

Analysis of Biomechanical Characteristics of Therapist's Ground Reaction and Contact Hand Force and Time According to Table Height During Spinal Manipulation

Jejeong Lee^a  and Yongwoo Lee^{a*} 

^aDepartment of Physical Therapy, College of Health and Welfare, Sahmyook University, Seoul, Republic of Korea

Objective: This study aimed to analyze the effects and characteristics of the height of the treatment table on the force and time of ground reaction (GR) and contact hand (CH) generated from the therapist's feet to generate thrust during spinal manipulation (SM).

Design: A cross-sectional survey study

Methods: Thirty-six healthy subjects were recruited. SM was performed on the ilium using a knee-high table, where the therapist felt it was easy to control the subject's posture and body shape and comfortable to generate force, as well as a relatively high thigh-high table. The force and time generated by the therapist's GR and CH were simultaneously measured through a force plate.

Results: As a result, there was a significant difference in peak force and rundown force at the therapist's GR according to the table height ($p < 0.05$). In the therapist's CH, there was a significant difference between PreMin (preload minimum) force and peak force ($p < 0.05$), and there was a significant difference between the time from PreMin to peak and the time of the entire section ($p < 0.05$).

Conclusions: As a result, the generation of increased CH force and faster thrust duration were confirmed by mobilizing the reduced GR force of the therapist to generate thrust than the relatively high table on the knee-high table.

Key Words: Spinal manipulation, High-velocity low-amplitude, Table heights, Biomechanics, Clinical training

서론

2019년 건강보험 적용대상자 5139명중 1761만명이 근골격계 질환으로 의료기관에서 진료를 받았고 이것은 3명중 1명이 근골격계 통증으로 병의원을 찾는 것을 의미하며, 그중 요통 환자의 진료비율이 가장 높았고 이는 자살 다음으로 사회경제적 부담이 가장 큰 질환이다[1, 2]. 요통은 국소적인 허리의 문제로 간주하지만 Wiczorek와 Campau [3]의 요통과 천장관절의 연관성에 대한 연구 결과에서는 60.7%가 천장관절의 원인으로 요통이 발생한다고 보고하였다. 이것은 종전의 통계치인 15-40%[4]로 봤던 요통과 천장관절의 연관성보다 훨씬 큰 수치이며 요통은 천장관절의 연관성을 떠나서 생각할 수 없음을 시사한다.

척추교정은 요통을 위한 1차 치료로 권장되는 방법이며, 비용대비 효율적인 치료이다[5-7]. 척추교정은 신경근의 반사를 일으키는 등 신경생리학적 효과를 만들어 신경근 활성도의 변화, 역치의 증가로 인해 통증감소를 위해 관리에 널리 사용되고 있다[8-12]. Lima와 Sozio [13]의 선행 연구에서는 적용된 힘의 크기에 따라 근 활성도의 변화가 달라진다고 보고하였고, Bialosky와 Beneciuk [14]는 이러한 신경생리학적 효과는 치료사가 척추교정 시 만들어낸 생체역학적 힘으로 인해 발생한다고 보고하였다. 척추교정은 도수치료의 다양한 기법 중 하나이며, 관절의 해부학적 운동범위내에서 짧은 거리를 신속하게 힘을 전달하는 고속저진폭(HVLA, high-velocity low-amplitude)의 치료 기술이다[15]. 척추교정 시 힘을 발생시키기 위해 상당한 훈련과 연습이 필요하며 힘 발

Received: Jun 20, 2023 Revised: Jun 23, 2023 Accepted: Jun 23, 2023

Corresponding author: Yongwoo Lee

Department of Physical Therapy, College of Health and Welfare, Sahmyook University.

815 Hwarang-ro, Nowon-gu, Seoul, Republic of Korea

Tel: +82-2-3399-1636 Fax: +82-3399-1638 E-mail: yongwo2@syu.ac.kr

This is an Open-Access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution Non-Commercial License (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0>) which permits unrestricted non-commercial use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

Copyright © 2023 Korean Academy of Physical Therapy Rehabilitation Science

생을 위해 고려해야 하는 요인들은 전문가 개별적 의견으로 그에 따른 교육은 표준화되지 않았다[16].

척추교정실행은 다양한 부위에 적용이 가능하며 적용 부위에 따라 대상자의 자세로 달라진다. 그 중 옆으로 누운 골반의 척추교정적용은 힘을 효과적으로 전달하기 위해 초심자 물리치료사가 많은 훈련과 연습이 필요로 하는 복잡한 운동 기술이며[16]. Triano와 Descarreaux [17], 요천추의 척추교정적용은 치료사의 자세변화가 작은 흉추 적용에 비해 더욱 복잡한 다중 협응 운동이라고 정의하였다. O'Donnell과 Smith [16]의 요천추 척추교정에 대한 연구에 의하면 추력의 힘 발생을 위한 테이블 높이가 중요하다는 것에 모든 임상자들이 동의한다고 기술하였고, 테이블 높이에 관하여 시술자의 전상장골극(anterior superior iliac spine)과 환자의 테이블과 비접촉면의 전상장골극 위치와 만나는 지점의 높이에서 척추교정이 이루어져야 한다는 주장이 있지만 이것은 일부 임상주의 의견이다[16].

