대한척추외과학회지 제 8 권 제 2 호
Journal of Korean Spine Surg.
Vol. 8, No. 2, pp 130~135, 2001

척추경 나사 고정술용 강봉의 굽힘 강도

석세일 · 김진혁 · 이상민 · 정의룡 · 진건형 · 조성태
이성재* · 김봉주* · 이지호** · 손홍문***

인제대학교 상계백병원 서울척추센터, 인제대학교 의용공학과*,
보라매 병원 정형외과**, 서남대학교 남광병원 정형외과***

Bending Stiffness of Rod in Pedicle Screw Systems

Se-Il Suk, M.D., Jin-Hyok Kim,M.D., Sang-Min Lee, M.D., Ewy-Ryong Chung, M.D., Gun-Hyung Jin, M.D., Sung-Tae Cho, M.D., Sung-Jae Lee, M.D.*, Bong-Joo Kim, M.D.*, Ji-Ho Lee, M.D.*, Hong-Moon Sohn, M.D.***

Seoul Spine Institute, Inje University Sanggye Paik Hospital
*Department of Biomedical Engineering, Inje University**
*Department of Orthopaedic Surgery, Boramae Municipal Hospital***
*Department of Orthopaedic Surgery, Seonam University Namkwang Hospital****

– Abstract –

Purpose : To measure bending stiffness of rod in pedicle screw systems and identify the optimal rod for surgical correction of spinal deformities.

Materials and Methods : Bending stiffness of six different rods - 7 mm stainless steel, 6 mm titanium alloy, 6.35 mm titanium, 5.5 mm titanium, 6 mm Shape Memory Alloy after martensite temperature, 7 mm Shape Memory Alloy after martensite temperature-were measured by MTS 858 Bionix test system according to the ASTM standards. The specimen number was 8 for each rod. Young's modulus of elasticity was calculated from load-displacement data.

Results : Seven-mm stainless steel rod was stiffer than any other rods with bending stiffness of 143.7±3.8 N/mm, and also showed largest Young's modulus of elasticity of 135.1±3.0 GPa. Six-mm Shape Memory Alloy rod after martensite temperature was most flexible with bending stiffness of 58.1±2.8 N/mm, and showed smallest Young's modulus of elasticity of 68.0±2.1 GPa. Seven-mm Shape Memory Alloy rod after martensite temperature was similar to the 6.35 mm titanium and 6 mm titanium alloy rod in bending stiffness and Young's modulus of elasticity.

Conclusion : Seven-mm stainless steel rod was the stiffest rod tested, which is necessary to improve correction rate and maintain achieved correction. However, the rod selection should be individulized since stiffer rod might increase the chance of acute failure. Seven-mm Shape Memory Alloy could be more useful in deformity correction than 6 mm Shape Memory Alloy since it was not only similar to other rods in stiffness but also had shape memory function which would be necessary to establish the desired position of the spine.

Key Words : Pedicle screw, Rod, Bending stiffness, Shape memory alloy

Address reprint requests to
Ewy-Ryong Chung, M.D.
Seoul Spine Institute, Inje University Sanggye Paik Hospital
#761-1 Sanggye-7dong, Nowon-ku, Seoul, 139-707, Korea
Tel : 82-2-950-1284, Fax : 82-2-3302-1101, E-mail : dragon@sanggyepaik.or.kr

* 본 논문의 요지는 2001년도 대한척추외과학회 춘계학술대회에서 발표되었음.

서 론

가장 대표적인 척추 변형인 측만증의 수술적 치료의 목표는 수술을 통한 측만 변형의 교정 및 유합을 통한 안정화이다. 측만증에 대한 교정 및 유합술은 1914년 Hibbs[6]가 최초로 시작하였으나, 불유합이 많고 장기간의 외고정이 필요하다는 문제가 있었다[7,11,12]. 1947년 Harrington[5] 기기술은 유합율의 향상과 외고정 기간의 단축을 가능하게 하였고, 이후 측만증의 수술적 치료에 내고정 기기를 이용한 교정 및 유합술이 광범위하게 사용되고 있다. 요부나 흉요부 만곡의 경우 전방 기기 교정술 및 전방 유합술이 사용되기도 하나 대부분의 흉부 만곡의 경우 후방 기기 교정술과 유합술을 통하여 만곡의 교정을 얻게 된다.

