

## 척추견인 시스템의 인체 역학적 견인력에 대한 이론적 고찰 및 구현에 관한 연구

장호종<sup>1,2</sup> · 이성재<sup>2</sup>

<sup>1</sup>KAIST IT융합연구소 생체의료팀, <sup>2</sup>충남대학교 전자전파정보통신공학과 광파전자공학연구소

### A Theoretical Study and Implementation of Spinal Traction System

Hojong Chang<sup>1,2</sup> and Song Jae Lee<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Bio Medical Team, Institute for Information Technology Convergence, KAIST

<sup>2</sup>Electronics Engineering Department, Chungnam National University

(Manuscript received 28 January 2014; revised 27 March 2014; accepted 9 April 2014)

**Abstract:** According to recent data more than 80% of people suffer from back pain, due to an aging and a poor posture, at least once in their life time, and 7~10% of them have chronic spine illness. Researchers over the years have studied on various spinal traction devices that utilize the force of traction, and have also reported clinical test results. However, most existing devices are too complicated and too expensive. In order to solve these problems, we have developed a new device in which the frame moves up and down and at the same time tilting angle of the frame is adjusted. We have analyzed the forces applied on the body as a function of tilting angle. And the result shows that the new device has achieved the force of traction, which is known to be effective for spinal rehabilitation.

**Key words:** Spinal, Traction, Non-surgical treatment, Reciprocating motion, Angle modulation

19

### 1. 서 론

현대에는 고령화 및 잘못된 생활 습관으로 인한 척추질환으로 인해 많은 사람들이 고통을 받고 있다. 미국의 경우 척추질환은 외과를 찾는 이유 중 두 번째로 높은 비율을 차지하며, 병원에서 시행 되는 전체 수술 중 3번째로 많은 수술이 척추질환과 관련된 것으로 보고되고 있다[1]. 척추질환을 치료하는 대표적인 방법으로 수술, 비수술적 치료, 약물 치료 등이 있는데, 그 가운데 비수술을 통한 치료방법이 환

자들에게는 가장 선호되고 있다[2]. 비수술방법으로는 간섭 전류치료, 저출력 레이저 치료, 단파투열치료, 경피신경자극 치료, 초음파치료, 침술, 신경만사자극, 척추견인 등의 치료법들이 활용되고 있으며 그 효능에 대한 유효성에 대한 연구는 아직도 계속 이루어지고 있다[3-5]. 이 중 척추견인 치료는 기원전 1800년부터 척추 장애를 치료하기 위하여 사용되어왔다고 보고되고 있는데, 19세기에는 척추측만증, 요통, 척추기형 등을 치료하기 위하여 견인의자나 신체에 매다는 장치 등을 고안하여 치료를 해왔다[6-8]. 이처럼 초기의 척추견인 관련 연구들에서부터 추간판 사이를 넓히고, 디스크 사이의 압력을 낮추는 등의 다양한 방법이 사용되었다[9-13].

특히 만성척추통증 질환에 대한 치료법으로써 척추견인 방식은 가장 널리 사용된 방법으로, 견인치료에 대한 임상적 효능을 설명한 이론을 발전시키는 한편에 임상에 대한 많은 연구들이 수행되어 왔다[14-16]. 최근에는 견인 치료시 디스크와 신경의 인터페이스 부분의 감압을 실제로 측정하기 위한 측정 연구, 척추사이의 수액의 위치 및 압력 등에 대한 실측을 통한 치료 효과들의 해부생리학적 임상연구

Corresponding Author : Song Jae Lee  
Electronics Engineering Department, Chungnam National University, 99 Daehak-ro, Yuseong-gu, Daejeon 305-764, Korea  
Tel: +82-42-821-6594 / Fax: +82-42-823-5436  
Email : sjlee@cnu.ac.kr

이 논문은 미래창조과학부의 기초연구사업(2013013008)과 한국한의학연구원의 한의융합원천기술개발사업(K14160)의 지원을 받아 수행된 것임. 본연구는 KAIST IT융합연구소의 박상현 박사, 김응휘 연구원의 도움으로 완성됨.

가 진행되고 있다[17-21]. 이렇듯 척추견인 기법은 많은 연구에서 그 효과가 충분히 입증되었을 뿐만 아니라, 환자 신체에 가해지는 부담이 적고 치료비용도 저렴하다는 장점으로 말미암아 현재 활발히 활용되고 있다[22-24]. 하지만 현재까지 개발되어 사용되고 있는 대부분의 척추견인기는 상대적으로 복잡하게 구성되었다는 문제가 있는데, 그 예로는 DRX9000TM (EXCITE MEDICAL, USA), Antalgic-Trak (Spinetronics, USA), SpineMED (SpineMED®, Australia) 등을 들 수 있다[25]. 이러한 척추견인기들은 그 구성이 복잡하기 때문에 일반적으로 제조 및 판매 단가가 너무 높다는 문제점과 함께 사용자에게 긴장을 유발하고 몸을 경직시킴으로써 통증을 심화 시킨다는 보고가 있다[26]. 따라서 본 논문에서 이러한 문제점을 해결하기 위해 비교적 그 구조가 간단하지만 동시에 각도조절이 가능한 침대형 구조와 왕복운동의 속도의 조절이 가능한 재활기를 구현하였다. 아울러 사용자의 몸에 가해지는 중력에 의해 척추 견인이 이루어지도록 함으로써 척추견인을 위해 추가적으로 요구되는 인위적 요소들을 최소화하였다. 이전 연구들에서 척추 견인에 대한 임상효과는 이미 충분히 검증되었으며 특히 사용자의 몸무게의 30~50%에 해당하는 견인력에서 교정효능이 최대가 된다는 사실이 밝혀진 만큼, 본 연구에서는 척추에 무리가 가지 않도록 시스템을 설계하였다. 아울러 이를 이론적으로 분석하고 실제 측정을 통하여 검증하였다[27,28].

