

척추의 해부학적 요소를 고려한 척추경 나사못 디자인의 Pullout 특성 연구

유경주^{1,2} · 박광민^{2,3} · 안경기¹ · 안운호^{1*}

¹(주)지비에스커먼웰스 기술연구소, ²충북대학교 의용생체공학과
³오송첨단의료산업진흥재단 첨단의료기기개발지원센터

A Study on Pullout Characteristics of Pedicle Screw Design Considering Anatomical Structure of the Lumbar Spine

Kyeong-Joo Yoo^{1,2}, Kwang-Min Park^{2,3}, Kyoung-Gee Ahn¹ and Yoon-Ho Ahn^{1*}

¹R&D Center, GBS Commonwealth Co., Ltd., Seoul, Korea

²Department of Biomedical Engineering, Chungbuk National University

³Medical Device Development Center, Osong Medical Innovation Foundation

(Manuscript received 18 December 2020 ; revised 31 December 2020 ; accepted 5 January 2021)

Abstract: Recently, various types of pedicle screws have been developed considering the anatomical structure of the spine. The purpose of this study was to evaluate the pullout stiffness and strength of two types of commercial pedicle screws. The design of two type screws were single pitched thread (ST) pedicle screw and dual pitched thread (DT) pedicle screw, respectively. The tests were conducted in accordance with the ASTM standards using polyurethane (PU) test blocks which has anatomical structure of the spine. There was no significant difference in pullout stiffness between two types of screw. However, DT exhibited higher pullout strength than ST ($p < 0.05$). Pedicle screw with dual pitched thread showed higher pullout strength without decrease in pullout stiffness compared to the standard pedicle screw. In conclusion, dual pitched thread design of the pedicle screw is considered to be more suitable than the single pitched thread for the anatomical structure of the spine.

Key words: Pedicle screw, Pullout strength, Pullout stiffness, Single pitched thread pedicle screw, Dual pitched thread pedicle screw

I. 서 론

척추경 나사못 고정술(pedicle screw fixation surgery)은 1959년 Broucher가 나사못을 척추경을 관통하여 척추체(vertebral body)에 삽입한 수술법으로 최초 보고되었으며[1], 이후, 1988년 Cotrel 등에 의해 척추경 나사못과 고정막대(spinal rod)를 함께 사용하면서 현재 사용되고 있는

형태로 발전되었다[2]. 척추경 나사못 시스템은 퇴행성 척추의 수술적 치료에 널리 사용되고 있는 수술 방법이다[3]. 그러나 수술 후, 척추경 나사못의 파단(screw failure), 뽑힘(screw pullout), 이완(screw loosening) 또는 척추체의 파단(fracture) 등의 문제점이 보고되고 있다[4-8]. 척추경 나사못의 문제점 중 뽑힘 문제를 개선하기 위하여 현재까지 다양한 제품들이 개발되고 이에 대한 연구결과들이 발표되었다. 나사부의 끝부분이 절개된 척추경 나사못을 삽입한 후 절개부를 확장시켜 척추경 나사못의 뽑힘에 대한 위험성을 감소시키는 확장형 척추경 나사못이 개발되기도 하였으며[9-10], 중앙부와 측면부에 구멍을 낸 척추경 나사못을 삽입한 후 의료용 시멘트(Polymethylmethacrylate, PMMA)를 주입하여 고정력을 높이는 방법도 Becker 등에

*Corresponding Author : Yoon-Ho Ahn
R&D Center, GBS Commonwealth Co., Ltd., Seoul, Korea
Tel: +82-70-5121-1946
E-mail: hoyo2510@gmail.com
본 연구는 2020년도 중소벤처기업부의 기술개발사업 지원에 의한 연구임[P0011350]