후방 기기술을 이용한 측만증의 수술적 치료시 교정력을 높이고 교정의 소실을 줄이기 위하여는 내고정 기기의 강도(construct stiffness)가 중요하며, 후방 내고정 기기의 여러 구성 요소중 특히 척주의 장축과 같은 방향성을 갖는 강봉(rod, longitudinal member)의 굽힘 강도(bending stiffness)가 중요한 것으로 알려져 있다[1]. 그러나, 후방 기기술의 다른 구성 요소에 비하여 강봉의 강도에 대한 생역학적 분석은 많지 않다.

저자들은 근래 상품화되어 사용되고 있는 여러 가지 척추경 나사 고정술용 강봉들의 굽힘 강도를 알아보고 후방 기기술을 통한 척추 변형의 수술적 치료시 가장 효과적인 강봉의 조건을 찾고자 하였다.

연구 대상 및 방법

1. 강봉 시편

국내에서 사용되고 있는 척추경 나사 고정술용 강봉 4종과 형상기억효과를 갖고 있는 Ni-Ti 재질의 형상기억합금(Shape Memory Alloy, SMA)으로서 형상기억효과를 나타내는 martensite 온도 이후의 강봉 2 종, 총 6종의 강봉에 대하여 굽힘강도를 측정하였다. 각각의 강봉의 직경과 재질은 다음과 같다 ; ① 강봉직경 7 mm, 316L stainless steel ② 강봉직경 6 mm, Titanium alloy ③ 강봉직경 6.35 mm, Titanium ④ 강봉직경 5.5 mm, Titanium