척추교정은 환자의 안전과 부상방지, 치료사의 위치 에너지를 이용하기 위해 치료테이블 위에서 시행된다. 치료사의 부상 위험 뿐 아니라 테이블의 높이는 힘 생성의 역학적 이득과 체형의 단점을 보완하기 위해 중요한 요소이다[18]. 기존의 테이블 높이에 따른 선행연구는 테이블 높이에 따른 치료사의 부상 비율에 관한 실험 이었다[18-20]. 생체역학적 힘을 만드는 테이블의 높이는 중요한 고려사항임에도 상황에 맞게 높이 조절 테이블 사용을 권장하지만 테이블 높이에 관한 규정은 존재하지 않으며[21], 척추교정 시 테이블 높이에 관한 교육방법은 어떠한 근거에도 기반하지 않는다.

척추교정 동안에 환자에게 전달된 힘에 대한 안정성은 여전히 논쟁거리이다. Stemper와 Hallman[22]은 척추교정 시 적용된 힘으로 인한 부상 위험을 간손상척도(AIS)의 최소 위험에 해당한다고 보고하였지만, Hartnett와 Milner[23], Nielsen과 Tarp[24]은 안정성에 대해 결론을 내리기 불가능하며 일부 부상위험이 존재한다고 보고하였고, 척추교정 시 적용되는 힘과 지속시간은 환자의 안전성에 대한 중요한 고려 사항이지만 기초연구가 부족하다[25].

이에, 본 연구는 치료사가 편안하다고 느끼는 무릎 높이의 테이블과 상대적으로 높은 대퇴 높이 테이블에서 척추교정을 골반에 적용하여, 척추교정 시 테이블 높이에 따른 치료사의 발과 접촉손의 힘, 시간에 미치는 영향을 비교 분석하고자 하였다.

연구방법

연구의 대상

본 연구의 통계학적 대상자 산출을 위해 G*power (Ver 3.1.9.6 for mac, Heinrich Heine University, Germany)를 통해 표본 크기를 계산하여 34명의 결과를 얻었고, 중도 탈락율 5%, 실험의 성공기준인 관절염을 얻지 못할 경우 10%를 고려하여 40명을 건강한 대상자를 임상 물리치료사 온라인 게시판을 이용하여 모집하였다. 연구 대상자의 선정기준은 골반 척추교정을 받았던 경험이 있는 자, 척추교정 중 측와위 자세가 불편하지 않았던 자, 치료 후 불편함과 통증이나 신경학적 증상이 없었던 자로 선정하였다.

연구 대상자의 제외 기준은 척추, 골반, 고관절의 외상이나 수술 이력이 있었던 자. 최근 6개월간 요천추 부위의 통증이 있는 자. 디스크 팽윤, 돌출, 탈출을 진단을 받은 자, 다리의 방사통 등 신경학적 증상이 있는 자. 척추분리증, 척추전방전위증이 있는 자. 강직성 척추염 등 전이성 질환이 있는 자. 심한 골다공증이 있는 자는 제외되었다.

이 연구는 횡단적 연구이며, 연구 절차에 대한 구두 및 서면 설명을 제공받았고, 참여 전에 정보에 입각한 동의서에 서명했습니다. 삼육대학교 인간연구윤리위원회는 본 연구를 승인하였다(IRB 인증번호: SYU 2022-04-008-004).

실험 절차

본 연구는 연구 참여자를 모집하기 위해 온라인 물리치료사 홍보 게시물을 사용하였다. 홍보물은 '20-40세 남/여', '척추교정을 골반에 적용 받았던 경험이 있는 자', '척추교정 시 연구 대상자의 테이블 자세로 측방자세가 불편하지 않았던 자' '척추교정 후 불편함과 통증이나 신경학적 증상이 없었던 자'의 내용으로 자발적 참여자를 모집하였다. 본 연구에 참여 의사를 밝힌 대상자 중 선정기준에 부합한 40명을 모집 하였다. 실험 전, 대학에 있는 실험실에서 성별, 연령, 신장, 체중 등의 일반적 특성을 기록하였고, 평가 항목인 테이블 높낮이에 따라 치료사의 접촉손의 힘과 시간, 치료사의 발의 힘과 시간을 수집하였다.

