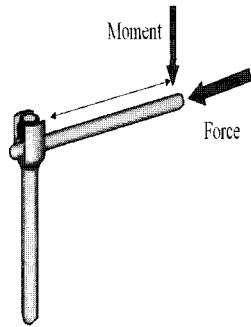


그림 4. 단일 척추경 나사못  
Fig. 4. Single pedicle screw

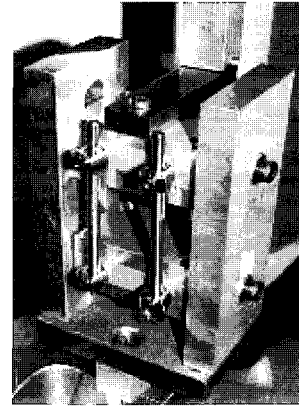


그림 7. 2자유도 단분절 시스템 시험 지그  
Fig. 7. Test jig for 2-DOF one-level system

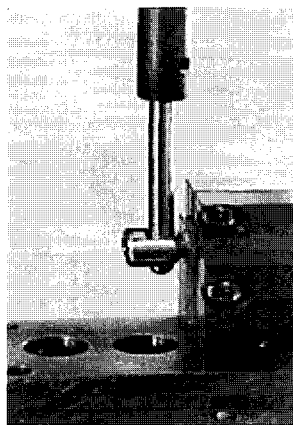


그림 5. 결합력 시험 지그  
Fig. 5. Test jig for holding force

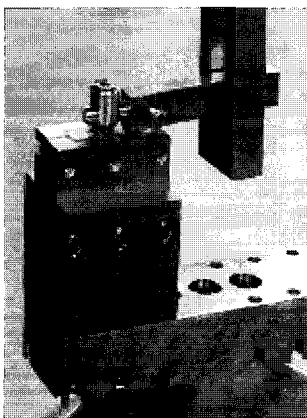


그림 6. 굽힘력 시험 지그  
Fig. 6. Test jig for bending force

이 봉을 통하여 전달되어 발생하는 봉의 길이방향 하중과 ii) 하중 작용점과 나사못 중심과의 차이에서 발생하는 굽힘력으로 나눌 수 있다. 본 연구에서는 전자(i)에 대한 나사두부와 봉과의 기계적 특성 평가 시험을 결합력 시험(Holding Force Test : HFT), 후자(ii)에 대한 봉의 굽힘 저항성 시험을 굽힘력 시

험(Bending Force Test : BFT)이라 칭하고, 단일 나사못의 기계적 특성 평가에 HFT와 BFT를 수행하였다. 굽힘력 시험에서는 봉에 가하는 하중을 나사 진입방향으로 가해야하지만 시험의 안정성과 효율을 위해서 본 연구에서는 나사후퇴방향으로 하중을 가하였다. Fig. 5는 나사못의 결합력 시험을 위한 지그이며, Fig. 6은 단일 나사못에 대한 봉의 굽힘력 시험을 위한 지그를 나타낸다.

### 1. 2 자유도 단분절 시스템

단분절 시스템에 작용하는 하중은 Fig. 3의 척추에 작용하는 하중 분석을 기초로 나사 삽입부 표면에서 삽입 방향으로 40mm 되는 지점에 전방 굽힘하중을 가하였다. 이때 단분절 시스템에 발생하는 하중은 나사두부와 봉의 결합력과 굽힘력이다. Fig. 7은 앞의 두 가지 하중형태를 고려하여 개발한 2자유도 단분절 시스템용 지그를 나타내며, 측면부의 기둥과 나사못을 삽입시키기 위한 대상재(test block)를 고정시키는 조립부(assembly)로 이루어져 있다. 여기서 단분절 시스템이 2자유도를 갖도록 측면부 기둥과 상·하부 조립부(assembly)의 연결은 핀-구름 조인트(pin-rolling joint)로 연결되어 있어서, 구름 조인트에 의한 상부 조립부의 수직방향 운동과 핀 조인트에 의한 상·하부 조립부의 회전운동이 가능하도록 설계하여 개발하였다.

## 시험재료 및 방법

### 1. 시험재료

본 연구에 사용된 국산 나사못의 재료는 생체적합 재료로 널리 알려진 Ti6Al4V를 사용하였다. 정하중하에서의 기계적 특성을 비교하기 위해서 선택한 나사못은 수입품인 CCD와 Diapason이며, 각각의 재질은 Co-Cr 합금과 티타늄 합금이다. 또한 척추체의 강도와 밀도 등에 따른 내고정 시스템의 기계적 특성과 피로수명을 평가하기 위해서 척추부의 재료로는 밀도가 균일한 초고밀도 폴리에틸렌(UHMWPE, Ultra High Molecular Weight Polyethylene)과 이 보다 강성이 큰 NMC

-nylon을 대상재로 사용하여 비교·평가하였다. Fig. 8은 사용된 척추경 나사못을 나타내며, Table 1은 사용된 나사못의 기계적 물성치를 나타낸다. 봉의 재질로는 STS316L을 사용하였다.