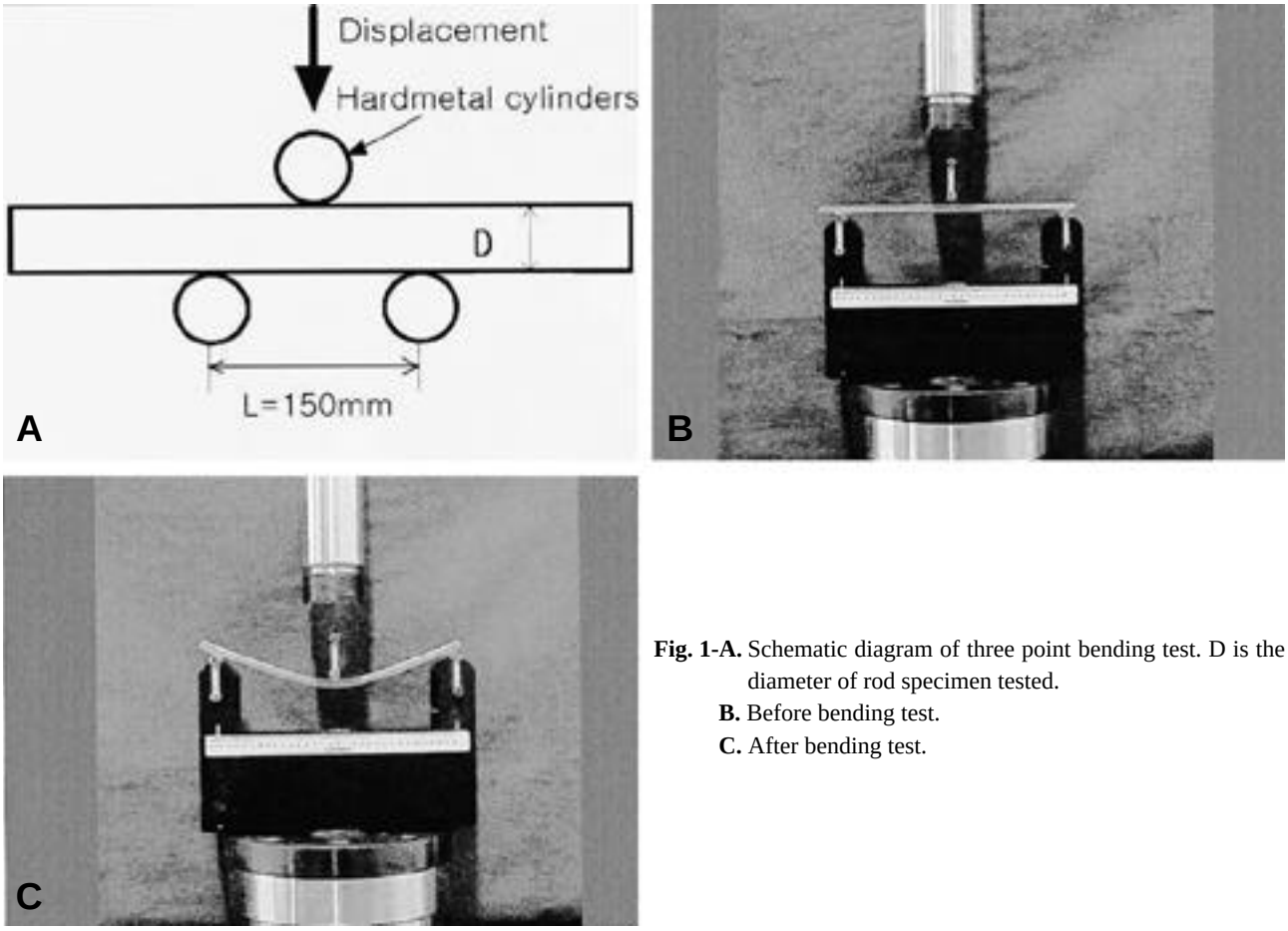

Fig. 1-A. Schematic diagram of three point bending test. D is the diameter of rod specimen tested.
B. Before bending test.
C. After bending test.

⑤ 강봉직경 6 mm, SMA after martensite temperature ⑥ 강봉직경 7 mm, SMA after martensite temperature (Table 1). 강봉 시편의 길이는 ASTM (13.01) A370-77 &2와 E290-81 protocol에 따라 Bending 측정에 기준이 되는 길이, 즉 표점 거리 150 mm로 준비하였다.

2. Bending test

강봉의 종류별로 각 8개의 시편을 준비한 후, 실내 온도(27℃)에서 Three-point bending test를 MTS 858 Bionix test system (MTS System Corp., Minneapolis, MN, USA)을 사용하여 실시하였다. 강봉 시편의 양단을 bending jig를 이용하여 강력하게 고정한 후, 시편의 장축방향과 수직으로 표점 거리의 1/2지점에서 0.01 mm/sec의 일정한 속도로 압축력을 가하여 시편이 완전히 변형 될 때까지의 하중 및 변위를 0.2초 간격으로 기록하고 최대 Bending force를 구하였다(Fig. 1). 강봉 시편 각각에 대하여 완전히 변형될 때까지 1회씩 Three-point bending test를 시행하였으며, 완전 변형된 강봉 시편에 대한 반복실험은 시행하지 않았다.

3. Data analysis

강봉 시편의 소성 변형이 일어날 때 까지 Three point bending test를 시행하여 load-displacement curve를 구한 후, load-displacement curve 가 선형의 관계를 유지하는 범위에서 굽힘 강도를 계산하였고, moment-arm method를 이용하여 Young's modulus of elasticity를 구하였다. 유의수준 5%로 분산 분석(Analysis of Variance, ANOVA) 및 Tukey test를 시행하여 통계적 검정을 하였다. 통계적 처리 과정은 SPSS (Statistical Package for Social Science, ver 10.0k, Chicago, USA)를 이용, 분석하였다.

결 과

각각의 강봉 시편의 굽힘 강도 및 Young's modulus of elasticity는 Table 1과 같다.

굽힘 강도와 굽힘에 대한 Young's modulus of elasticity는 모두 7 mm stainless steel 강봉이 가장 크고(143.7±3.8 N/mm 및 135.1±3.0 GPa), 6 mm SMA after martensite

Table 1. Results

	Bending Stiffness(N/mm)	Young's Modulus of elasticity (GPa)
7 mm, 316L stainless steel	143.7±3.8	135.1±3.0
6 mm, Titanium alloy	115.9±3.2	115.9±4.6
6.35 mm, Titanium	128.7±3.9	104.8±2.7
5.5 mm, Titanium	101.3±9.6	106.2±6.5
6 mm, SMA after martensite temperature	58.1±2.8	68.0±2.1
7 mm, SMA after martensite temperature	111.7±7.7	70.5±4.2