의해 소개되었다[11]. 또한, Kim 등은 나사산의 형상이 척추경 나사못의 고정력에 미치는 영향을 분석하여 최적의 형상 도출을 위한 연구를 진행하였다[12]. 최근에는 척추뼈의 물성에 따라 나사 피치를 다르게 설계한 이중 피치 나사산(dual pitched thread)을 적용한 제품들이 개발되고 있다. 척추의 전방(anterior)에 위치한 척추체는 주로 해면골(cancellous bone)로 이루어져 있으며 후방(posterior)에 위치한 척추경은 치밀골(cortical bone)로 이루어져 있다. 이중 피치 나사 제품은 이러한 뼈의 구조 및 물성의 차이를 이용하여, 각 척추체의 고정에 적합한 나사 피치를 적용한 기술이다[13-14]. 이중 피치 나사 제품은 해면골에 비해 상대적으로 밀도가 높고 단단한 물성을 갖는 치밀골부분에 위치할 척추경 나사못의 나사 간격을 더 조밀하게 설계하여 척추경 나사못의 고정력을 향상 시키기 위해 고안된 디자인이다. 하지만 이중 피치 나사가 척추경 나사못의 고정력에 미치는 영향에 대한 연구는 부족한 실정이다.

따라서 본 연구에서는 이중 피치 나사의 척추경 나사못을 개발하고 기존의 단일 피치 나사(single pitched thread) 척추경 나사못의 고정력을 비교하고자 하였다. 이 때 수행한 기계적 성능시험은 척추체의 구조 및 물성을 고려한 개선된 시험 방법을 이용하였으며, 해당 시험 방법은 미국재료시험협회(American Society for Testing Materials, ASTM)의 ASTM F543-17 규격을 참고하였다[16].

II. 재료 및 방법

1. 척추경 나사못의 디자인

본 연구에서는 상용화된 단일 피치 나사의 척추경 나사못과(Jasper® screw, GBS Commonwealth Co., Ltd., S. Korea) 이중 피치 나사의 척추경 나사못(Jasper® dual screw, GBS Commonwealth Co., Ltd., S. Korea)을 사용하였다. 이들 척추경 나사못은 외경(6.5 mm)과 길이(45 mm)가 동일하며, 티타늄 합금(Ti-6Al-4V, ELI)으로 제작되었다.

Type I (그림 1-a)는 임상에서 가장 흔히 사용되는 단일 피치 나사이며, 이중 피치 나사의 척추경 나사못 결과와 비교하기 위한 대조군으로 사용하였다. 단일 피치 나사 척추경 나사못의 나사 피치는 2.65 mm이다.

Type II (그림 1-b)는 최근 많이 사용되고 있는 이중 피치 나사의 척추경 나사못이며, 척추경의 해부학적 요소를 고려하여 해면골과 치밀골에 위치하는 나사의 피치가 다른 제품이다. 척추경 나사못의 원위부(distal)는 척추의 해면골에 위치하게 되며, 나사 피치는 3.3 mm이다. 척추경 나사못의 근위부(proximal)는 척추의 치밀골에 위치하게 되며, 나사 피치는 1.65 mm이다.

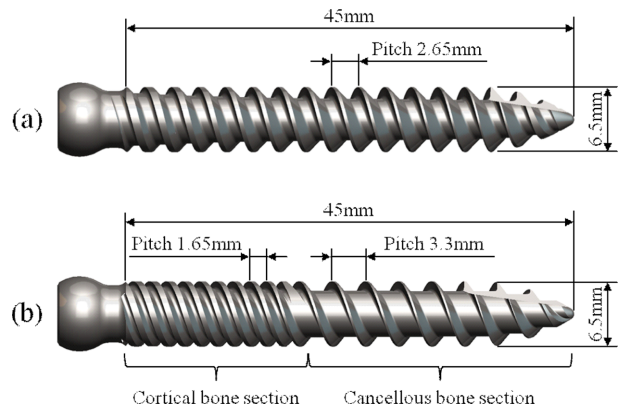


그림 1. 척추경 나사못의 디자인 요소 비교. (a) Type I, (b) Type II
Fig. 1. Design factors of pedicle screw. (a) Type I, (b) Type II