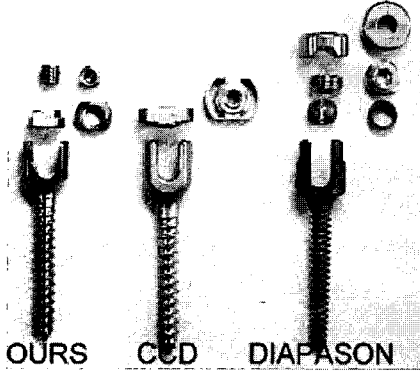


그림 8. 여러가지 나사와 두부 캡  
Fig. 8. Each screw and head cap

표 1. 대상재와 나사못의 물성치  
Table 1. Mechanical property of test block and pedicle screw

	Materials	Yield Strength (MPa)	Elongation (%)
Test block	NMC-nylon	73	279
	UHMWPE	43	450
Screw Rod	Ti6Al4V	937	10
	STS316L	611	45

## 2. 시험방법

### 2.1 정하중 시험

결합력시험(HFT)은 봉의 끝단부에서 봉의 길이방향으로 하중을 가할 경우, 봉과 나사두부(screw head)와의 결합력을 측정하기 위한 시험이다. 시험 시 지그를 인장시험기(MTS 810, 100kN)의 하단부와 결합하고 봉을 일정한 변형율 속도(0.2mm/s)로 누르면서 힘-변위 선도를 구하였다. 또 힘-변위 선도로부터 나사못의 결합력을 구하여 국산 개발품과 수입품의 결합력을 비교하였다.

굽힘력시험(BFT)은 봉을 나사두부에 체결한 후, 나사못이 고정된 지그를 시험장비의 하단부에 고정하고, 봉의 끝단부에 굽힘하중을 가하는 시험이다. 굽힘력시험의 결과인 힘-변위 곡선으로부터 굽힘력을 구하고 국산 나사못과 수입품의 굽힘저항성을 평가하였다.

단분절 시스템 시험(One-Level system Test : OLT)은 인체의 운동에 의해서 발생하는 척추 하중을 고려한 것으로서 단일 나사못에서 나타나는 두 가지 독립적인 하중형태가 모두 고려되어야 한다. Willian.L 등[13]은 나사못 사이의 연결매체로서 plate를 사용하였으며, 주요 변위 발생 요소로서 금속판(plate)과 나사못 사이의 마찰력으로 간주하고, 척추경 사이각

(pedicle-to-pedicle angle)의 변화에 따른 변위량의 변화를 연구하였지만 본 연구에서는 나사못 사이의 연결매체로 봉을 사용하였으며 변위 발생요소로는 마찰력, 굽힘력, 결합력을 고려하였다. 삽입부 표면에서 삽입 방향으로 40mm 떨어진 지점에 일정한 변형율 속도(0.2mm/s)로 하중을 가하였으며, 각각의 힘-변위 선도로부터 결합력과 굽힘력을 구하여 단분절 시스템의 기계적 특성과 안정성을 평가하였다.

### 2.2 피로하중 시험

단분절 시스템 시험에서는 흉추용 나사못을 이용한 대상재에 따른 시험과 요추용 나사못을 이용한 삽입 상태(완전 삽입, 불완전 삽입 : full insertion, partial insertion)에 따른 피로수명을 비교하였다. Fig. 9는 단분절 시스템 피로시험 지그를 나타낸다. 지그의 운동은 두 분절 사이의 정면에 대한 굴곡이 생기게 하였으며, 하부 부분에서는 회전 운동만 발생하며 상부 부분에 대해서는 회전 운동 및 상하 운동이 가능하게 하였다. 피로시험은 피로시험기(MTS 810)를 이용하여 Table 2와 같은 조건으로 수행하였으며, 시스템의 파괴는 단분절 시스템에 삽입된 네 개의 나사못 중에서 임의의 한 개가 파단이 일어날 경우로 정하였다.

단분절 시스템에서 봉이 피로수명에 미치는 영향을 알아보기 위해서 봉이 없는 상태에서 Fig. 10과 같이 나사못 두부만을 고정된 상부 부분에 대하여 피로 시험을 수행하였으며, 하중 및 경계 조건은 단분절 시스템의 상부 조건과 동일하게 하였다.

상부 부분 나사못에서 삽입 위치(왼쪽, 오른쪽 : left side, right side)에 따른 피로수명을 평가하기 위해서 시험조건을 왼쪽 척추경 나사못(left side pedicle screw)만을 삽입한 상태와 오른쪽 척추경 나사못(right side pedicle screw)만을 삽입한 단일 나사못 시험조건으로 나누어 각각의 피로수명 평가를 실시하였다. 단일 나사못 삽입 시의 비대칭 형상에서 오는 측방향의 회전을 방지하기 위해서 지그의 양옆에 안내면(guide plane)을 설치하고, Fig. 11과 같이 지그를 피로시험기에 장착하여 시험을 수행하였다.