반복적이고 지속적인 척추교정은 실험자의 체력적인 문제로 인해 순서에 따라 적용되는 힘의 차이를 만들 수 있는 우려가 있다[22]. 본 실험은 척추교정적용 순서를 무작위화 하였으며 무릎 높이 테이블과 대퇴 높이 테이블의 순서를 결정하였다.

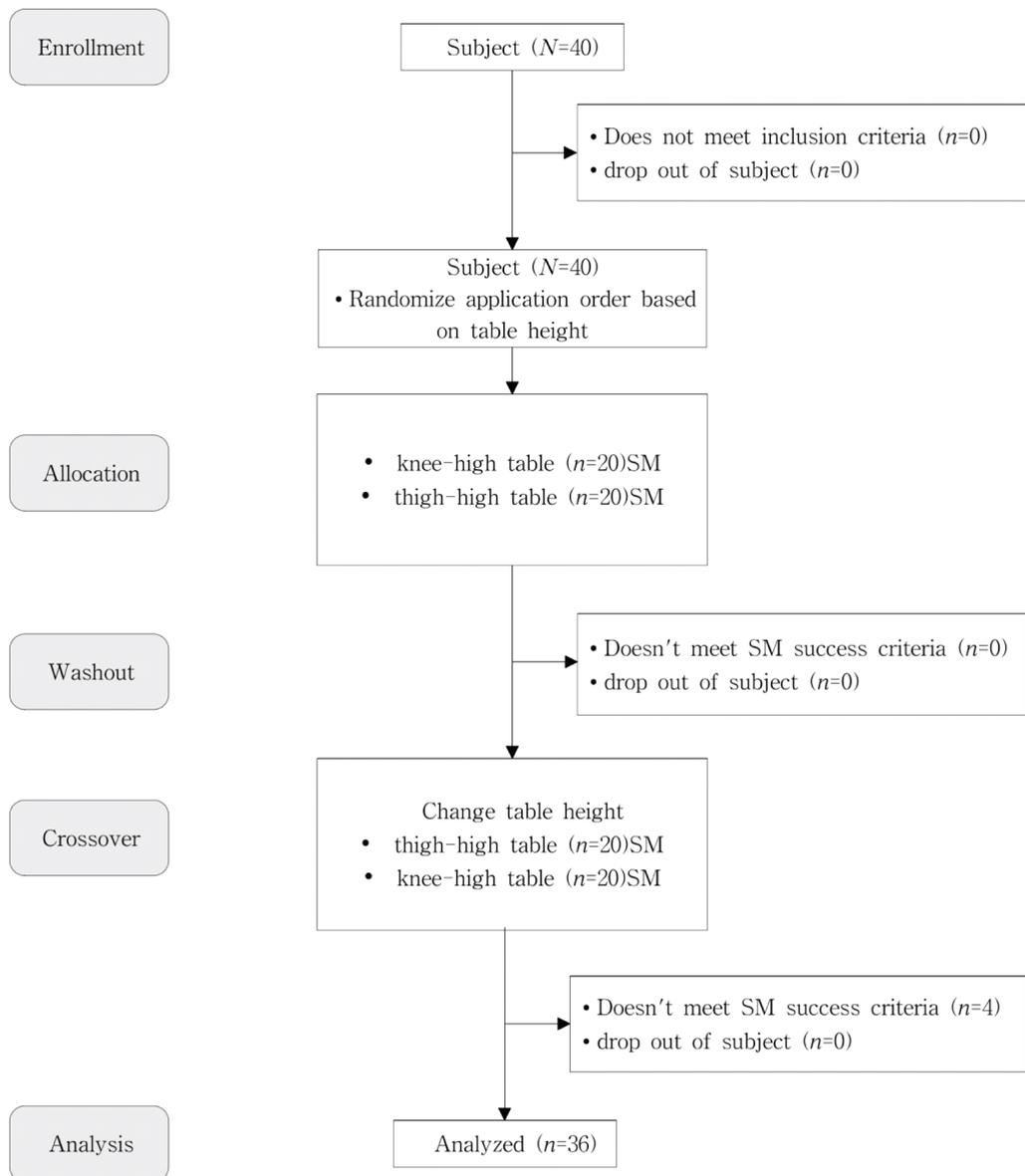


Figure 1. procedure.

실험은 척추교정 임상경력 15년 이상의 물리치료사 1 명이 실시하였으며 실험 전, 실험자가 대상자의 테이블 자세를 시연 및 조정하였다. 기존 선행연구에서는 실험자가 척추교정이 성공적이었다는 느낌이 들면 결과값으로 활용하였지만 이는 주관적인 판단으로 의도된 결과값을 만들 수 있다. Derian과 Smith [26], Cramer와 Ross[27]는 척추교정 시 공동현상(cavitation)으로 인한 관절염을 성공적인 중재 기준으로 봤으며, 관절염이 회복되는 시간은 평균 20-30분으로 보고하였다[26]. 따라서 본 연구에서는 서로 다른 테이블 높이 간의 척추교정 적용 간격을 30분으로 설정하였다.