## II. 방 법

### 1. 견인의 역학적 이론

본 연구에서 제안된 척추견인기의 중요한 특징의 하나는 상판의 각도 조절과 왕복운동을 통해 인체에 미치는 견인력을 조절할 수 있다는 점이다. 견인기 왕복 운동에 의한 인체에 가해지는 충격량을 최소화하는 한편에 인체와 상판 사이에 걸리는 견인력을 측정하기 위하여 용수철저울을 연결하였다. 최종적인 견인기는 그림 1에 보인 바와 같다.

척추견인기에서 인체에 작용하는 힘은, 기울어진 상판에 의해 적용되는 중력, 인체와 롤러 사이의 마찰력, 견인기와 인체 사이에 작용하는 용수철의 힘, 마지막으로 롤러와 견인기 상판사이의 마찰력 등에 의해서 최종적으로 결정된다. 이때 인체에 작용하는 힘  $F$ 는

$$F = -kx - b\dot{x} + F_0 \cos \omega t = -kx - b\dot{x} + A_0 \omega^2 \cos \omega t \quad (1)$$

와 같이 표현할 수 있다[29]. 여기서  $k$ 는 용수철의 탄성계수,  $b$ 는 견인기 상판과 롤러사이의 마찰유효 계수,  $F_0 \cos \omega t$ 는 견인기 상판의 움직임인 외부구동력이며, 이 힘은 몸과 접촉되어 있는 롤러를 움직이게 하여 결국 몸을 당기는 힘

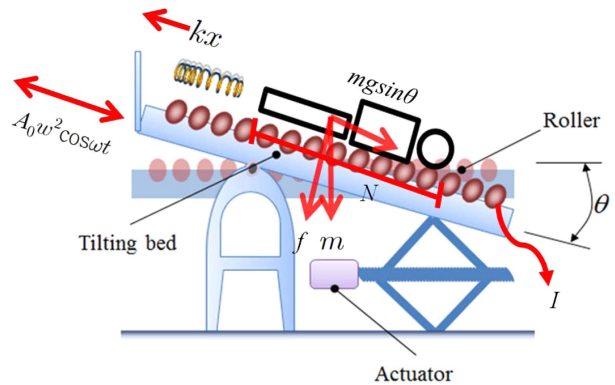


그림 1. 견인 시스템 구성요소.

Fig. 1. Traction system component.

으로 역할을 하게 된다. 하지만, 여기서 구동력은 직접적인 힘에 의해 주어지는 것이 아닌, 견인기 상판의 움직임, 즉, 상판의 변위에 의해 주어지는 것이기 때문에  $F_0 \cos \omega t$  꼴이 아니라  $A_0 \omega^2 \cos \omega t$  꼴로 표현된다.  $A_0$ 는 상판의 흔들림의 진폭으로 거리 차원을 갖는다. 견인기 상판 움직임에 의한 운동 중 롤러와 인체 사이에 미끄러짐 없이 부드럽게 롤러가 굴러간다고 가정하면, 인체에 접촉해 있는 롤러의 개수가  $N$ 개, 롤러의 (질량 중심에 대한) 관성모멘트가  $I$ 라고 가정할 때, 인체가 받는 힘  $F$ 는

$$F = ma = m\ddot{x} = -kx - b\dot{x} - Nf = -kx - b\dot{x} - Nf \quad (2)$$

으로 표현된다. 단 위에서  $f$ 는 롤러와 인체 몸 사이의 마찰력을  $x$ 는 몸이 움직인 거리를 의미한다. 롤러의 질량 중심에 대해서 토크  $T$ 는

$$T = I\alpha = rf \quad (3)$$

으로 표현된다. 단 위에서  $r$ 은 롤러의 반지름,  $\alpha$ 는 각가속도이다. 그런데 가속도  $a$ 는

$$a = \ddot{x} = r\alpha \quad (4)$$

으로 주어진다. 결국 위 식들에서 변수  $f$ 를 소거하면,

$$(m + NI/r^2)a + b\dot{x} + kx = 0 \quad (5)$$

의 관계식이 얻어진다. 이어서 변수  $m$ 을  $m'$ 으로 대체한 다음 Eq. [1]에 대입하면 다음의

$$m'a = -kx - b\dot{x} + A_0 \omega^2 \cos \omega t \quad (6)$$

관계식이 얻어진다. 사실 위 식은 잘 알려져 있는 sine 파 형태의 구동력이 주어질 때의 진동 문제로 귀결되고, 인체에 받는 힘의 운동방정식은 다음

$$\ddot{x} + 2\beta\dot{x} + \omega_0^2 x = A \cos \omega t \quad (7)$$

표 1. 본 논문에서 사용된 물리학 기호 및 값.  
Table 1. Physical Properties and Value.