표 2. 각 시험별 하중 조건  
Table 2. Loading conditions for each test

Screw		One-level system(N)	Upper part(N)
Lumbar	$P_{max}$	-44	-44
	$P_{min}$	-440	-440
Thoracic	$P_{max}$	-33	-33
	$P_{min}$	-330	-330

## 결과 및 고찰

### 1. 정하중 시험

#### 1.1 단일나사못

Fig. 12는 각 기구에서 나사두부와 봉의 결합력 시험 후 항복하중과 항복 후 최대하중을 각각 비교한 것이다. Fig. 12에서 DIAPASON의 결합력이 CCD와 국산 개발품에 비해서 낮은 것은 DIAPASON이 나사못 두부와 봉의 체결 시 봉과 나사못 두부 사이에 불 타입의 중간자를 사용하기 때문이다. 불 타입 중간자에 의해 시술의 편의성은 도모할 수 있지만, 초기 결합시 중간자의 스프링 작용에 의해서 체결력이 소실되고, 이것으로 인해서 결합력이 감소된다.

나사못 두부와 봉과의 체결 시에 봉의 표면에는 크게 두 가지 현상이 발생한다. 첫 번째는 나사못 두부 캡(screw head cap)과 봉의 마찰운동 구간이며, 두 번째는 나사못 두부 캡(cap)이 봉을 파고드는 단계이다. 첫 번째 단계에 있어서 토크 렌치(torque wrench)를 이용하여 동일한 회전력(비틀림 모우먼트)으로 체결할 경우, 캡의 유효반경이 작을수록 회전력의 소산이 작고, 큰 체결력을 발생시킬 수 있다. 또, 캡의 체결력이 클수록 더 높은 마찰저항을 얻을 수 있으므로 나사못 두부와 봉에는 큰 결합력이 발생하게 된다. 식 (1)은 동일한 회전력으로 나사못 두부와 봉을 체결했을 때, 체결력과 나사못 두부 캡의 유효반경사이의 관계를 나타낸다. 식 (1)에 의해서 국산 개발품의 체결력(Q)은 592.84kgf가 되고, CCD의 체결력은 339.16kgf가 된다. 그러므로 국산 개발품이 더 큰 체결력과 결합력을 발휘할 수 있으며, Fig. 13의 결과와 동일하다. Fig. 13은 CCD와 국산 나사못 캡의 사진이다. 두 번째 단계에서는 캡과 봉의 접촉 반경이 작을수록 체결력이 봉에 더 집중적으로 작용함으로 캡이 봉을 쉽게 파고들 수 있다. 즉, 캡의 유효반경과 접촉반경이 작을수록 더 큰 체결력과 결합력을 나타낸다.

$$T = Q \times R_m \times \tan(\rho_\Delta + \lambda) \tag{1}$$

$$Q = \frac{T}{R_m \times \tan(\rho_\Delta + \lambda)}$$

여기서,

- T = 회전력 (30kgf·cm)
- Q = 체결력
- R<sub>m</sub> = 캡의 유효반경  
(국산 : 2.24mm, CCD : 4.675mm)
- ρ<sub>Δ</sub> = 마찰각(9°48')
- λ = 캡의 라이드각  
(국산 : 3°25', CCD : 1°95')

Fig. 14는 국산 개발품과 수입품들과의 굽힘력을 비교한 것이다. 국산과 CCD는 비슷한 값을 나타내고 있으나 DIAPASON의 경우는 중간자가 불 형상이므로 약 5mm-15mm 범위 구간에 걸쳐서 하중이 일정하게 유지된 후에 다시 굽힘력이 증가한다. 이 현상은 봉에 작용한 굽힘력이 1차적으로 중간자에 전달되고, 봉 보다 다소 강도가 낮은 중간자가 변형을 받은 후에 봉이 굽힘 저항을 하기 때문이다.

CCD와 국산의 경우, 굽힘거동을 탄성부분과 소성부분으로

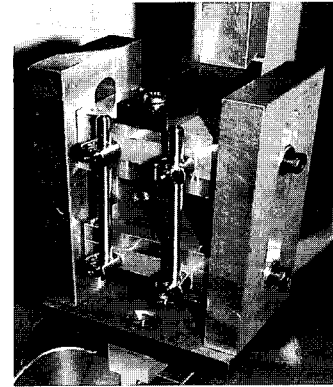


그림 9. 단분절 시스템 지그  
Fig. 9. Test jig for one-level system

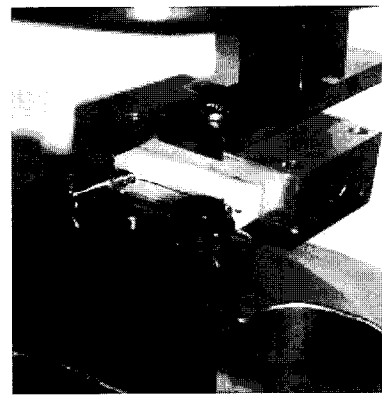


그림 10. 단분절 시스템의 상부 부분  
Fig. 10. Upper part of one-level system

나누어 나타낼 수 있다. 변위구간 12mm까지는 탄성변위구간이며 12mm이후부터는 소성변형구간이다. 전체적인 힘-변위 선도의 양상은 유사하며, CCD의 굽힘력이 탄소성 천이점에서 20N정도의 근소한 차이로 높게 나타났다. 그러나 Diapason의 경우는 5~10mm 변위 구간에서 소성이 일어난 것처럼 보이지만 실제로는 중간자의 변형에 의한 것이며, 봉의 소성은 20mm 이상의 변위가 발생된 후에 나타난다.