2. 척추경-척추체 구조를 구현한 폴리우레탄 준비

고정력 시험에는 ASTM F1839-08(2016)에서 규정하고 있는 정형외과용 임플란트의 표준 시험재료로 사용되는 폴리우레탄 블록(Saw bones; Pacific Research Laboratories, Vashon, WA, USA)을 사용하였다[15]. 척추경의 치밀골과 척추체의 해면골에 해당하는 두 가지 밀도가 반영된 두 종류의 블록을 사용하였다. 즉, 척추경(Pedicle)의 폴리우레탄은 800.9 kg/m³의 밀도를 가지는 Grade 50을 사용하였고 척추체(Vertebral body)의 폴리우레탄은 320.4 kg/m³의 밀도를 가지는 Grade 20을 사용하였다(그림 2).

3. 고정력 시험

척추경 나사못의 고정력을 평가하기 위해 시험 규격(ASTM F543-17)을 참고하였다[16]. ASTM F543-17 시험 규격은 골조직과 척추경 나사못 사이의 고정력을 검증하기 위한 시험 방법으로써 척추경 나사못이 폴리우레탄으로부터 제거될 때에 수직축의 인장 방향에서의 하중을 측정한다. 척추경 나사못의 원활한 삽입을 위해 시험 블록의 정중앙에 직경 3.5 mm의 드릴을 사용하여 45 mm 깊이로 파일럿 홀(pilot hole)을 만든 후, 3 rpm의 속도로 척추경 나사못을 삽입하였다. 그 후, 그림 2와 같이 만능 재료 시험기(Bionix 858, MTS systems Corp., MN, USA)의 시험 지그에 시험편을 장착하였다.

시험 조건은 그림 2와 같이 삽입된 척추경 나사못의 상측 헤드부에 체결된 시험 지그를 5 mm/min의 속도로 인장하여 시험 블록에 삽입된 척추경 나사못이 완전히 분리될 때까지 진행 하였다. 하중-변위 데이터를 30 Hz 빈도로 획득하였으며, 그룹 당 총 5회 시험을 수행하여 평균 및 표준편차를 산출하였다.

고정력 시험을 통하여 그룹별 최대 하중(N)과 강성도(N/mm) 결과를 산출하였으며, 각시험 결과는 SPSS Ver.