Symbol	Value	Mean	Symbol	Value	Mean					
$\omega$	2.4	Traction angular acceleration (rad/sec)	$N$	13.0	Number of the roller					
$T$	2.6	Traction period (sec)	$I$	0.0	Momentum inertia (kgm <sup>2</sup> )					
$k$	4083.0	Elastic constant (N/m)	$r$	3.2	Radius of the roller (cm)					
$A$	0.1	Distance constant (m)								
Body weight (kg)	53	56	60	64	67	69	71	74	78	80
$\omega_0$	7.9	7.7	7.5	7.3	7.1	7.1	7.0	6.9	6.7	6.6
$m'$	66.0	69.0	73.0	77.0	80.0	82.0	84.0	87.0	91.0	93.0
$A_0$	185.0	184.2	183.0	181.8	181.0	180.4	179.8	178.9	177.8	177.2

과 같이 정리된다. 단 위 식에서  $\beta = b/2m'$  는 외부 저항에 의해 물체의 움직임을 방해하는 모든 요소들을 고려한 감쇠 계수이고,  $\omega_0^2 = k/m'$  는 외부 구동력이 없는 경우의 고유 진동수이다. 그리고  $A = A_0\omega^2/m'$  이며 여기서  $\omega$  는 상판 움직임의 각속도이다. 위의 미분 방정식을 상판의 움직임이 존재하지 않는 조건에서 풀면 그 해  $x_c$  는

$$x_c(t) = e^{-\beta t} [A_1 \exp(\sqrt{\beta^2 - \omega_0^2} t) + A_2 \exp(-\sqrt{\beta^2 - \omega_0^2} t)] \quad (8)$$

와 같이 표현된다. 즉 위의 해는 우리가 관심이 있는 충분한 시간이 경과된 때에는 영이 된다는 것을 알 수 있다. 다음으로 상판에 구동력이 가해지는 경우의 상판의 변위  $x_p$  는 다음

$$x_p(t) = D \cos(\omega t - \delta) \quad (9)$$

과 같이 주어진다고 가정할 수 있다. 이어서 Eq. [9]를 Eq. [7]에 대입하면

$$A - D[(\omega_0^2 - \omega^2) \cos \delta + 2\omega\beta \sin \delta] \cos \omega t - D[(\omega_0^2 - \omega^2) \sin \delta + 2\omega\beta \cos \delta] \sin \omega t = 0$$

$$\tan \delta = \frac{2\omega\beta}{\omega_0^2 - \omega^2}, \quad \sin \delta = \frac{2\omega\beta}{\sqrt{(\omega_0^2 - \omega^2)^2 + 4\omega^2\beta^2}}, \quad \cos \delta = \frac{\omega_0^2 - \omega^2}{\sqrt{(\omega_0^2 - \omega^2)^2 + 4\omega^2\beta^2}} \quad (10)$$

이고,

$$D = \frac{A}{(\omega_0^2 - \omega^2) \cos \delta + 2\omega\beta \sin \delta} = \frac{A}{\sqrt{(\omega_0^2 - \omega^2)^2 + 4\omega^2\beta^2}} \quad (11)$$

의 관계식을 얻을 수 있다. 상판 움직임에 의한 인체 몸의 움직임  $x_p(t)$  는

$$x_p(t) = \frac{A}{\sqrt{(\omega_0^2 - \omega^2)^2 + 4\omega^2\beta^2}} \cos(\omega t - \delta), \quad \delta = \tan^{-1} \left( \frac{2\omega\beta}{\omega_0^2 - \omega^2} \right) \quad (12)$$

와 같이 주어진다. 끝으로 상판과 롤러 사이의 마찰력을 0에 가깝게 설계했으므로,  $\beta = 0$  이 된다고 가정할 수 있다. 이 경우 해  $x_p(t)$  는

$$x_p(t) = \frac{A}{\omega_0^2 - \omega^2} \cos(\omega t) \quad (13)$$

으로 주어진다. 단 위에서  $\omega_0 = k/m'$ , 이고  $\omega$  는 상판 움직임의 각속도이다. Eq. [13]의 2번 미분에 인체의 무게를 넣어 사람에게 가해지는 힘을 구하면,

$$F_{\text{인체}} = m a_p(t) = \frac{A_0 \omega^4 m/m'}{\omega_0^2 - \omega^2} \cos(\omega t) \quad (14)$$

과 같은 인체에 적용되는 힘을 구할 수 있다. 아래 표 1은 대표 상수들에 대한 값이며 위의 식을 바탕으로 사용자의 몸무게 별  $\omega_0$ ,  $m'$ ,  $A_0$ 를 계산하였다.



