

## 추간판 강화용 의료기 개발

류수착 · 김승현 · 조성광 · 심건오<sup>†</sup>  
부산대학교 나노메카트로닉스공학과

### The Development of Medical Device for Strengthening the Intervertebral Disc

Suchak Ryu, Seunghyeon Kim, Sungkwang Jo, Keonoh Shim<sup>†</sup>  
Dept. of NanoMechatronics Engineering, Pusan national University, Korea

**Abstract** This paper was designed to prevent intervertebral disc escape and treatment. we produced down-sized lumbar traction bed at home and automated system depending on weight and muscle mass by using 3D print and Arduino to confirm the possibility of prototyping. Hence, we checked muscle mass 10 males in their 20s with different exercise conditions, and it shows that average muscle mass of group who exercised was 56.63kg, and non-exercise group was 50.8 kg. this is shows lumbar repetitive exercise can show the traction therapy effect can be seen traction therapy effect. In addition, we installed wooden doll substitute people with spring and test changing of length. Traction bed has the steps ranging from 1 to 4, in which the motor with torque and rpm, ranging from 4.7 to 5.5 kgf and from 4.5 to 5.3 rpm, respectively. The motor controlled with the voltage of Arduino was operated for the length of the spine to be stretched to 4-5 mm. As increasing the weight of the wooden doll by 10g, it was confirmed that the spring increased by 4-5 mm from the first step to the fourth step.

(Received January 11, 2022; Revised January 18, 2022; Accepted January 19, 2022)

**Key words** : Traction bed, Herniated disc, Arduino, 3D printing

## 1. 서 론

허리는 사람의 몸에서 가장 먼저 노화가 시작되는 신체 부위이다. 남자의 경우 10대 후반, 여자의 경우에는 20대 초반에 노화가 시작되고, 50대가 되면 완전한 노년기를 맞이한다. 노화된 척추 뼈와 뼈 사이의 구조물인 디스크가 탈출한 증상을 추간판 탈출증이라 하며, 흔히 허리디스크라 명명한다. 건강보험심사평가원 통계자료에 따르면, 2019년 국내 허리디스크 환자 수는 920만명으로 집계됐으며, 2015년, 약 808만명에 비해 약 13% 증가했다. 특히 20대 허리디스크 환자의 수가 두드러지는데, 실제로 건강보험심사평가원 보건의료빅데이터개방시스템 통계자료에 따르면 그 수는 66만 7,792명으로, 15년 대비 약 19% 증가하며 80세 이상 초고령층을 제외한 전 연령대에서 가장 가파른 증가세를 보였다. 허리디스크 치료법은 수술적 치료법과 비수술적 치료법으로

나눌 수 있는데, 비수술적 치료법에는 침상안정, 약물치료, 주사요법, 그리고 견인치료가 있다. 이 중 견인(traction)치료는 척추 주위의 허리에 수축, 이완 반복운동을 가해 인대와 근육 이완, 추간판 내부 압력 감소, 탈출한 수핵을 원위치로 회복시키는 효과가 있다[1]. 또한, 측만증 개선과 허리근육의 근력개선에도 효과가 있다[2]. 요추 견인기를 사용한 연구[3]에 따르면, 허리디스크 환자 48명에게 요추 견인치료를 시행했을 때 돌출된 디스크의 18%가 수축하며 돌출된 디스크에 의한 척추신경근의 압박이 풀리는 것을 확인했다.

이처럼 허리 디스크 치료를 위해 견인치료는 중요하지만, 견인치료를 받기 위해서는 매번 직접 병원에 방문하여 치료를 진행해야 하는 부담이 있다. 이런 이유로, 가정에서도 쉽게 견인치료를 할 수 있는 가정용 견인 치료기가 상용화되어 있으나, 근육 이완의 마사지 기능이 주를 이루고 있는 실정이다. 따라서,

<sup>†</sup>Corresponding author. E-mail : lery2235@pusan.ac.kr

가정에서도 좀 더 효과적인 견인치료를 하기 위해서 견인에 영향을 미치는 견인시간, 견인방향, 견인 시 환자의 자세, 정확한 견인부위 및 상태, 견인 힘, 환자의 체중 등이 고려되어야 한다. 그러나, 환자 스스로가 이러한 조건을 인지하기 어려워 적지 않은 요통환자들이 전문가의 정확한 진단 또는 지시 없이 자가 치료를 하고 있는 것으로 추정된다[4, 5].