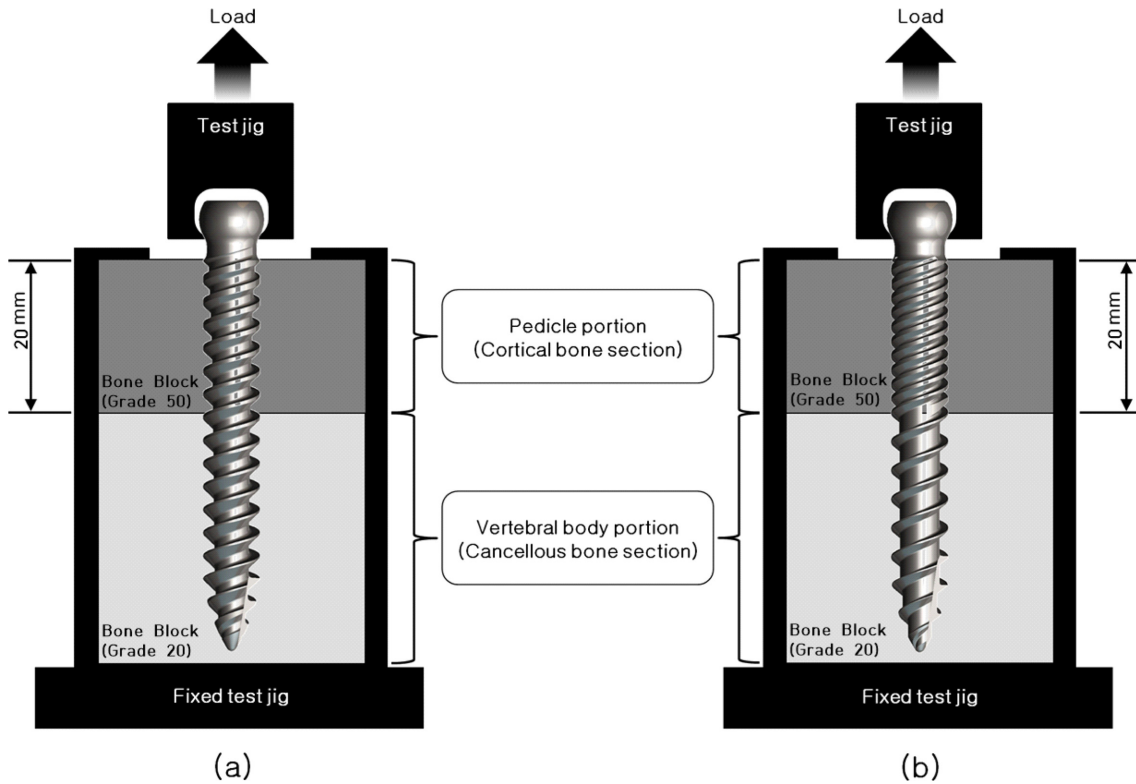


그림 2. 척추경 나사못의 고정력 시험. (a) Type I, (b) Type II
 Fig. 2. Pullout test of pedicle screw. (a) Type I, (b) Type II

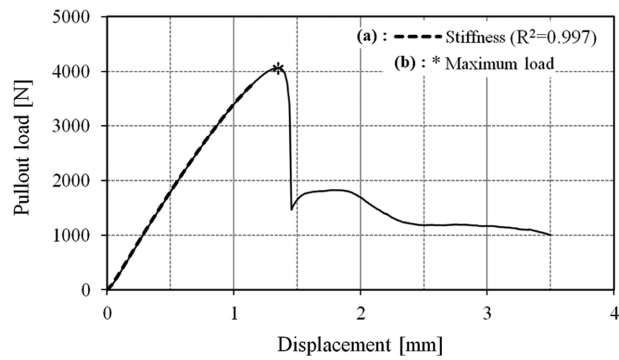


그림 3. 고정력 시험의 하중-변위 그래프. (a) Stiffness, (b) Maximum load
 Fig. 3. Load-displacement graph for pullout test. (a) Stiffness, (b) Maximum load

24.0(SPSS, Inc., Chicago, IL, USA)를 이용하여 통계 분석을 진행하였다. 강성도는 탄성 한도 내에서 변위와 하중의 기울기로서 탄성 한도 내에서 추정된 선형 모형이 주어진 자료의 적합 정도를 결정계수(R^2)가 0.997 이상일 때를 기준으로 산출하였다(그림 3-a). 그리고 최대 하중은 폴리우레탄이 파단되는 시점의 하중으로서 하중-변위 곡선에서 최대 정점의 하중을 의미한다(그림 3-b).

4. 표면적 측정(Flank overlap area, FOA)

척추경 나사못의 고정력과 표면적의 관계를 규정하기 위해, 척추경 나사못의 표면적을 3D 캐드(CAD, Computer Aided Design) 소프트웨어인 Creo 6.0(PTC Inc., USA)을 이용하여 측정하였다. 본 연구에 사용된 척추경 나사못 2종의 표면적을 치밀골이 위치한 근위부(20 mm)와 해면골이 위치한 원위부(25 mm)로 나누어 각각 측정하였다(그림 2).

III. 결 과

1. 고정력 시험 결과

고정력 시험 결과를 그림 4에 그래프로 나타내었으며, 표 1에 평균값과 표준 편차로 제시하였다. 나사 형태에 따른 두 집단의 최대 하중과 강성도는 독립 표본 T-검정에 의해 분석되었고 유의 확률(P-value)이 0.05 미만일 때 통계적으로 유의미한 차이가 있는 것으로 간주하였다.

척추경 나사못의 최대 고정력은 Type I, Type II 각각 3390 N, 4095 N으로 나타났다. Type II는 대조군인 Type I에 비해 평균값이 20.8% 증가하였으며 통계적으로 유의한 차이가 있는 것으로 나타났다($P=0.04$). 강성도는 Type II가 Type I에 비해 1.5% 높게 나타났으나, 통계적으로 유의한 차이는 없었다($P=0.94$).