그림 2. 견인 시스템의 구현.  
Fig. 2. Implementation of the traction system.

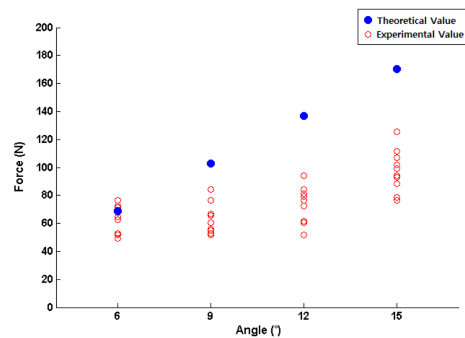


그림 3. 견인력의 이론치와 실측치의 비교.  
Fig. 3. Traction Force Compare to Theoretical value and Experimental value.

표 2. 왕복운동시 각도에 따른 견인력의 이론값과 실측값 비교.

Table 2. Comparison of the Theoretical with the Experimental value according to the tilting angle at the Traction state.

53 kg      168 cm				56 kg      168 cm			
Angle	Traction state			Angle	Traction state		
	Theoretical Value (N)	Experimental Value (N)	Difference of T·V and E·V		Theoretical Value (N)	Experimental Value (N)	Difference of T·V and E·V
6°	143.3	135.2	8.1	6°	151.4	137.2	14.2
9°	170.3	154.8	15.4	9°	179.9	170.5	9.4
12°	197.0	207.8	-10.8	12°	208.1	225.4	-17.3
15°	223.4	254.8	-31.4	15°	236.1	263.6	-27.5
60 kg      171 cm				64 kg      173 cm			
Angle	Traction state			Angle	Traction state		
	Theoretical Value (N)	Experimental Value (N)	Difference of T·V and E·V		Theoretical Value (N)	Experimental Value (N)	Difference of T·V and E·V
6°	162.2	147.0	15.2	6°	173.0	163.7	9.4
9°	192.7	170.5	22.2	9°	205.6	187.2	18.4
12°	223.0	232.3	-9.3	12°	237.9	248.9	-11.0
15°	252.9	294.0	-41.1	15°	269.8	307.7	-37.9
67 kg      172 cm				69 kg      176 cm			
Angle	Traction state			Angle	Traction state		
	Theoretical Value (N)	Experimental Value (N)	Difference of T·V and E·V		Theoretical Value (N)	Experimental Value (N)	Difference of T·V and E·V
6°	181.1	157.8	23.4	6°	186.6	169.5	17.0
9°	215.2	190.1	25.1	9°	221.6	201.9	19.8
12°	249.0	255.8	-6.8	12°	256.5	277.3	-20.9
15°	282.5	315.6	-33.1	15°	290.9	338.1	-47.2
71 kg      175 cm				74 kg      183 cm			
Angle	Traction state			Angle	Traction state		
	Theoretical Value (N)	Experimental Value (N)	Difference of T·V and E·V		Theoretical Value (N)	Experimental Value (N)	Difference of T·V and E·V
6°	192.0	181.3	10.7	6°	200.1	181.3	18.8
9°	228.1	222.5	5.6	9°	237.7	224.4	13.3
12°	263.9	278.3	-14.4	12°	275.0	283.2	-8.2
15°	299.3	341.0	-41.7	15°	312.0	355.7	-43.8
78 kg      177 cm				80 kg      179 cm			
Angle	Traction state			Angle	Traction state		
	Theoretical Value (N)	Experimental Value (N)	Difference of T·V and E·V		Theoretical Value (N)	Experimental Value (N)	Difference of T·V and E·V
6°	210.9	183.3	27.6	6°	216.3	188.2	28.1
9°	250.6	229.3	21.2	9°	257.0	219.5	37.5
12°	289.9	290.1	-0.2	12°	297.3	313.6	-16.3
15°	328.8	366.5	-37.7	15°	337.3	384.2	-46.9

\* Theoretical value (T·V) :  $mg\sin\theta$ 로 누워있을 때 중력에 의해 견인 받는 힘을 이론적으로 계산한 값

\* Experimental value (E·V) : 몸에 걸리는 견인력을 실제로 측정한 값

## 2. 척추 견인기의 구현

인체에 적용되는 견인력의 이론적 해석을 바탕으로 사용자의 몸무게, 척추 견인기 상판의 경사각의 비율을 이용하여 척추를 견인하는 방법을 적용하였다. 먼저, 견인기의 구조는 사용자의 신체 교정을 위하여 침상형 구조를 채택하였으며 침상은 윗쪽은 이동프레임, 아래쪽은 고정프레임의 이중 구조로 구성하였다. 견인기의 경사도 조절과 수평 왕복운동을 위하여 1KW급 AC모터(K9IP120FC-SU, GGM) 2

개와 300:1 감속기어를 사용 하여 설계 하였다. 왕복 운동 제어를 위하여 모터의 속도를 조절 할 수 있는 컨트롤러 (GUA-C-120B, GGM)와 2상 스텝 모터(A1K-S233, 오토닉스)를 장착하여, 왕복운동 속도를 최대 23회/min 이하로 설정 하였고 인체에 미치는 견인력을 측정하기 위하여 용수철 저울을 설치하였다. 또한 견인기와 인체사이의 마찰력을 줄이기 위하여 본 연구에서 제안된 척추 견인 방법의 디자인은 사용자와 상판 사이에 롤러를 장착하는 방법을 채택하

표 3. 정지시 및 왕복운동시 인체에 미치는 몸무게 대비 견인력 비교.  
Table 3. Comparative table of Ratio per body weight.