### 1.2 2자유도 단분절 시스템

Fig. 15는 2자유도 단분절 시스템의 시험 결과이다. CCD의 경우는 변위 16mm(0.7kN)까지가 탄성변형구간이며 국산의 경우는 변위 20mm (0.73kN)까지가 탄성변형구간이다. 힘-변위 선도만으로는 CCD가 국산 개발품 보다 굽힘 저항성이 우수한 결과를 보이지만 탄성한도를 고려할 때, 장기 사용시에는 국산 개발품이 더 안정적이다. 그리고 인체 상반신의 하중을 0.4kN으로 고려할 경우, CCD와 국산 개발품에 있어서 모두 탄성변형구간 내에 해당하므로 안전하다. 단분절 시스템 시험은 인체의 거동 시 결합력과 굽힘력중에서 어떤 것이 인체에 더 큰 영향을 미치는지를 평가하기 위한 시험이다. 일반적으로 결합력 시험에서는 봉에 긁힘(scratch) 현상이 나타나며, 굽힘력

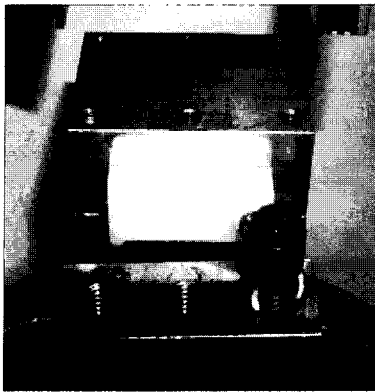


그림 11. 단일 척추경 나사못 시스템  
Fig. 11. Single pedicle screw system

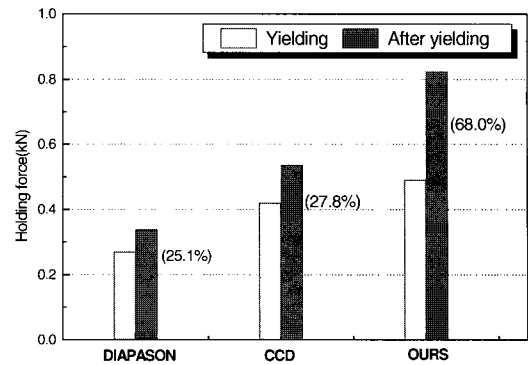


그림 12. 나사 두부 형태에 따른 결합력 비교  
Fig. 12. Comparison of holding force with different screw head type

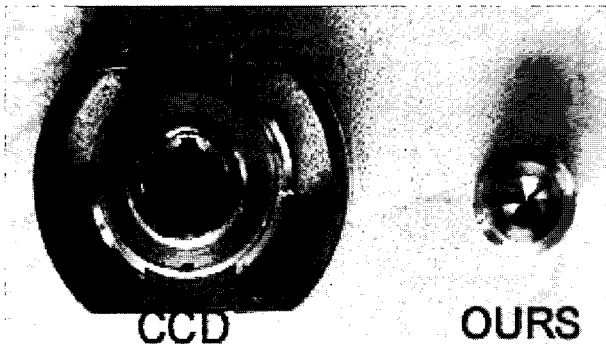


그림 13. CCD와 국산 나사못의 두부 캡  
Fig. 13. Head cap of CCD and OURS

표면관찰로부터 얻은 결과를 수식적으로 확인하기 위해 Fig. 17과 같이 단일 나사못과 단분절 시스템의 굽힘력 시험을 개략적으로 표현할 수 있다. 식 (2)와 식 (3)은 Fig. 17의 힘-변위 관계를 식으로 나타낸 것이다.

▶ 단일 나사못 BFT에서의 변위-힘 관계식

$$y = \frac{PL^3}{3EI_B} = \frac{P}{6EI_B} L^3 \times 2 \quad (2)$$

▶ 2자유도 단분절 시험에서의 변위-힘 관계식

$$y_{total} = y_1 + y_2 = \frac{PL_1(L_2+L_3)(3L_2+2L_3)}{6EI_L} = \frac{P}{6EI_B} \frac{L_1(L_2+L_3)(3L_2+2L_3)}{2} \quad (3)$$

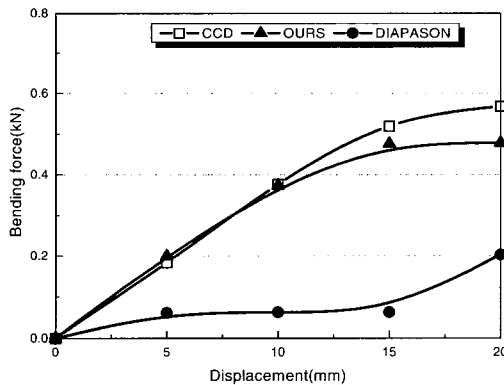


그림 14. 나사 두부 형태에 따른 굽힘력 비교  
Fig. 14. Comparison of bending force with different screw head type