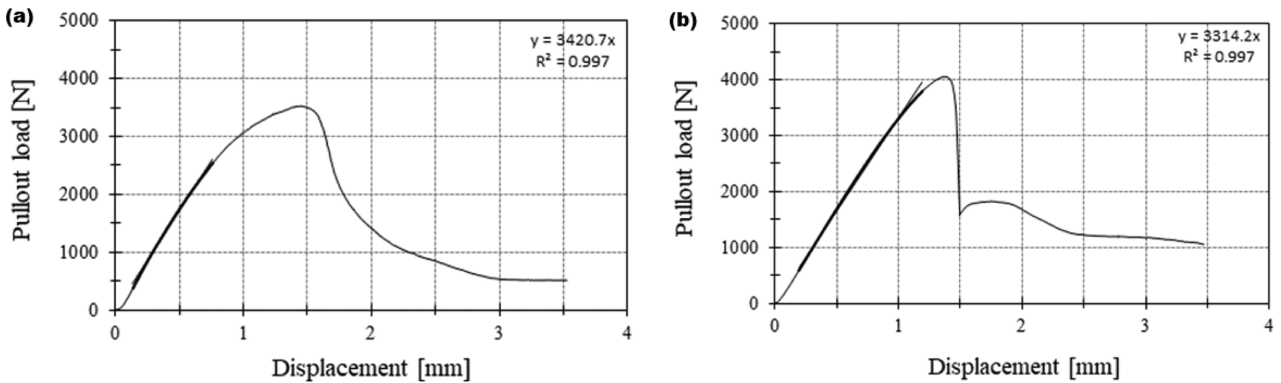


그림 4. 고정력 시험 결과 그래프. (a) Type I, (b) Type II
 Fig. 4. Test results of load-displacement curves. (a) Type I (b) Type II

표 1. 척추경 나사못의 고정력 시험 결과(기호“*”는 P<0.05 수준에서 통계적으로 유의미한 차이가 있음을 의미함)
 Table 1. Pullout results of the pedicle screws (The symbol “*” denotes a statistically significant difference at P<0.05 level)

Parameter	Type I (n=5)	Type II (n=5)	t-test P-value
Maximum pullout load [N]	3390±118	4095±49	0.04*
Pullout stiffness [N/mm]	3318±71	3368±60	0.94

표 2. 척추경 나사못의 표면적 비교
 Table 2. Comparison of flank overlap area of the pedicle screws

Flank Overlap Area [mm ²]	Type I	Type II
Cortical bone section (Proximal)	442.6	523.4
Cancellous bone section (Distal)	609.7	551.0
Total	1052.3	1074.4

2. 표면적 측정 결과

본 연구에 사용된 척추경 나사못 2종의 표면적을 근위부와 원위부로 나누어 표 2에 나타내었다. 이중 피치 나사(Type II)가 단일 피치 나사(Type I)에 비해 해면골과 접촉하는 원위부의 표면적은 9.6% 낮게 나타났으나 치밀골과 접촉하는 근위부의 표면적은 18.3% 높게 나타났으며, 전체 표면적은 단일 피치 나사(Type I)의 표면적이 약 2.1% 높게 나타났다.

IV. 고 찰

척추경 나사못을 수직으로 뽑는 시험 방법은 척추경 나사못의 고정력을 정량적으로 평가할 수 있는 가장 적절한 방법으로 알려져 있다[17-19]. 그러나 척추경 나사못의 디자인 뿐만 아니라 다양한 요인들이 척추경 나사의 고정력에 영향을 미쳐 많은 연구에서 다른 결과를 이끌어 내기도 한다. 본 연구에서는 실험 결과에 영향을 줄 수 있는 요인들을 최대한 줄이기 위해 노력하였다.