53 kg 168 cm					56 kg 168 cm				
Angle	Stationary state		Traction state		Angle	Stationary state		Traction state	
	Value (N)	Ratio per body weight (%)	Value (N)	Ratio per body weight (%)		Value (N)	Ratio per body weight (%)	Value (N)	Ratio per body weight (%)
6°	83.3 ± 5.9	16 ± 1.1	135.2 ± 6.6	26 ± 1.3	6°	88.2 ± 2.5	16 ± 0.5	137.2 ± 2.8	25 ± 0.5
9°	99.0 ± 4.1	19 ± 0.8	154.8 ± 6.1	30 ± 1.2	9°	109.8 ± 2.6	20 ± 0.5	170.5 ± 3.1	31 ± 0.6
12°	155.8 ± 4.1	30 ± 0.8	207.8 ± 7.1	40 ± 1.4	12°	164.6 ± 3.2	30 ± 0.6	225.4 ± 2.1	41 ± 0.4
15°	176.4 ± 7.4	34 ± 1.4	254.8 ± 4.6	49 ± 0.9	15°	186.2 ± 1.9	34 ± 0.4	263.6 ± 3.2	48 ± 0.6
60 kg 171 cm					64 kg 173 cm				
Angle	Stationary state		Traction state		Angle	Stationary state		Traction state	
	Value (N)	Ratio per body weight (%)	Value (N)	Ratio per body weight (%)		Value (N)	Ratio per body weight (%)	Value (N)	Ratio per body weight (%)
6°	82.3 ± 0.9	14 ± 0.2	147.0 ± 2.1	25 ± 0.4	6°	92.1 ± 1.6	15 ± 0.3	163.7 ± 4.0	26 ± 0.8
9°	117.6 ± 2.5	20 ± 0.5	170.5 ± 5.9	29 ± 1.1	9°	135.2 ± 4.7	21 ± 0.9	187.2 ± 2.0	30 ± 0.4
12°	170.5 ± 1.3	29 ± 0.3	232.3 ± 2.9	40 ± 0.6	12°	176.4 ± 2.7	28 ± 0.5	248.9 ± 11.2	40 ± 2.2
15°	205.8 ± 1.8	35 ± 0.3	294.0 ± 17.6	50 ± 3.4	15°	215.6 ± 2.6	34 ± 0.5	307.7 ± 3.1	49 ± 0.6
67 kg 172 cm					69 kg 176 cm				
Angle	Stationary state		Traction state		Angle	Stationary state		Traction state	
	Value (N)	Ratio per body weight (%)	Value (N)	Ratio per body weight (%)		Value (N)	Ratio per body weight (%)	Value (N)	Ratio per body weight (%)
6°	104.9 ± 1.8	16 ± 0.3	157.8 ± 2.5	24 ± 0.5	6°	101.9 ± 5.3	15 ± 1.0	169.5 ± 5.1	25 ± 1.0
9°	138.2 ± 3.0	21 ± 0.6	190.1 ± 2.6	29 ± 0.5	9°	135.2 ± 5.2	20 ± 1.0	201.9 ± 6.9	30 ± 1.3
12°	184.2 ± 3.2	28 ± 0.6	255.8 ± 3.7	39 ± 0.7	12°	196.0 ± 10.9	29 ± 2.1	277.3 ± 4.6	41 ± 0.9
15°	216.6 ± 2.0	33 ± 0.4	315.6 ± 3.7	48 ± 0.7	15°	237.2 ± 8.8	35 ± 1.7	338.1 ± 9.9	50 ± 1.9
71 kg 175 cm					74 kg 183 cm				
Angle	Stationary state		Traction state		Angle	Stationary state		Traction state	
	Value (N)	Ratio per body weight (%)	Value (N)	Ratio per body weight (%)		Value (N)	Ratio per body weight (%)	Value (N)	Ratio per body weight (%)
6°	111.7 ± 2.6	16 ± 0.5	181.3 ± 3.4	26 ± 0.7	6°	108.8 ± 4.6	15 ± 0.9	181.3 ± 3.1	25 ± 0.6
9°	146.0 ± 2.8	21 ± 0.5	222.5 ± 3.7	32 ± 0.7	9°	159.7 ± 2.7	22 ± 0.5	224.4 ± 3.4	31 ± 0.7
12°	201.9 ± 3.4	29 ± 0.7	278.3 ± 2.5	40 ± 0.5	12°	202.9 ± 3.5	28 ± 0.7	283.2 ± 5.4	39 ± 1.0
15°	229.3 ± 2.8	33 ± 0.5	341.0 ± 2.4	49 ± 0.5	15°	260.7 ± 3.9	36 ± 0.7	355.7 ± 2.7	49 ± 0.5
78 kg 177 cm					80 kg 179 cm				
Angle	Stationary state		Traction state		Angle	Stationary state		Traction state	
	Value (N)	Ratio per body weight (%)	Value (N)	Ratio per body weight (%)		Value (N)	Ratio per body weight (%)	Value (N)	Ratio per body weight (%)
6°	106.8 ± 3.7	14 ± 0.7	183.3 ± 3.6	24 ± 0.7	6°	125.4 ± 3.2	16 ± 0.6	188.2 ± 3.3	24 ± 0.6
9°	145.0 ± 2.0	19 ± 0.4	229.3 ± 3.1	30 ± 0.6	9°	164.6 ± 2.3	21 ± 0.4	219.5 ± 2.8	28 ± 0.5
12°	206.8 ± 2.3	27 ± 0.4	290.1 ± 4.4	38 ± 0.8	12°	219.5 ± 3.0	28 ± 0.6	313.6 ± 4.7	40 ± 0.9
15°	259.7 ± 3.7	34 ± 0.7	366.5 ± 3.4	48 ± 0.7	15°	258.7 ± 3.2	33 ± 0.6	384.2 ± 3.0	49 ± 0.6