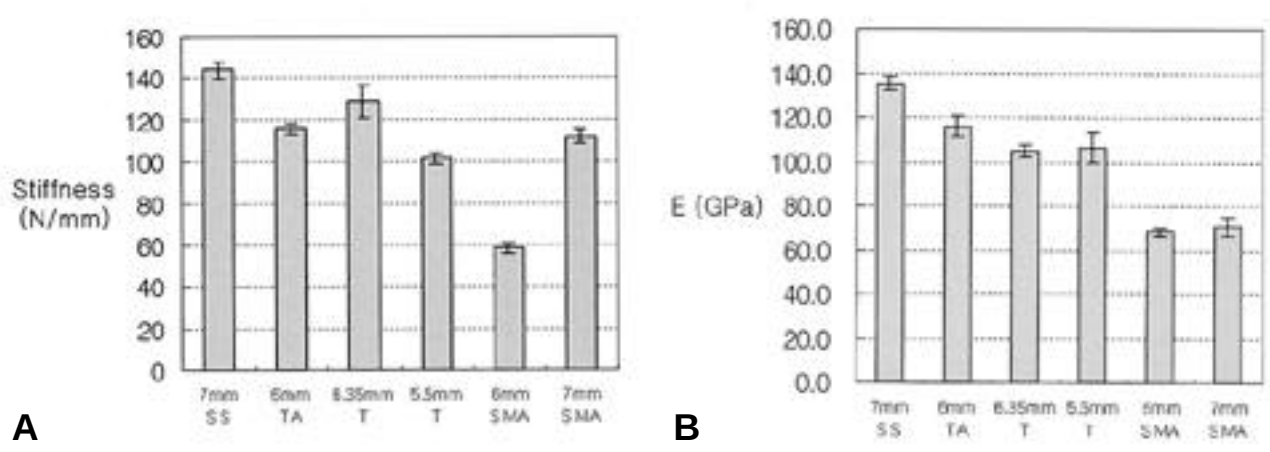

Fig. 2-A. Bending stiffness.
B. Young's modulus of elasticity.

temperature 강봉이 가장 작았다(58.1±2.8 N/mm 및 68.0 ±2.1 GPa). 7 mm SMA after martensite temperature 강봉의 경우 7 mm stainless steel 강봉 보다는 작지만, 6.35 mm titanium 및 6 mm titanium alloy 강봉과 비슷한 굽힘 강도 및 Young's modulus of elasticity 를 보여 주었다 (Table 1, Fig. 2).

고 찰

가장 대표적인 척추 변형인 측만증은 척주의 전측방으로의 전위 및 추체의 회전 변형을 특징으로 한다. 1947년 Harrington[5] 기기술이 시작된 이후 측만증의 수술적 치료는 내고정 기기를 이용한 교정 및 유합술이 주로 사용되고 있다. 최초로 사용된 Harrington 기기술은 압축-신연을 이용하여 측만 변형을 교정하였으며, Harrington 기기술을 통하여 관상면상의 교정은 어느 정도 이루어 졌으나 시상면상의 교정 및 회전 변형의 교정은 얻기 어려웠다. 1970년대 초반 소개된 Luque 강선 고정 및 분절간 척추 기기술(Segmental spinal instrumentation, SSI)[10]과 Wisconsin system은[4] 측만 변형의 매 분절에 대하여 기기술을 시행하는 것으로 이전의 Harrington 기기술에 비하여 관상면 뿐만 아니라 시상면상의 교정을 가능하게 하였다. 1984년 시작된 CD 기기술은[3] 척주의 정상 시상면의 형태로 조형한 강봉을 삽입 후 90도 회전하는 강봉 감염술을 통하여 측만증의 3차원적 교정을 어느 정도 가능하게 하였고, 수술 후 추가적인 외고정없이 조기 보행이 가능한 견고한 내고정을 얻을 수 있었다. 석 등[13]에 의하여 시작된 분절간 척추경 나사 기기술은 척추경 나사를 유합범위의 매 분절 마다 삽입한 후 강봉 감염술을 시행하는 방법으로서 강봉 감염시의 교정력을 각각의 척추 분절에 분산시킬 수 있어 측만 변형의 교정력을 높이고, 교정이후에도 분절간 고정을 통하여 교정 상태의 유지가 가능하며, 추가적인 외고정없이 유합시까지 견고한 내고정을 가능하게 하는 우수한 술식이다. 분절간 척추경 나사 기기술은 이전의 다른 내고정 기기술에 비하여 우수한 관상면, 시상면상의 교정 및 회전 변형의 교정을 가능하게 하였다.