현재 상용화되어 있는 가정용 견인 치료기는 공기 주입식 요추 견인기, 수동식 정형용 견인장치 등이 있다. 이러한 척추 견인 치료기는 환자가 스스로 견인치료를 진행할 수 있게 보조해주지만, 기능이 단순하고, 치료효과를 극대화 할 수가 없다. 따라서, 가정용 전동식 척추 견인 치료기의 필요성이 요구되며, 자가 견인치료를 진행해야 하기 때문에 체중 및 근육량에 따른 자동화 기능이 포함된 가정용 견인기 개발이 필요하다. 따라서, 본 연구에서는 체중을 고려하여 척추의 인장력을 최적화 할 수 있는 기계적 시스템의 개발을 제안한다. 이를 위해 센서 및 기어, 아두이노와 3D프린터를 통해 시제품 모형을 설계하고 제작하여 제품화 가능성을 연구하고자 한다.

## 2. 실험방법

### 2.1 3D 모델링을 통한 견인 침대 모형 설계

3D 프린팅을 통해 견인 침대 모형을 구현하기 위하여 먼저, Autodesk Inventor를 통하여 Figs. 1-3과 같이 설계하였다.

실제 견인 침대를 1/6로 축소하여 전체 길이는 가로 35 cm, 세로 12 cm, 높이는 12 cm로 설계하였으며, 하체 견인부와 상체 고정부로 이분화하였다. 하체 견인부는 레일(rail)에 따라 움직이며 반복적인 수평운동을 한다. 래크(rack) 기어는 하체 견인부 하부에 설치하였고 래크 기어와 피니언 기어가 맞물린 상태에서 모터를 연결하여 모터가 회전함에 따라 피니언 기어가 수평 이동할 수 있도록 설계하였다. 상체 고정부는 사용자의 상체를 지탱하는 부분으로 움직이지 않게 침대 프레임에 고정했다(Figs. 2-3). 이러한 설계를 바탕으로, Cubicon사의 Cubicon Style 3D프린터를 사용하여 각 부품을 제작하였다.

동력 전달 기계요소로 Fig. 4의 래크와 피니언을 사용하였다. 액추에이터(Actuator)인 전기 모터의 회

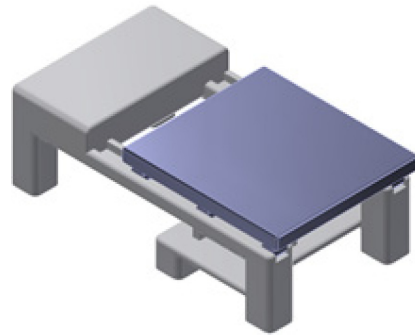


Fig. 1. Full view of lumbar traction device.

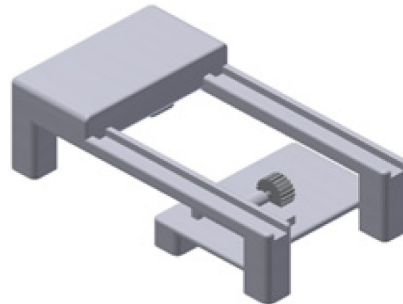


Fig. 2. Traction device bottom plate: fixed using bed frames to keep the upper part of a person's body from moving, and rails were installed to make the upper part move smoothly.