\* Stationary state : 견인기 상판이 정지되어있는 경우

\* Traction state : 견인기 상판이 움직일 경우

였으며, 이의 시스템 구성은 그림 2에 보인 바와 같다.

견인을 유도하는 견인기 상판은 사용자의 몸무게를 이용하여 척추가 견인될 수 있도록 설계되었으며, 기울어지는 각도는 정지 상태 시 견인력이 몸무게의 30%까지 증가하는 각도인 15° 까지 변경 가능 하게 하였다.

### 3. 테스트 및 분석

본 연구는 '척추견인을 위한 왕복운동과 중력을 이용한 견

인력 측정'의 주제로 임상연구위원회(IRB)의 승인 (승인번호: KH2014-04) 을 받았으며 실험하기 전 피검자들에게서 면 동의를 받았으며, 피검자는 자원자를 대상으로 무작위 선정하였다. 실험 설계는 먼저 임의 사용자의 실제 몸무게를 기록한 후 견인기 상판 위에 눕게 한 후 상판의 각도에 따라 인체에 가해지는 견인력의 변화를 용수철 저울에 걸리는 힘의 변화를 통해 측정하였다. 위의 구현된 척추 견인기가 앞에서 설명된 이론으로 성능을 발휘하는지 확인하기 위하여

성인 남성 총 10명에 대해서 각도 6°, 9°, 12°, 15°에 대해 각각 10회씩 측정하여 총 400회 실험을 진행하였다. 왕복운동 시 기울기에 따른 사용자에게 가해지는 견인력을 이론적으로 계산한 값, 실제 측정한 실험값의 평균값, 두 값의 차이를 계산하여 표 2에 제시하였다. 각도가 6°인 경우는 이론값과 실측값의 평균값이 8.1~28.1 N 차이를 보여, 최소 5.6%에서 최대 13%의 차이를 보였으며, 각도가 15°인 경우에는 이론값과 실측값의 평균값이 27.5~47.2 N의 차이를 보여, 최소 11.6%에서 최대 16.2%의 차이를 보였다.

피험자 10명의 10회의 실험을 견인기의 각도별 정지 상태에서 측정한 견인력과 함께 견인기 상판의 왕복 운동 시 측정되는 견인력을 측정 하여 표준 편차와 함께 표기 하였으며, 이를 사용자의 몸무게의 비율로 나타낸 값을 표 3에 제시하였다.

상판의 움직임이 없는 상태일 때, 몸무게 대비 중력에 의한 견인력 비율은 상판의 경사도가 6도에서 14 ± 0.7%~16 ± 1.1%의 값을 가졌으며, 15도에서 33 ± 0.4%~36 ± 0.7%의 값으로 나타났다. 상판의 움직임이 있을 시 경사도가 6° 일 때, 24 ± 0.5%~26 ± 1.3%의 견인력이 가해졌으며, 15° 일 때 48 ± 0.6%~50 ± 3.4% 임을 확인할 수 있었다.

이 결과 값으로 본 연구에서 설계된 견인기가 상판의 구동력에 의한 견인력이 사용자 몸무게의 최소 24 ± 0.5%에서 최대 50 ± 3.4% 범위 내에 분포함을 알 수 있다. 이에 최대 6.8% 오차 범위 내에서 학계에 보고된 척추견인시 유효 견인력인 몸무게의 30%~50% 라는 결과와 유사한 값을 가진다. 이는 상판의 기울기의 크기 변화를 통하여 만족시킬 수 있는 결과 값이다.