CD 기기술 및 분절간 척추경 나사 기기술이 소개된 이후 정상 시상면의 형태로 조형한 강봉을 삽입 후 90도 회전하는 강봉 감염술은 측만증의 주요한 교정 기전이 되었다. 그러나, 강봉 감염술은 사용하는 강봉의 강도가 강해야만 관상면, 시상면상의 교정 및 회전 변형의 교정이 가능하다[1,8]. 강도가 약한 강봉을 사용하는 경우에는 감염술 도중 정상 시상면상 척주의 모양에 맞추어 조형된 강봉이 조형된 형태를 잃어 버리고(bend out), 그 결과 만족스러운 교정을 얻을 수 없게 된다. 특히 교정력이 강한 분절간 척추경 나사 기기술의 경우에는 강봉 감염술시 강봉이 견뎌야 하는 부하가 갈고리 고정술에 비하여 크기에 충분한 강도의 강봉을 사용하지 않는다면 만족스러운 교정을 얻을 수 없다.

강봉의 강도를 높이기 위하여는 강도가 강한 금속을 강봉의 재질로 사용하거나, 강봉의 직경을 증가시켜야 한다. 척추경 나사 기기술시 사용되는 금속은 316L stainless steel 및 pure titanium, titanium alloy 가 있다. Titanium 또는 titanium alloy 보다 316L stainless steel 의 강도가 더 강한 것으로 알려져 있으나, 강봉의 강도는 재질 및 강봉의 직경에 의해 결정되기에 316L stainless steel 과 titanium 또는 titanium alloy 의 단순한 비교는 의미가 없으며, 실제 임상에서 사용되는 강봉 각각에 대한 강도의 비교가 측만 변형의 효과적인 수술적 교정을 위한 강봉의 조건을 찾는데 필요하다. 척추경 나사 기기술의 강도에 대한 생역학적 연구는 많으나, 나사의 뽑힘 강도(pull-out strength) 와 조합이 완료된 척추경 나사 기기의 강도(construct stiffness)에 대한 생역학적 연구가 주이며, 강봉의 강도에 대한 역학적 분석은 많지 않다.

저자들은 국내에서 사용되는 척추경 나사 기기술용 강봉 4종 (① 강봉직경 7 mm, 316L stainless steel ② 강봉직경 6 mm, Titanium alloy ③ 강봉직경 6.35 mm, Titanium ④ 강봉직경 5.5 mm, Titanium)의 굽힘 강도를 측정하였다. 또한, 근래 의료 용구에 사용되기 시작한 형상기억효과를 갖고 있는 Ni-Ti 재질의 형상기억합금(Shape Memory Alloy, SMA)으로서 형상기억효과를 나타내는 martensite 온도 이후의 강봉 2종(⑤ 강봉직경 6 mm, SMA after marrtensite temperature ⑥ 강봉직경 7 mm, SMA after marrtensite temperature) 에 대하여 굽힘 강도를 측정하였다. 강봉 감염술시 강봉은 정상 시상면상 척주의 모양에 맞추어 조형되기에 강봉 감염술시 효과적인 강봉의 조건을 찾기 위하여는 각각의 강봉 시편을 정상 시상면상 척주의 모양에 맞추어 조형한 후 조형된 강봉의 굽힘 강도를 측정하여야 하나, 각각의 강봉을 동일하게 조형하기가 어려워 저자들의 연구에서는 조형되기전 강봉의 굽힘 강도를 측정하였다. Three point bending test는 강봉 시편의 완전한 소성 변형이 일어날 때 까지 시행하였으나, 저자들 연구의 관심사는 완전한 소성 변형이 일어나는 최대 하중치(maximum bending force)가 아닌 강봉 각각의 굽힘 강도이기에 load-displacement curve 가 선형의 관계를 유지하는 범위에서 굽힘 강도를 계산하였고, moment-arm method를 이용하여 Young's modulus of elasticity를 구하였다. 굽힘 강도 및 Young's modulus of elasticity 모두에서 7 mm stainless steel 강봉이 가장 큰 값을 보여 기존의 강봉중 측만증의

강봉 감염술시 가장 유리한 것으로 판단되었고, 이러한 결과는 다른 연구의 결과와 비슷하다[2].