시험에서는 표면 압하 현상을 관찰할 수 있다. Fig. 16은 국산 척추경 나사못의 2자유도 단분절 시스템 시험 후의 봉과 캡의 표면을 관찰한 사진이다. 그림에서 보듯이 봉에 굽힘 현상은 발생하지 않았으며 표면 압하 현상만이 나타났다. 그러므로 단분절 시스템 시험에서는 나사 두부와 봉에 압하현상을 발생시키는 굽힘력에 의존해서 변위가 발생함을 알 수 있다. 이처럼

표면관찰의 결과로부터 위의 관계식과 굽힘력 시험의 결과를 이용해서 2자유도 단분절 시스템 시험에 대해서 결과를 유추할 수 있다. 즉 이론에 의한 굽힘력 시험과 2자유도 단분절 시스템의 기울기 비를  $\alpha$ 라고 할 경우, 시험에 의한 기울기 비역시  $\alpha$ 가 되어야 한다. 만약 국산 나사못에 대해서  $L=50\text{mm}$ ,  $L_1=60\text{mm}$ ,  $L_2=25\text{mm}$ ,  $L_3=40\text{mm}$ 인 경우, 식 (2)와 (3)에서 기울기의 비는 약 315/302(단일 나사못 시험에 비해 4.3%증가)이며, 굽힘력 시험의(Fig. 14) 5mm 변위에서의 하중이 0.2kN이었으므로 단분절 시스템 시험에서는 동일 변위에 대해서 0.2kN보다 4.3%정도 높은 값(0.2086kN)이 측정되어야 한다. 그런데 단분절 시스템 시험인 Fig. 15의 5mm 변위에서의 굽힘력이 0.21kN이므로 단분절 시스템 시험을 직접 수행하지 않고, 굽힘력 시험만으로도 결과의 유추가 가능함을 알 수 있고, 본 연구의 유효성을 확인할 수 있다.

Fig. 18은 굽힘력 시험결과를 이용한 2자유도 단분절 시스템의 예측결과와 실제 2자유도 단분절 시스템의 시험 결과를

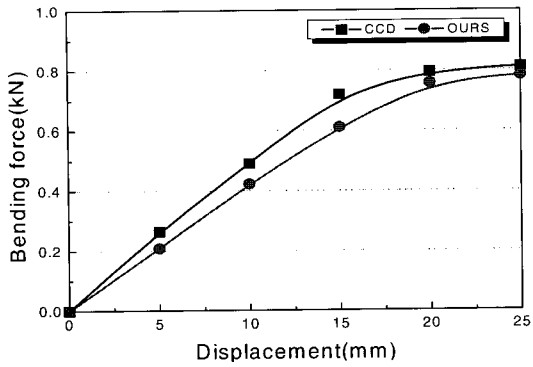


그림 15. 단분절 시스템의 굽힘하중 시험결과  
 Fig. 15. Test result of bending force for one level system for 2-degree of freedom

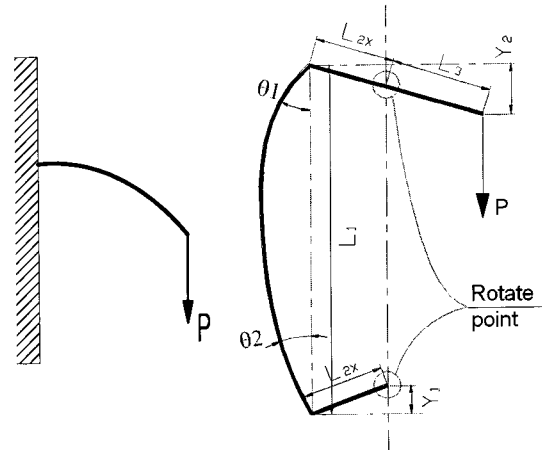


그림 17. 굽힘력(왼쪽)과 단분절 시험(오른쪽)의 개략도  
 Fig. 17. Schematic diagram of bending force test(L) and one level test(R)

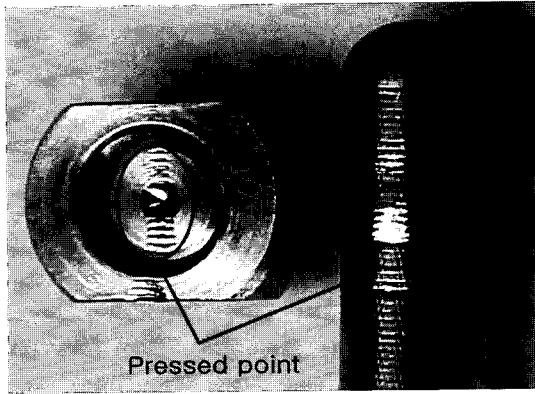


그림 16. 나사못 시스템 시험 후 봉의 표면  
 Fig. 16. Rod surface of screw after test

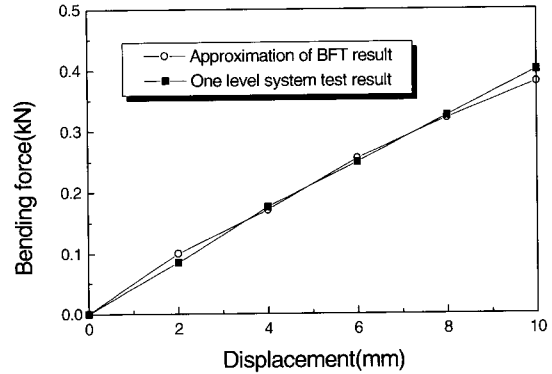


그림 18. 굽힘력과 2자유도 단분절 시험의 비교  
 Fig. 18. Comparison of 2DOF one-level system and bending force test