### III. 결과 및 토의

본 연구에서 인체 역학적 견인력을 이론적으로 고찰하고 이를 바탕으로 구현된 척추견인 시스템은 기존 임상연구에서 밝혀진 인체의 적절한 견인력인 체중의 30~50% 범위라는 조건을 6.8%의 오차 범위 내에서 구현하였다.

몸 전체에 가해지는 견인력을 통하여 척추에만 가해지는 정확한 견인력의 계산은 실제 허리가 받는 장력 중 척추에 미치는 힘의 비율을 알 수 있다면 실험적 추산 과정을 통하여 가능하다. 그 원리는 그림 4과 같이 인체를 다리와 몸으로 단순화시켜 구분하고, 실제 몸을 당기는 힘을 아래의 식으로

$$m_{body}'a = \left( m_{body} + \frac{N_{body}I}{r^2} \right) a \quad (15)$$

로 계산하면, 실제 척추에 적용되는 장력을 추론할 수 있다. 이는 임상연구와 연동하여 척추견인에 의한 추간판 압박력

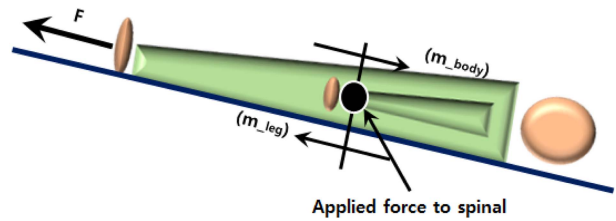


그림 4. 척추 견인기로부터 척추에 가해지는 힘.  
Fig. 4. Applied force to spinal from Traction System.

이론 체계를 세우는데 많은 기여를 할 것이라고 판단된다. 인체와 견인기 사이의 마찰력의 정확한 측정과 인체역학에 의거한 견인력 분산 대해서는 다음과 같은 논의를 해 볼 수 있다. 먼저, 본 앞에서 제시된 이론적 고찰에서 마찰 관련 변수 β 값을 측정 데이터로부터 수치적으로 구해내는 방법은 다음과 같다. 견인기의 변위  $A\cos\omega t$  와 인체의 움직임(용수철의 변위)인 Eq. [12]에서

$$x_p = \frac{A\omega^2/m'}{\sqrt{(\omega^2 - \omega_0^2)^2 + 4\beta^2\omega^2}} \cos(\omega t - \delta), \quad \delta = \tan^{-1}\left(\frac{2\omega\beta}{\omega_0^2 - \omega^2}\right) \quad (12)$$

의 위상차 δ가 주어지기 때문에 β를 위의 관계식으로 구할 수 있을 것이다. 마찰항이 복잡하여 이론적으로 얻을 수는 없지만 실험 데이터를 통해 역추산할 수 있다. 위의 식을 해석하면, 마찰항의 값은 견인기 상판의 움직임과 인체의 움직임의 시간지연을 생성시키는 역할을 하지만, 본 연구에서는 견인기와 인체 운동의 시간 차이의 측정이 주요 목적이 아닌 상판에 의한 견인력 분석 및 측정을 초점으로 하고 있으므로 마찰항에 대한 자세한 논의는 후속의 연구에서 수행될 수 있을 것으로 기대된다.

본 연구에서는 구조가 간단한 침상형 구조를 가진 척추 견인기의 설계, 이론 제시 및 시스템 개발을 하였고, 이론과 실측의 비교를 통하여 개발된 시스템의 견인력을 검증하였다. 추 후 임상연구를 통하여 새로운 의료기기로써 효능에 대한 연구를 지속할 필요가 있으며, 척추견인 및 재활의료기기의 기술 발전에 도움이 되기를 기대한다.

### References

- [1] A.A. Krishnaney, J. Park, E.C. Benzel, "Surgical management of neck and low back pain", *Neurologic clinics*, 25, pp. 507-522, 2007.
- [2] Naples Anesthesia and Physician Associates, <http://wpain-freenaples.com/> (accessed Jan., 15, 2014)
- [3] O. Airaksinen, J.I. Brox, C. Cedraschi, J. Hildebrandt, J. Klüber-Moffett, F. Kovacs, A.F. Mannion, S. Reis, J.B. Staal, H. Ursin, G. Zanoli, C.B.W.Go.Gf.C.L.B. Pain, "Chapter 4. European guidelines for the management of chronic nonspecific low back pain", *European spine journal : official publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical*