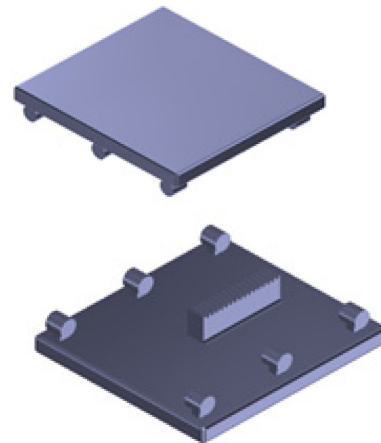


Fig. 3. Traction device upper plate: Move along the rail of the bottom plate and reciprocating motion.

전운동을 직선운동으로 변환해주기 위함이다. 피니언과 래크 모두 S45C를 사용했다. 피니언의 축을 조

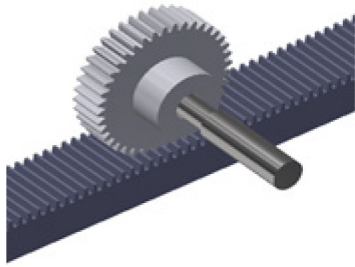


Fig. 4. Rack and pinion: Actuator of automatic control medical devices.

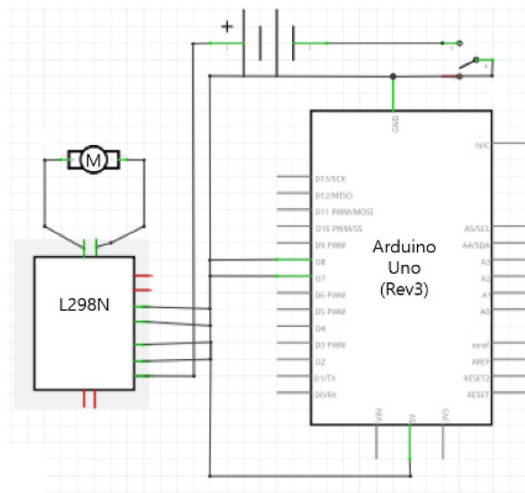


Fig. 5. L298N motor driver circuit.

향측으로 하였으며, 피니언의 회전 동력을 래크의 이동 방향인 수평 직선 동력으로 변경하여 준다. 피니언의 지름은 40 mm, 압력각 20°, 모듈 1, 잇수 40 이고, 피니언과 맞물리는 래크의 길이는 65 mm로 설계하였고 이때, 피니언이 한 바퀴 회전할 때, 래크 길이는 125.6 mm만큼 이동하나 실제 이동거리는 이보다 짧기 때문에 래크 길이는 이보다 짧게 설계하였다. 견인 침대 모형은 실제 견인 침대의 가로 16.74%, 세로 33.3%로 설계하였다.

## 2.2 동력장치

모터에는 서보모터, 기어드 모터 등이 있다. 서보모터는 최대 회전 각도가 180°로 제한되어 있고 별도의 전원이 필요하다. 기어드 모터(g geared motor)는 모터의 힘이 부족할 경우 모터의 회전수를 높이고

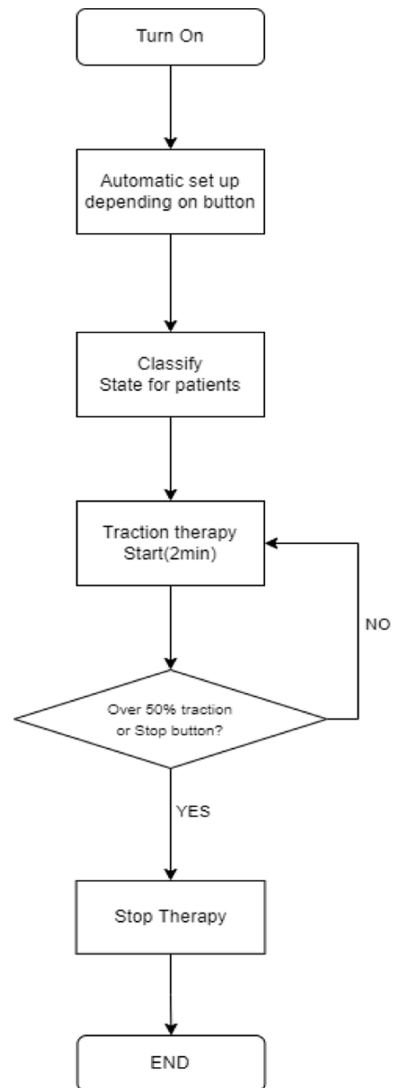


Fig. 6. Flowchart of suggested traction bed model.