비교한 것이다. 그림에서 알 수 있는 것처럼 두 곡선이 잘 일치하고 있다. 그러므로 시스템에 하중을 가할 경우 발생하는 변위는 굽힘력에 의한 변위이고, 단분절 시스템 시험 없이 굽힘력 시험 결과만으로도 2자유도 단분절 시스템의 시험 결과를 충분히 예측할 수 있다.

2. 피로하중 시험

2.1 단분절 시스템

단분절 시스템에서 나사못의 삽입깊이와 대상재의 기계적 물성치 변화에 따른 피로수명 결과를 Fig. 19에 나타내었다. Fig. 19에서 대상재가 UHMWPE로 동일한 요추용 나사못의 완전삽입과 1피치 불완전 삽입(partial insertion leaving 1 pitch outside)에 대한 피로시험 결과를 살펴보면, 완전 삽입에서는 1,000,000cycle까지 파괴가 일어나지 않지만 불완전 삽입에서는 피로수명이 50,000cycle일 때, 파괴가 발생함을 알 수 있다. 이것은 불완전 삽입에 의해서 나사의 끝 부분이 외부로 돌출되고, 이곳에 응력이 집중되어 삽입부 보다 먼저 파괴가 일어나기 때문이다.

Fig. 19의 완전 삽입에 대한 흉추용 나사못을 이용한 대상

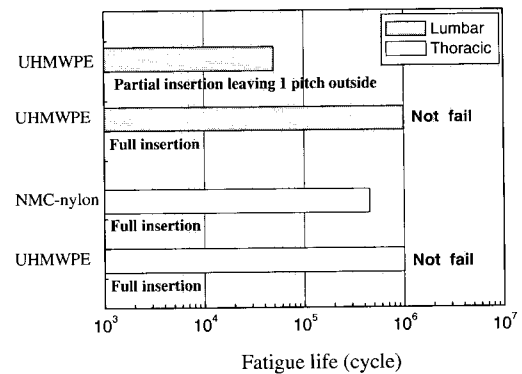


그림 19 단분절 시스템에서의 피로수명 결과  
 Fig. 19. Fatigue life of one-level system test

재에 따른 피로 시험결과에서는 대상재의 물성치인 항복하중이 UHMWPE 보다 높은 NMC-nylon에 삽입한 나사못의 피로수

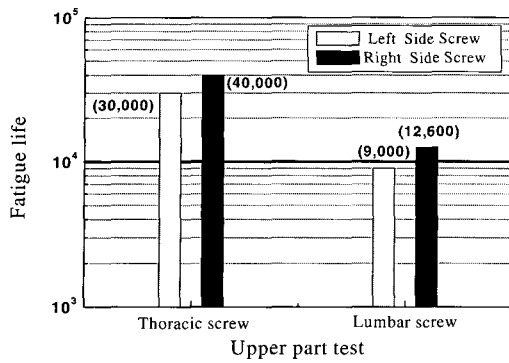


그림 20. 상부 부분의 피로수명 결과  
Fig. 20. Fatigue life of upper part test

명이 500,000cycle로써 더 낮게 나타났다. 즉 완전 삽입을 하더라도 대상체의 물성치가 높을수록 삽입부 표면의 나사못에서 응력집중이 발생한 것으로 생각되며, 일반적으로 피로파괴는 대상체의 물성치가 높을수록 삽입부 표면에서 발생하기 때문이다.

2.2 상부부분

Fig. 20은 단분절 시스템의 봉이 피로수명에 미치는 영향을 관찰하기 위해서 흉추용 나사못과 요추용 나사못을 1피치 불완전 삽입한 상부 부분만을 고려하여 피로수명 평가를 수행한 결과이다. 흉추용 나사못과 요추용 나사못 모두 왼쪽 나사못의 피로수명이 짧게 나타났다. 즉 왼쪽 척추경 나사못에서 응력이 더 크게 발생한 것을 알 수 있다. 이러한 결과를 단분절 시스템의 피로수명(50,000cycle) 결과와 비교해 볼 때 상부 부분의 피로수명(30,000cycle)이 더 짧아진 것을 알 수 있다. 이것은 단분절 시스템에서는 봉의 유연성에 의해서 시스템에는 완충작용이 발생하여 피로수명이 길게 나타나기 때문이며, 봉이 없는 나사못 두부만을 고정한 상부 부분의 피로 시험에서는 봉의 효과를 기대할 수 없기 때문이다. 인체에 삽입되는 단분절 시스템의 경우 근육 등에 의해서 봉의 유연성 효과가 완전히 나타날 수 없는 점을 고려한다면 단분절 시스템의 가장 짧은 피로수명은 봉의 유연성 효과를 볼 수 없는 경우와 동일하다. 이때의 피로수명은 상부 부분의 피로수명과 같아진다고 판단할 수 있다. 즉 상부 부분 피로시험만으로도 단분절 시스템의 피로수명을 예측할 수 있음을 의미한다.