그러나, 만곡의 유연성이 감소된 경직된 측만증의 교정시에는 강봉 자체가 어느 정도 유연성을 갖는 강봉을 사용하는 것이 유리할 수도 있다. 이는 경직된 측만증의 강봉 감염술시 강봉의 강도가 증가할수록 내고정물의 해리 또는 척추 골절등의 부작용 발생이 증가할 수 있기 때문이다. 강봉 감염술 과정중 강봉 자체에서 소성 변형이 일어나는 것이 내고정물의 해리 또는 척추 골절등의 부작용이 발생하는 것을 줄일 수 있다. 그러므로, 측만증의 수술적 교정시 강봉의 선택은 만곡의 유연성을 포함한 시술 대상의 측만 변형의 특성을 충분히 이해한 후 결정하여야 할 것이다.

형상기억합금은 강도 및 modulus of elasticity 모두가 기존 내고정물의 재료인 stainless steel과 titanium에 비해 작기에[9] 측만증의 강봉 감염술시 사용되는 강봉의 재질로서는 부적합할 수 있다. 그러나, 형상기억합금의 형상복원력은 척추 변형 환자의 수술적 치료시 유용하게 사용될 수 있는 재료적 특성이기에 최근 국내외에서 형상기억합금을 이용한 척추 내고정 기기에 대한 연구가 이루어 지고 있으나, 척추 변형의 교정 및 교정의 유지를 결정하는 주요한 요소인 martensite 온도 이후의 강봉의 강도에 대한 연구는 이루어 지지 않았다. 기존의 척추경 나사 기기술용 강봉의 직경을 참조하여 제작된 6 mm 및 7 mm 두가지 종류의 형상기억합금 강봉중 7 mm 강봉은 7 mm stainless steel 강봉 보다는 작지만, 6.35 mm titanium 및 6 mm titanium alloy 강봉과 비슷한 굽힘 강도 및 Young's modulus of elasticity 를 보여 주었고, 이러한 결과는 7 mm 형상기억합금 강봉이 6 mm 형상기억합금 강봉에 비해 척추 변형의 수술적 치료시 보다 유용할 수 있음을 의미한다.

결 론

7 mm stainless steel 강봉이 가장 큰 굽힘 강도를 보여 척추 변형의 척추경 나사 기기술시 교정 정도 및 교정 소실에 가장 유리한 것으로 판단된다. 그러나, 강봉의 강도가 강할수록 다른 부작용이 증가할 수 있기에 측만증의 수술적 교정시 강봉의 선택은 만곡의 유연성을 포함한 시술 대상의 측만 변형의 특성을 충분히 이해한 후 결정하여야 할 것이다.

7 mm 형상기억합금 강봉의 경우 기존의 titanium 재질의 강봉과 유사한 굽힘 강도를 보이기에, 굽힘 강도가 약한 6 mm 형상기억합금에 비해 척추 변형의 수술적 교정시 보다 유용할 수 있다.

REFERENCES

1) **Asher MA** : *Isola spinal instrumentation system for scoliosis (in Bridwell KH, Dewald RL eds. The textbook of spinal surgery, 2nd ed. Philadelphia, Lippincott-Raven:575, 1997.)*

2) **Carson WL, Redman RS and Richards KO** : *Bending stiffness and strength of VSP, Isola, C-D, TSRH, and luque longitudinal members to bone screw connection subconstructs. Presented at the Scoliosis Research Society Annual meeting, Minneapolis, Minnesota, September, 1991.*

3) **Cotrel Y, Dubousset J and Guillaumat M** : *New universal instrumentation in spinal surgery. Clin Orthop, 227: 10-23, 1988.*

4) **Drummond D, Guadagni J, Keene JS, Breed A and Narechania R** : *Interspinous process segmental spinal instrumentation. J Ped Orthop, 4:397-404, 1984.*

5) **Harrington PR** : *Treatment of scoliosis. Correction and internal fixation by spine instrumentation. J Bone Joint Surg(Am), 44:591-610, 1962.*

6) **Hibbs RA** : *A report of fifty-nine cases of scoliosis treated by the fusion operation. J Bone Joint Surg, 6:3-37, 1924.*

7) **Hibbs RA, Risser JC and Ferguson AB** : *Scoliosis treated by the fusion operation. An end result study of three hundred and sixty cases. J Bone Joint Surg, 13:91-104, 1931.*