감속기어를 사용하여 얻고자 하는 토크를 얻기 위하여 본 실험에서는 PGM12-1230E의 유성 기어드 모터를 사용했다. 정격 토크는 19 g-cm ~ 2 kg-cm이며, 감속 비율은 1/4 ~ 1/4096로 총 6종이 있다. 모터를 작동시키기 위해 아두이노와 L298N 모터 드라이버를 사용하였다.

## 2.3 시스템 설계

Fig. 6은 본 논문에서 구현하고자 하는 견인 침대 모형의 동작 흐름도이다. 무게에 따라 각각 다른 견

인력(Traction Force)으로 견인치료를 진행할 수 있도록 4단계로 나누었다. 1단계부터 4단계까지 무게와 견인력이 다르게 설정되어있고 스위치를 통해 사용자의 무게에 맞게 작동시킬 수 있게 했다. 척추 견인 치료 전체 치료시간은 20분 내외로 설정하는 것이 일반적이며, 본 논문에서는 총 견인시간(Duration of traction)은 2분으로 설정하였고 견인 유지시간과 휴지시간의 비율은 2:1인 3.5초로 설정했다. 휴지시간에 사용되는 견인력은 유지시간에 사용되는 견인력의 1/2로 설정했다[7-8]. 총 견인시간은 2분 설정하였으며, 7초 동안 견인을 진행한다[6]. 사용자는 OLED 모듈을 통해 측정시간, 견인력 등을 확인할 수 있다. 일반적으로 사용자에게 가해지는 견인력은 기준 체중을 설정하여 측정하였다. 기준 체중은 사용자에게 따라 몸무게가 다르므로 국민건강보험공단의 분석에 따른 일반 성인 남성 체중 78.14 kg 성인 여성 체중 58.29 kg을 기준으로  $\pm 5$  kg 설정하고, 비만 체중을 고려하여 50 kg-90 kg 범위로 설정하고 4단계로 나누어 단계별 중간값을 정하여 기준 체중으로 하였다.

[Table 1]은 설정된 단계별 기준 체중 및 설정한 견인력이다. 견인치료 효과를 얻기 위해서는 체중의 25~50% 사이의 견인력이 필요하다[9]. 골반과 하지 등 제 3요추 이하의 하체의 무게는 일반적으로 전체 체중의 약 48%를 차지하게 되므로 견인력 중 체중의 약 1/4에 해당하는 무게는 마찰을 이기는 데 사용된다[10]. 따라서, 요추를 견인하려면 최소한 몸무게의 1/3에 해당하는 힘으로 견인해야 한다[11]. 그러므로, 처음 가해지는 견인력은 기준 체중의 30%로 설정해야 한다. 생체에서는 1001 bs(45 kg) 이상의 무게로는 통증 때문에 장기간 견인할 수 없다[12]. 또한, 몸무게의 50% 이상의 견인력은 대부분의 환자에게 통증을 유발할 수 있기 때문에 그 이상의 견인력은 적용하지 않는다[13]. 따라서, 몸무게의 50%

Table 1. Standard weight and traction power

step	standard weight (kg)	traction force (kgf)	proper weight of patient (kg)
1	55	16.5~27.5	50~60
2	65	19.5~32.5	60~70
3	75	22.5~37.5	70~80
4	85	25.5~42.5	80~90

이상의 견인력이 측정이 되거나, 중지 버튼을 누르게 되면 견인이 중지되게 설정하였다. 실험에 앞서 반복적 운동이 골격근량에 미치는 영향을 확인했다. 먼저 운동을 한 사람과 운동을 하지 않은 사람의 골격근량의 차이를 파악하기 위하여, 평균 70 kg 내외의 체중을 가진 20대 남성을 운동량에 따른 골격근량을 Inbody 270로 측정하였다.