2.3 단일 나사못

척추경 나사못의 삽입 위치에 따른 피로수명을 평가하기 위해서 각각의 척추경 나사못에 대해서 Fig. 11과 같이 단일 나사못 피로시험을 수행하였다.

Fig. 21은 단일 나사못의 피로수명 평가 결과를 나타낸다. 나사못의 삽입 조건은 2 피치 불완전 삽입을 하였다. 흉추용 나사못과 요추용 나사못 모두 왼쪽 척추경 나사못의 피로수명이 작게 나타났고, 왼쪽 나사못과 오른쪽 나사못의 피로수명 차이는 흉추용 나사못에서는 42%, 요추용 나사못은 22%가 발생하였다.

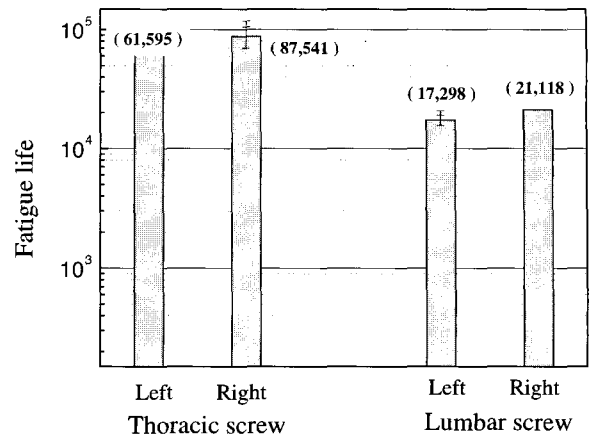


그림 21. 단일 나사못의 피로수명 결과  
Fig. 21. Fatigue life of single screw test

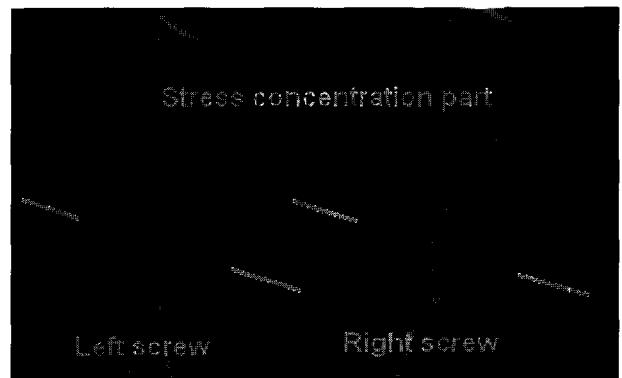
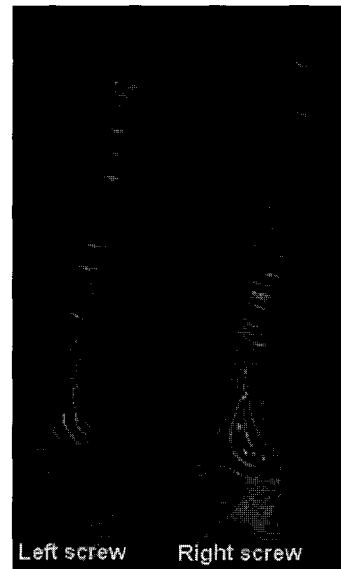


그림 22. 척추경 나사못의 광탄성 무늬  
Fig. 22. Photoelastic fringe of pedicle screw



2.4 왼쪽 나사못의 응력집중에 대한 광탄성 해석

Fig. 22는 상부부분과 단분절 시스템에서 왼쪽 나사못에 대한 피로수명의 저하 원인을 관찰하기위한 광탄성 해석의 결과이다. 해석에 사용된 광탄성 모델은 에폭시 수지를 이용하여 요추용 나사못을 모델 주형법으로 제작하였으며, 3차원 광탄성 실험법을 이용하여 나사못에 가해진 하중에 의한 응력을 동결하였다. Fig. 21에서 알 수 있듯이 왼쪽 나사못과 오른쪽 나사못 모두 삽입부에서 큰 응력이 집중되어 있음을 알 수 있고, 오른쪽 나사못 보다는 왼쪽 나사못에서 더 큰 응력집중이 발생하였다. 왼쪽 나사못은 나사의 끝과 끝 부분에서 응력이 집중되어지고, 오른쪽 나사못에서는 나사의 산과 골부분에서 응력이 집중된다. 그러므로 나사못의 오른쪽 나사못의 굽힘 저항력과 피로수명이 크게 발생한다고 판단할 수 있다.