- Spine Research Society*, 15 Suppl 2 pp. S192-300, 2006.
- [4] Y.W. Kuo, Y.C. Hsu, I.T. Chuang, P.H. Grace Chao, and J.L. Wang, "Spinal Traction Promotes Molecular Transportation in a Simulated Degenerative Intervertebral Disc Model," *Spine* (Phila Pa 1976), Feb 12, 2014.
- [5] Y. Kim, "Age-related Geometric Effects on the Human Lumbar Spine by the Finite Element Method", *Journal of Biomedical Engineering Research*, 21(3), pp. 285-293, 2000.
- [6] K. Kumar, "Spinal deformity and axial traction", *Spine*, 21, pp. 653-655, 1996.
- [7] M.V. Shterenshis, "The history of modern spinal traction with particular reference to neural disorders", *Spinal cord*, 35, pp. 139-146, 1997.
- [8] Y.S. Lee, C.S. Baek, J.H. Jang, H.J. Sim, C.S. Han, and J.S. Han, "Development of a Biomechanical Motion System for the Rehabilitation of Various Joints", *Journal of Biomedical Engineering Research*, 25(6), pp. 511-517, 2004.
- [9] Gary FJ, H. MJ, "Radiological assessment of effect of body weight traction on lumbar disk spaces", *Medical Journal of Australia*, 1963.
- [10] G.B. Andersson, A.B. Schultz, A.L. Nachemson, "Intervertebral disc pressures during traction", *Scandinavian journal of rehabilitation medicine. Supplement*, 9, pp. 88-91, 1983.
- [11] S.C. Colachis, Jr., B.R. Strohm, "Effects of intermittent traction on separation of lumbar vertebrae", *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 50, pp. 251-258, 1969.
- [12] F.J. Gray, H.J. Hosking, "A Radiological Assessment of the Effect of Body Weight Traction on the Lumbar Disc Spaces", *The Medical journal of Australia*, 2, pp. 953-955, 1963.
- [13] J. Cyriax, "The treatment of lumbar disc-lesions", *Postgraduate medical journal*, 29, pp. 4-10, 1953.
- [14] A. Macario, J.V. Pergolizzi, "Systematic literature review of spinal decompression via motorized traction for chronic discogenic low back pain", *Pain practice : the official journal of World Institute of Pain*, 6, pp. 171-178, 2006.
- [15] C.C. Apfel, O.S. Cakmakaya, W. Martin, C. Richmond, A. Macario, E. George, M. Schaefer, J.V. Pergolizzi, "Restoration of disk height through non-surgical spinal decompression is associated with decreased discogenic low back pain: a retrospective cohort study", *BMC musculoskeletal disorders*, 11, pp. 155, 2010.
- [16] S.H. Hyun, M.S. Kang, C.C. Ryew "The Effect of Vertical Traction Treatment on Lumbar Extension Muscle Strength, Spinal Curvature and Oswestry Disability Index on Chronic Back Pain Patients", *The Korean Journal of Physical Education*, 51, pp. 679-688, 2012.
- [17] G.L. Pellecchia, "Lumbar traction: a review of the literature", *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*, 20, pp. 262-267, 1994.
- [18] M.R. Gudavalli, "Biomechanics research on flexion-distraction procedure", *J.M. Cox (Ed.), Low back pain: mechanisms, diagnosis and treatment (6th ed.)*, Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia, PA, pp. 263-268, 1998.
- [19] E. Knutsson, C.R. Skoglund, E. Natchev, "Changes in voluntary muscle strength, somatosensory transmission and skin temperature concomitant with pain relief during autotractor in patients with lumbar and sacral root lesions", *Pain*, 33, pp. 173-179, 1988.
- [20] G. Ramos, W. Martin, "Effects of vertebral axial decompression on intradiscal pressure", *Journal of neurosurgery*, 81, pp. 350-353, 1994.
- [21] I. Wegner, I.S. Widyahening, M.W. van Tulder, S.E. Blomberg, H.C. de Vet, G. Bronfort, L.M. Bouter, G.J. van der Heijden, "Traction for low-back pain with or without sciatica", *The Cochrane database of systematic reviews*, 8, pp. CD003010, 2013.
- [22] G.B. Andersson, "Epidemiological features of chronic low-back pain", *Lancet*, 354, pp. 581-585, 1999.
- [23] R. Chou, "Evidence-based medicine and the challenge of low back pain: where are we now?", *Pain practice : the official journal of World Institute of Pain*, 5, pp. 153-178, 2005.
- [24] C. Bombardier, R. Esmail, A.L. Nachemson, "The Cochrane Collaboration Back Review Group for spinal disorders", *Spine*, 22, pp. 837-840, 1997.
- [25] A. Macario, C. Richmond, M. Auster, J.V. Pergolizzi, "Treatment of 94 outpatients with chronic discogenic low back pain with the DRX9000: a retrospective chart review", *Pain practice : the official journal of World Institute of Pain*, 8, pp. 11-17, 2008.
- [26] Van Tulder, M.W., B. Koes, and A. Malmivaara, "Outcome of non-invasive treatment modalities on back pain: an evidence-based review", *Eur Spine J*, 15 Suppl 1, pp. S64-81, 2006.
- [27] J.M.C. M.R. Gudavalli, J.A. Baker, G. Cramer, A.G. Patwardhan, "Intervertebral disc pressure changes during a chiropractic procedure", *Adv Bioeng*, 36, pp. 215-216, 1997.
- [28] Krause, M., K.M. Refshauge, M. Dessen, R. Boland. "Lumbar Spine Traction: Evaluation of Effects and Recommended Application for Treatment." *Man Ther* 5, no. 2, pp. 72-81, 2000.
- [29] J.B. Marion, S.T. Thornton, *Classical Dynamics of particles and systems. 4<sup>th</sup> edition*, USA, 1995, pp. 116-128.