[Table 2]는 각각 운동조건이 다른 20대 남성의 골격근량 측정결과를 나타내었다. 6개월 이상 무산소 운동을 주 3회 지속적으로 해온 피실험자와 6개월 동안 운동을 하지 않은 피실험자군들을 대상으로 실험한 결과, 지속적으로 운동을 한 그룹이 근육의 활동이 증가하고, 근력이 증가한다[14-15]. 근육량의 증가는 근력의 향상과 비례관계이므로 골격근량을 근육량으로 계산하여 비교하였다. 근육량은 체중에서 체지방과 무기질량을 제외한 값이며 골격근과 장기근육을 포함한 값이다. 골격근량은 근육량에서 장기근육의 무게를 제외한 값으로 근육량에 0.577을 곱하여 측정된다[16]. 측정결과, 운동을 한 그룹의 근육량의 평균 56.63 kg이며 근육량이 가장 높은 남성은 60.65 kg이다. 운동을 하지 않은 그룹의 근육량의 평균은 50.80 kg이며, 가장 높은 남성은 52.85 kg이다. 이를 통해 운동을 지속적으로 한 피실험자의 근육량이 높음을 확인할 수 있다. 만성요통환자를 대상으로 등장성 재활운동 전후 만성요통환자의 신체조성 변화에서 운동 전에 비해 운동 후 근육량이 증가한다[17]. 따라서, 견인 운동의 반복적 실험은 척추 부근에 골

Table 2. Skeletal muscle mass of subjects

	Age	Skeletal muscle mass (kg)	Soft lean Muscle (kg)	The frequency of exercise
man 1	29	35	60.65	High
man 2	29	31.4	54.41	High
man 3	25	26.4	45.75	Low
man 4	28	32.5	56.32	High
man 5	26	30.0	51.99	Low
man 6	25	30.2	52.33	Low
man 7	25	30.1	52.16	High
man 8	24	34.4	59.61	High
man 9	25	29.5	51.12	Low
man 10	26	30.5	52.85	Low

격근량 및 근육량을 향상시킬 수 있을 것으로 사료된다.

## 2.4 실험방법

목각인형을 이용하여 견인침대의 운동효과를 확인하기 위하여 3D프린터를 이용해 척추 견인 침대 모형을 제작하였다. 알루미늄 프로파일로 전체적인 프레임(frame)을 만들었으며 래크와 피니언, 모터 고정장치를 장착한 견인 침대에 허리부분의 운동효과를 간접적으로 확인하기 위하여 스프링이 부착된 목각인형을 고정하고 모터를 통하여 단계별로 RPM을 조절하여 스프링의 길이 변화를 측정하였다. 이때 스프링의 길이 변화는 일반적으로 척추 환자에 적용되는 5 mm 변화량을 적용하였다. 사람의 체중을 1/1000배율로 줄인 목각인형을 Table 1의 기준에 따라 1단계부터 4단계로 무게를 증가시키면서 견인 침대를 작동시켜 스프링의 길이가 약 5 mm 이동하게 하였다. 목각인형은 벨크로 테이프로 견인 침대모형에 고정하였다. 목각인형은 가로, 세로 각각 21 cm, 5.5 cm이며, 스프링은 최대 목각인형 무게 기준 스프링 최대 하중이 1.25N MISUMI사의 인장 스프링 22-03520을 사용하였으며, 최대 인장력은 0.316N으로 가해지는 토크를 전달 수 있다.