결 론

본 연구에서는 척추 내고정 시스템의 구성요소별 기계적 특성평가를 통하여 척추 내고정 시스템에 영향을 미치는 주요 하중요소를 규명하였다. 또한 대상체의 기계적 물성치가 척추경 나사못의 피로수명에 미치는 영향과 나사못의 위치에 따른 피로수명의 영향 등을 연구하였으며, 그 결과를 종합하여 다음과 같은 결론을 얻었다

1. 국산 나사못은 나사 두부의 캡 반경이 작아서 마찰에 의한 체결력 소산을 적게 유발시켜 CCD와 Diapason보다 높은 결합력을 나타내며, 굽힘력을 비교할 때 두 제품의 굽힘력은 비슷한 크기를 나타냈으나 DIAPASON의 경우는 중간 자에 의해서 초기구간에서 일정한 값을 나타내게 된다.
2. 2자유도 단분절 시스템의 힘-변위 관계에서 변위는 결합력 보다는 굽힘력에 크게 의존하여 발생하며, 굽힘력과 2자유도 단분절 시스템의 이론적 관계를 이용하여 굽힘력의 실험 결과로부터 2자유도 단분절 시스템의 결과를 예측할 수 있었다.
3. 기계적 물성치가 다른 NMC-nylon과 UHMEPE를 대상체로 사용하여 대상체의 강도가 척추경 나사못의 피로수명에 미치는 영향을 연구할 결과, 대상체의 강도가 클수록 나사못의 피로수명이 감소되었으며, 또한 나사못의 삽입깊이 변화에 따른 피로수명은 완전 삽입한 나사못에 비해서 불완전 삽입한 나사못의 피로수명이 50% 이상 감소되었다.
4. 왼쪽 척추경 나사못의 경우 나사골 부분에서의 응력 집중 현상에 의해서 수명이 오른쪽에 비해 단축되는 결과를 보였으며, 이를 보완하기 위해서 나사못의 내경(골지름)을 증가시키는 방법이 있으나 이 경우 뺨힘력의 저하가 발생되므로 일반적으로 사용되는 오른 나사를 왼쪽 척추경 나사못의 경우 원나사로 가공시 나사 골 부분에서의 응력집중을 감소시킬 수 있을 것으로 판단된다.

후 기

본 연구는 보건복지부 98선도기술 개발과제(HMP-98-G-2-046-A)의 지원으로 수행되었습니다.

참 고 문 헌

1. A. Kuhn, T. Mc Iff, J. Cordey, F.W. Baumgart, B.A. Rahn, "Bone deformation by thread-cutting and thread forming cortex screws", Injury, Vol. 26, Sup.1 pp.S-A.12-20
2. C.M. Flahiff, G.A. Gorber, R.W. Nicholas, "Pull out strength of fixation screws from polymethylmethacrylate bone cement", Bio-materials, Vol. 18, pp.533-536, 1995
3. C.L. Liu, H.C. Kao, S.T. Wang, W.H. Lo, C.K. Cheng, "Biomechanical evaluation of a central rod system in the treatment of scoliosis", Clinical Biomechanics, Vol. 13, pp.548-559, 1998
4. A. Rohlmann, G. Bergmann, F. Graichen, "Loads on an internal spinal fixation device during walking", J. Biomechanics, Vol. 30, No. 1, pp.4147, 1997
5. A. Rohlmann, G. Bergmann, F. Graichen, H.M. Mayer, "Placing a bone graft more posteriorly may reduce the risk of pedicle screw breakage:analysis of an unexpected case of pedicle screw breakage", J. Biomechanics, Vol. 1, pp.763-767, 1998
6. G. Lynn, D.P. Mukherjee, R.N. Kruse, K.K. Sadasivan, J.A. Albright, "Mechanical stability of thoracolumbar pedicle screw fixation:The effect of crosslinks", Spine, Vol. 22, No. 14, 1997
7. M. Yamagata, H. Kitahara, Shohei, Minami, K. Takahashi, K. Isobe, H. Moriya, "Mechanical stability of the pedicle screw fixation systems for the lumbar spine", Spine, Vol. 17, No. 3S, 1992
8. S.A. Yerby, J.R. Ehteshami, R.F. McLain "Loading of pedicle screws within the vertebra", J. Biomechanics, Vol. 30, No. 9, pp.951-954, 1997
9. S.S. Wu, W.T. Edwards, H.A. Yuan, "Stiffness between different direction of transpedicular screws and vertebra", Clinical Biomechanics, Vol. 13, Supplement No.1, pp.S1-S8, 1998
10. H.J. Lee, S.I. Bae, H.S. Choi, M.H. Ahn and J.I. Song, "Fatigue characteristic of semi-rigid screw system for spinal fixation", Proceeding of the 25th KOSOMBE 2001 Fall Annual Meeting, pp.132, 2001

11. M.M. Panjabi, K.K. Abumi, J.S. Duranceau, "*Three-dimensional mathematical model of the human spine structure*", J. Biomechanics, pp.66-71, 1973
12. M.M. Panjabi, K.K. Abumi, "*Mechanical behavior of the human lumbar and lumbosacral spine as shown by three-dimensional load displacement curves*", J. Bone and Joint Surgery, 76A-3, 1994
13. L. William, "*Inter forces and moments in transpedicular spine instrumentation-the effect of pedicle screw angle and transfixation-the 4R-4Bar linkage concept*", Scoliosis Research Society, september, pp.17-22, 1989