척추경 나사못의 기계적 성능을 정량적으로 분석하기 위해 기존 연구에서 주로 사용된 뼈 모델은 크게 두 가지로 분류된다. 첫 번째는 동물 또는 인간의 사체(cadaver)에서 추출한 뼈이며, 두 번째는 인간의 뼈를 인공적으로 모방한 폴리우레탄 블록이다[9-12]. 동물 또는 인간의 사체에서 추출된 뼈는 실제 사용되는 환경과 가장 유사하지만, 균일한 골밀도 및 표본의 신선도를 유지하는데 어려움이 있다. 폴리우레탄 블록은 해부학적 구조가 반영되지 않아 임상 실험 결과를 재현할 수 없지만, 생체 시편에 비해 조작이 쉬운 장점이 있다. 본 연구에서는 위에서 언급한 뼈 모델들의 장단점을 보완하여 두 종류의 밀도를 가지는 폴리우레탄 블록을 사용하여 척추경 나사못의 고정력에 대한 시험을 수행하였다.

Brasiliense 등은 척추경에 해당하는 폴리우레탄 블록의 밀도는 약 800 kg/m³이며 척추체에 해당하는 폴리우레탄의 밀도는 약 320 kg/m³라고 보고 하였다[20]. 이에 본 연구에서는 ASTM F1839-08 규격에 의해 표준화된 밀도를 기준으로 하여 척추경의 치밀골에 해당하는 폴리우레탄은 시험 블록 Grade 50을 사용하였고 척추체의 해면골에 해당하는 시험 블록은 Grade 20을 사용하였다. 두 시험 블록을 접합하기 위해 접착제를 사용할 경우, 시험 블록의 물성 변화 또는 접착제로 인한 영향 등을 배제하기 위해, 별도로 접착처리는 하지 않았으며, 외부의 Fixture를 이용하여 고정하였다.

본 연구에서는 문헌들을 참고하여 척추경 나사못의 고정력을 향상시키기 위해 이중 피치 나사 제품을 개발하였

다. 해면골에 비해 상대적으로 밀도가 높고 단단한 물성을 갖는 치밀골 부분의 나사 간격을 더 조밀하게 설계하여 고정력을 향상시키고자 하였으며, 개발한 이중 피치 나사 구조의 척추경 나사못 중 치밀골 부분의 길이는 문헌 값을 참고하여 척추경의 평균 길이인 약 20 mm로 설계하였다. 또한, 시험에 사용한 Grade 50의 폴리우레탄 블록의 높이 또한 같은 길이로 제작되었다[21].

ASTM F543-17 규격에서 설명하고 있는 척추경 나사못의 고정력 시험 방법은 시험 블록에 나사산의 20 mm 만 삽입하도록 규정한다[9]. 그러나 본 연구의 목적이 척추체 및 척추경의 밀도에 따라 나사 피치가 다른 이중 피치 나사의 고정력을 기존의 단일 피치 나사의 고정력과 비교하는 것이므로 나사의 모든 부분을 폴리우레탄 블록에 삽입하여 임상 환경과 동일하게 실험하였다.

최근 해부학적 요소를 고려한 척추경 나사못의 개발이 많이 이루어지고 있다. Kim 등은 척추경 나사못의 고정력은 척추경 나사못과 척추뼈의 접촉 면적(Flank Overlap Area)과 비례한다고 하였다[12,22]. Chen 등의 연구에 따르면 척추경 나사못에 부하 되는 대부분의 하중은 근위부에 적용된다고 하였으며[23], Inceoglu 등은 척추경 나사못 삽입 시 안정적인 고정력은 치밀골에 의해 제공된다고 발표하였다[24].

Yaman 등은 이중 피치 나사 구조의 척추경 나사못을 폴리우레탄 블록에서 시험 하였을 때 고정력은 6~15% 증가하였지만 유의한 차이가 없었으나, 동물 시편(ovine vertebrae)을 사용한 시험 결과에서는 43~75% 증가하였으며 유의한 차이가 있었다. 또한 전체 고정력은 치밀골이 분포하고 있는 근위부의 고정력에 더 많은 영향을 받으며, 근위부의 조밀한 피치가 전체 고정력을 증가시킨다고 하였다[13].