## 3. 결과 및 고찰

### 3.1 측정결과

축소된 척추 견인 침대에 맞게 작동시키기 위해 [Table 1]을 바탕으로 단계마다 필요한 토크와 RPM을 아래와 같은 식으로 정리하였다.

$$P(w) = F * V \quad (1)$$

식 (1)은 출력을 구하기 위한 식으로 P(w)는 출력이며 F는 힘이며 V는 각속도이다.

$$F = ma$$

$$IW = kg \cdot m^2/s^3$$

$$P(w) = 1 \text{ kg} \cdot m/s^2 \cdot m/s$$

을 적용하여 정리하면

$$P(w) = ma \cdot 5/1000/3.5s$$

m은 목각인형의 무게와 납 침대모형의 무게를 더한 중량이다.

$$T = F * r \quad (2)$$

식(2)는 토크를 구하기 위한 식으로,

$$r = 20 \text{ mm}$$

$$F = ma$$

$$V = 2\pi r/T$$

r은 피니언으로부터 작용점까지 거리이며 식을 적용하여 계산하면,

$$5/3.5 = 1.42 = a$$

$$T = m \cdot 1.42 \cdot 20 \text{ mm}$$

이다.

$$RPM = (0.7 * P(w)/T) * 60 \quad (3)$$

모터의 출력은 0.59 w이며, T는 토크이다.

5/1000 만큼 피니언을 움직이기 위해 계산하면,

$$2\pi r \cdot r = 125.6 \text{ mm}$$

$$5\text{mm}/125.6 \cdot 360^\circ = 4.1^\circ$$

$$6^\circ: 0.1047 : 4.1^\circ : x = 0.7 \text{ rad/s}$$

이며 계산한 결과는 [Table 3]과 같다.

1단계부터 4단계까지 4.7-5.5 kgf/mm의 토크와 4.5 rpm-5.3 rpm으로 작동하며, 이두이노의 전압을 제어하며 허리 스프링의 이동거리 5 mm에 맞게 모터의 RPM을 조절하였다. 기어와 래크에는 마찰의 손실이 발생하지 않는다고 가정하고 계산하였다. 목각인형의 무게는 55 g-85 g이며 침대의 무게는 111 g이다. 모터 회전 속도는 인가되는 전압에 비례하고 아두이노를 통하여 아날로그 전압을 조절하여 제작된 견인 침대를 작동시켰다.

목각인형의 허리에는 붉은색을 칠해 견인 침대 작

Table 3. torque and rpm depending on the step

step	wooden doll weight (kg)	Torque (kgf-mm)	RPM
1	0.166	4.714	5.256
2	0.176	4.998	4.957
3	0.186	5.282	4.691
4	0.196	5.566	4.452

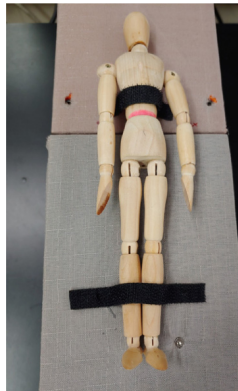


Fig. 7. Wooden doll before stretched.

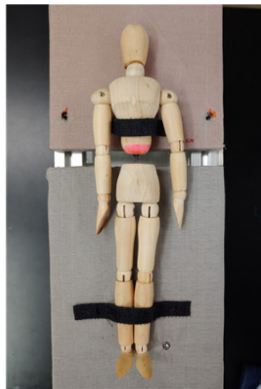


Fig. 8. Wooden doll after stretched.

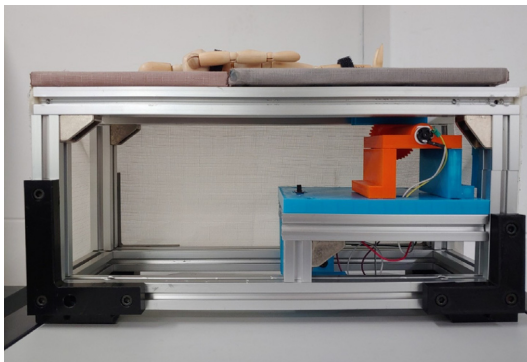


Fig. 9. Side view of suggested towing bed.

동 시 하체가 견인되는 것을 뚜렷하게 확인할 수 있게 했다. 작동 시 하체 부분의 침대가 하향 동작함에 따라 목각인형의 하체도 동일 방향으로 함께 이동했으며 근육의 탄성력을 대체하는 스프링 또한 늘

어는 것을 Figs. 8-9에서 확인했다. 1단계부터 4단계까지 단계별로 10 g씩 무게를 높이며 진행한 결과, 단계마다 목각인형의 스프링은 4-5 mm 늘어나는 것을 확인하였다.