8) **Johnston CE II, Ashman RB, Richards BS and Herring JA** : *TSRH universal spine instrumentation (in Bridwell KH, Dewald RL eds. The textbook of spinal surgery, 2nd ed. Philadelphia, Lippincott-Raven:549, 1997.)*

9) **Kuo PP, Yang PJ, Zhang YF, Yang HB, Yu YF, Dai KR, Hong WQ, Ke MZ, Cai TD and Tao JC** : *The use of nickel-titanium alloy in orthopedic surgery in China, Orthopedics, 12:11-116, 1989.*

10) **Luque ER** : *The anatomic basis and development of segmental spinal instrumentation. Spine, 7:256-259, 1982.*

11) **Moskowitz A, Moe JH, Winter RB and Binner H** : *Long-term follow up of scoliosis fusion. J Bone Joint Surg (Am), 62:364-376, 1980.*

12) **Risser JC and Ferguson AB** : *Scoliosis. Its prognosis. J Bone Joint Surg (Am), 18:667, 1936.*

13) **Suk SI, Lee CK, Kim WJ, Chung YJ, Song KY and Park YB** : *Segmenatl pedicle screw fixation in the treatment of thoracic idiopathic scoliosis. J of Korean Orthop, 30:49-58, 1995.*

국 문 초 록

연구목적 : 척추경 나사 고정술시 사용되고 있는 여러 가지 강봉의 굽힘 강도를 알아 보고 척추 변형의 수술적 치료시 가장 효과적인 강봉의 조건을 찾고자 하였다.

대상 및 방법 : 척추경 나사 고정술시 사용되는 4 종의 강봉(① 강봉직경 7 mm, 316L stainless steel ② 강봉직경 6 mm, Titanium alloy ③ 강봉직경 6.35 mm, Titanium ④ 강봉직경 5.5 mm, Titanium)과 형상기억효과를 갖고 있는 Ni-Ti 재질의 형상기억합금(Shape Memory Alloy, SMA)으로서 형상기억효과를 나타내는 martensite 온도 이후의 강봉 2종(⑤ 강봉직경 6 mm, SMA after martensite temperature ⑥ 강봉직경 7 mm, SMA after martensite temperature) 에 대하여 굽힘 강도를 측정하였다. 각각의 강봉 8개에 대하여 MTS 858 Bionix test system을 사용하여 ASTM 규정에 맞추어 굽힘 강도와 굽힘에 대한 Young's modulus of elasticity를 구하였다.

결 과 : 굽힘 강도와 굽힘에 대한 Young's modulus of elasticity는 모두 7 mm stainless steel 강봉이 가장 크고(143.7±3.8 N/mm 및 135.1±3.0 GPa), 6 mm SMA after martensite temperature 강봉이 가장 작았다(58.1±2.8 N/mm 및 68.0±2.1 GPa). 7 mm SMA after martensite temperature 강봉의 경우 7 mm stainless steel 강봉 보다는 작지만, 6.35 mm titanium 및 6 mm titanium alloy 강봉과 비슷한 굽힘 강도 및 Young's modulus of elasticity 를 보여 주었다.

결 론 : 7 mm stainless steel 강봉이 가장 큰 굽힘 강도를 보여 척추 변형의 척추경 나사 기기술시 교정 정도 및 교정 소실에 가장 유리한 것으로 판단된다. 그러나, 강봉의 강도가 강할수록 다른 부작용이 증가할 수 있기에 측만증의 수술적 교정시 강봉의 선택은 만곡의 유연성을 포함한 시술 대상의 측만 변형의 특성을 충분히 이해한 후 결정하여야 할 것이다. 7 mm SMA 강봉의 경우 기존의 titanium 재질의 강봉과 유사한 굽힘 강도를 보이기에, 굽힘강도가 약한 6 mm 형상기억합금에 비해 척추 변형의 수술적 교정시 보다 유용할 수 있다.

색인단어 : 척추경 나사, 강봉, 굽힘 강도, 형상기억합금

※ 통신저자 : 정 의 룡
서울특별시 노원구 상계7동 761-1
인제대학교 상계백병원 서울척추센터
Tel : 82-2-950-1284, Fax : 82-2-3302-1101, E-mail : dragon@sanggyepaik.or.kr