Choi 등은 본 연구와 마찬가지로 단일 피치 및 이중 피치가 적용된 척추경 나사못의 고정력 시험을 하였을 때, 결과에 유의한 차이가 없다고 발표하였다[14]. 이는 해면골의 물성에 해당하는 Grade 20의 폴리우레탄 블록만을 이용한 고정력 시험 결과로 시험 블록에 치밀골 및 해면골의 골밀도가 각각 반영이 되지 않은 한계점이 있었다.

본 연구 결과에서 이중 피치 나사의 고정력은 기존 단일 피치 나사보다 약 20% 증가하였으며, 이중 피치 나사의 근위부 표면적 증가량과 유사함을 확인할 수 있었다. 또한 척추경 나사못의 고정력은 나사못 전체 FOA 보다는 치밀골과 접촉하는 부분의 FOA와 밀접한 관련이 있다고 할 수 있었으며 기존 연구 결과들과 유사한 경향을 나타내었다[13,23-24].

고정력 시험에서 강성도는 변위-하중 그래프에서 탄성 범위 내의 기울기로서 뼈와 척추경 나사못의 구조체가 외부 하중에 대해 저항하는 정도를 의미한다. 본 연구 결과에서 두

시험군 간의 강성도는 유의한 차이는 없었다. Vafadar 등은 강성도는 동일한 골밀도를 가진 뼈일 때, 나사못의 깊이(depth)와 나사못 길이(length)에 비례한다고 하였다[25]. 본 연구에 사용된 척추경 나사못은 나사못의 깊이, 나사 외경, 나사못 길이가 모두 동일하기 때문에 동등한 수준의 강성도가 도출된 것으로 사료된다.

V. 결 론

본 연구에서는 척추의 해부학적 구조를 고려한 이중 피치가 적용된 척추경 나사못의 고정력을 실험을 통해 기존의 단일 피치 척추경 나사못과 비교하고자 하였다. 본 연구에서 적용한 척추의 치밀골 및 해면골을 모사하기 위해 두 가지 밀도의 폴리우레탄 블록을 사용한 시험 방법은 기존의 ASTM 규격 및 생체 시편을 사용한 시험 방법보다 현실적이고 정량적 비교가 가능하다는 데 의의를 둘 수 있다. 척추의 해부학적 요소를 고려한 이중 피치 나사 구조의 척추경 나사못은 기존의 단일 피치 나사 척추경 나사못과 비교할 때 고정력은 약 20.8% 증가하였으며 강성도에는 차이가 없었다.

본 연구에서는 척추의 해부학적 요소를 고려하여 밀도가 다른 폴리우레탄 블록을 이용하여 시험을 수행하였다. 추후, 생체 시편 및 골다공증 모델 등을 이용한 추가 연구를 수행한다면 임상 환경에 더욱 가까운 결과를 얻을 수 있을 것이라 기대된다.

References

- [1] Boucher HH. A method of spinal fusion. *J Bone Joint Surg Br.* 1959;41:248-59.
- [2] Cotrel Y, Dubousset J, Guillaumat M. New universal instrumentation in spinal surgery. *Clin Orthop Relat Res.* 1988;227:10-23.
- [3] Inceoglu S, Ehlert M, Akbay A, McLain RF. Axial cyclic behavior of the bone-screw interface. *Med Eng Phys.* 2006;28(9):888-93.
- [4] McAfee PC, Weiland DJ, Carlow JJ. Survivorship analysis of pedicle spinal instrumentation. *Spine.* 1991;16(8):422-7.
- [5] Lonstein JE, Denis F, Perra JH, Smith MR, Winter RB. Complications associated with pedicle screws. *J Bone Joint Surg Am.* 1999;81(11):1519-28.
- [6] DeWald CJ, Stanley T. Instrumentation-related complications of multilevel fusions for adult spinal deformity patients over age 65. Surgical considerations and treatment options in patients with poor bone quality. *Spine.* 2006;31(19):144-51.
- [7] Ponnusamy KE, Iyer S, Gupta G, Khanna AJ. Instrumentation of the osteoporotic spine: biomechanical and clinical considerations. *Spine J.* 2011;11(1):54-63.
- [8] Giacaglia GEO, Lamas WQ. Pedicle screw rupture: A case study. *Case Studies in Engineering Failure Analysis.* 2015;4:64-75.
- [9] Cook SD, Salkeld SL, Whitecloud III TS, Barbera J. Biomechanical evaluation and preliminary clinical experience with an