#### 4. 결 론

본 연구에서는 체중을 고려하여 척추의 인장력을 최적화 할 수 있는 견인 침대를 연구하고 3D 프린팅을 활용하여 축소된 견인 침대모형을 제작하였다. 20대 남성 10명의 골격근량 및 근육량을 비교한 결과, 평균적으로 약 0.6 kg 높았으며, 반복적 견인 운동을 통해 견인 치료효과를 나타낼 수 있는 가능성을 확인하였다. 또한, 시제품 가능성을 확인하기 위하여 3D 프린팅으로 제작한 견인 침대 위에 디스크 역할을 하는 스프링이 설치된 목각인형을 나사와 벨크로 테이프로 고정시키고 스프링의 길이 변화를 측정하였다. 실험결과, 1단계부터 4단계까지 목각인형의 스프링은 4-5 mm 늘어나는 것을 확인하였고 이는 척추 측만증 환자의 견인치료 시 평균적으로 늘어나는 길이와 동일한 것으로 확인되었다. 따라서, 본 연구의 결과를 기초로하여, 향후 견인기구의 자동화 시스템을 고도화하고 환자들이 자가 치료 시, 견인 방향, 환자의 자세, 견인 부위 등을 고려한 효과적인 견인치료가 가능한 견인 침대를 제작이 가능한 것으로 여겨진다.

#### 감사의 글

본 연구는 부산대학교 기본연구지원사업(2년)에 의해 수행되었습니다.

#### References

1. W. M. Park, D. K. Choi, K. Kim, J. L. Yang, and Y. H. Kim : Korean Society for Precision Engineering, **2014** (2014) 237-238.
2. M. J. Kim and J. W. Park : The Journal of Korean Academy of Physical Therapy Science, **2** (1995) 749-61.
3. T. S. Chung and J. H. Park : Radiology, **275** (2015) 755-762.
4. S. Y. Kang : Journal of the Korean Academy of

- Rehabilitation Medicine **15** (1991) 271-277.
5. Y. M. Kim, C. H. Won, J. B. Seo, E. S. Choi, and H. S. Lee : Journal of Korean Spine Surg, **6** (1991) 469-474.
  6. C. H. Lee, B. N. R Kim, H. Jung, H. J. Lee, O. J. Lee, E. J. Lee, and M. S. Oh : Lumbar Vertebral Disease Korea CHUNA Manual Medicine for Spine & Nerves **9** (2014) 93-113.
  7. W. A Kwon, S. Y. Ma, and Y. T. Hwang : The Journal Korean Society of Physical Therapy **21** (2008) 9-16.
  8. J. K. Lee, Y. M. Cho, S. N. Jin, M. J. Koo, and Y. K. Kim : Korean Society of Health Sciences **8** (2011) 19-34.
  9. B. C. Park : Journal of Korean Spine Surg **8** (2001) 321-326.
  10. B. D. Judovich and G. R. Noverl : American Journal of surgery **93** (1957) 108-14.
  11. S. Y. Gang : Journal of the Korean Academy of Rehabilitation Medicine **15** (1991) 271-7.
  12. H. S. Kim : Annals of Rehabilitation Medicine **32** (2008) 319-323.
  13. J. F. Lehmann and G. D. Brunner : Archives of Physical Medicine and Rehabilitation **39** (1958) 696-700.
  14. K. M. Um and Y. S. Bae : Journal of International Academy of Physical Therapy Research **2** (2011) 318-323.
  15. J. I. Kang, D. K. Jeong, and H. Choi : Journal of Physical Therapy Science, **28** (2016) 3125-3130.
  16. K. H. Kang : Journal of Digital Convergence, **12** (2014) 441-447.
  17. S. Y. Park, S. Y. Roh, and K. K. Jeon : Korean Journal of Sports Science **20** (2011) 1237-1246.