- expansive pedicle screw design. *J Spinal Disord.* 2000;13(3):230-6.
- [10] Lei W, Wu Z. Biomechanical evaluation of an expansive pedicle screw in calf vertebrae. *Eur Spine J.* 2005;15(3):321-6.
- [11] Becker S, Chavanne A, Spitaler R, Kropik K, Aigner N, Ogon M, Redl H. Assessment of different screw augmentation techniques and screw designs in osteoporotic spines. *Eur Spine J.* 2008;17(11):1462-9.
- [12] Kim YY, Choi WS, Rhyu KW. Assessment of pedicle screw pullout strength based on various screw designs and bone densities—an ex vivo biomechanical study. *Spine J.* 2012;12(2):164-8.
- [13] Yaman O, Demir T, Arslan AK, Iyidiker MA, Tolunay T, Camuscu N, Ulutas M. The comparison of pullout strengths of various pedicle screw designs on synthetic foams and ovine vertebrae. *Turk Neurosurg.* 2015;25(4):532-8.
- [14] Choi SG, Cha EJ, Kim KA, Ahn YH. Mechanical performance comparison of pedicle screw based on design parameters: dual lead and dual pitch. *Journal of Biomedical Engineering Research.* 2018;39:134-9.
- [15] ASTM Standards, F1839-08(2016), Standard Specification for Rigid Polyurethane Foam for Use as a Standard Material for Testing Orthopaedic Devices and Instruments. 2016.
- [16] ASTM Standards, F543-17, Standard Specification and Test Methods for Metallic Medical Bone Screws. 2017.
- [17] Abshire BB, McLain RF, Valdevit A, Kambic HE. Characteristics of pullout failure in conical and cylindrical pedicle screws after full insertion and back-out. *Spine J.* 2001;1(6):408-14.
- [18] Ono A, Brown MD, Lattal LL, Milne EL, Holmes DC. Tri-angulated pedicle screw construct technique and pull-out strength of conical and cylindrical screws. *J Spinal Disord.* 2001;14(3):323-9.
- [19] Kwok AW, Finkelstein JA, Woodside T, Hearn TC, Hu RW. Insertional torque and pull-out strengths of conical and cylindrical pedicle screws in cadaveric bone. *Spine.* 1996;21(21):2429-34.
- [20] Brasiliense LB, Lazaro BC, Reyes PM, Newcomb AG, Turner JL, Crandall DG, Crawford NR. Characteristics of immediate and fatigue strength of a dual-threaded pedicle screw in cadaveric spines. *Spine J.* 2013;13(8):947-56.
- [21] Sevastik B, Xiong B, Sevastik J, Hedlund R, Suliman I. Vertebral rotation and pedicle length asymmetry in the normal adult spine. *Eur Spine J.* 1995;4(2):95-7.
- [22] Krenn MH, Piotrowski WP, Penzkofer R. Influence of thread design on pedicle screw fixation. *J Neurosurg Spine.* 2008;9:90-5.
- [23] Chen CS, Chen WJ, Cheng CK, Jao SH, Chueh SC, Wang CC. Failure analysis of broken pedicle screws on spinal instrumentation. *Med Eng Phys.* 2005;27(6):487-96.
- [24] Inceoglu S, Kilincer C, Tami A, McLain RF. Cortex of the pedicle of the vertebral arch. Part I: Deformation characteristics during screw insertion. *J Neurosurg Spine.* 2007;7(3):341-6.
- [25] Vafadar S, Rouhi G. The effects of geometrical parameters of the pedicle screw on its pullout strength: In-vitro animal tests. *J Orthop Spine Trauma.* 2007;3(4):e74189.