첫 번째 테이블 높이에서 실험이 성공적이었다는 기준

인 관절염이 모두 발생하였지만 테이블 높이를 변경 하였을 때 4명에게는 관절염을 얻을 수 없어 제외하였다.

실험 방법

테이블 높이는 실험자가 서있는 자세 기준으로 실험 대상자의 골격의 크기와 상관없이 실험대상자의 체형과 자세를 통제하기 수월하고 추력을 발생하기 가장 편하다고 느끼는 슬개골 상 대퇴 힘줄 수준의 무릎높이의 테이블(Knee level table)(Figure 2A)과 슬관절과 대전자 사이의 1/2 높이로 무릎높이 테이블에 비해 상대적으로 높은 대퇴 높이 테이블(Figure 2A)로 설정하였다.



Figure 2A. knee-high table.

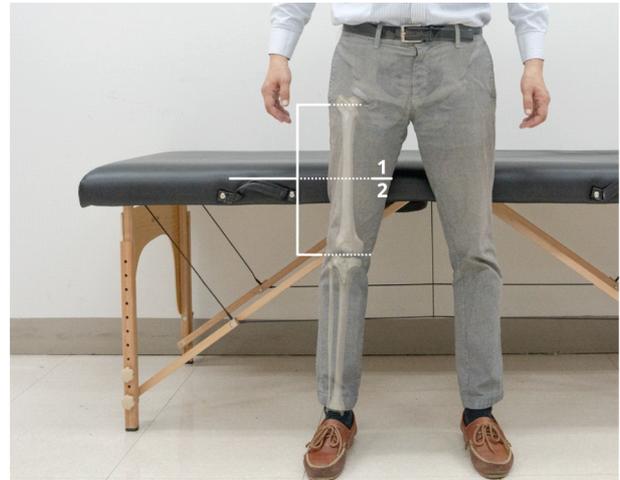


Figure 2B. thigh-high table.

척추교정은 테이블에 대상자를 측와위 자세로 눕도록 하며, 치료사와 가까운 테이블 끝에 위치하게 지시하였다. 실험대상자의 손이 반대쪽 겨드랑이로 들어가 교차하도록 지시하였고, 치료사는 실험대상자의 아래에 위치한 다리를 굴곡과 신전 없이 위치하게 조정하고 테이블 위쪽에 위치한 다리를 고관절 90도를 만들고 발목은 무릎 뒤로 고정하여 슬관절 굴곡 자세를 만든다. 치료사는 실험대상자의 자세를 안정되고 쉽게 통제 할 수 있는 위치로 자세조정 하며 치료사는 체중이동을 신속하게 이동할 수 있고 힘을 효과적으로 발생 시킬 수 있는 위치로 이동한다[17]. 치료사는 흉골부분의 교차된 대상자의 두 팔을 두(cephalic) 방향 손으로 잡고 유지하고, 미(caudal)방향 손으로는 골반의 후상장골극을 손바닥 전체로 접촉하지만 소지구와 두상골 부위에 더욱 집중하여 접촉 한다. 대상자의 교차된 팔을 잡은 치료사의 두방향 손은 고정을 하고 후상장골극을 잡은 미방향의 손을 끌어당겨 제한적 장벽(restrictive barrier) 이 최대

긴장지점(point of tension)에 도달했을 때, 하지와 상지 몸전체를 사용하여 짧고 빠른 추력내는 척추교정을 서로 다른 테이블 높이에서 실시한다[15, 27, 28](Figure 3A, 3B).

실험의 성공여부를 천장관절 수준에서 발생한 공동현상으로 인한 관절염을 기준으로 하였고, 테이블 높이 별 실험 간격은 공동현상 회복을 위해 소실기간을 30분으로 하였다[26].

측정도구와 자료 수집 과정

척추교정 시 치료사의 발과 지면사이(발), 손과 접촉면(접촉손) 사이의 힘과 시간을 측정하였다. 발의 힘과 시간을 측정하기 위해 2개의 force plate를 사용하였고 (Ver 2022, KINVENT, France)(Figure 3A), 접촉손의 힘과 시간을 측정하기 위해 1개의 muscle controller를 사용하였다(Ver 2022, KINVENT, France)(Figure 3B),



Figure 3A. Spinal Manipulation



Figure 3B. Spinal Manipulation

실험자는 실험 참여자에게 척추교정예비 자세를 취하고 대상자의 자세를 통제하고 힘을 효과적으로 발생시킬 수 있는 위치로 이동하여 왼발과 오른발의 위치를 바닥면에 표시한다. 표시한 위치에 치료사의 force plate 각각 위치한다. 실험대상자의 PSIS 축진을 통해 치료테이블과 접촉되어 있는 반대면의 PSIS의 위치를 확인한다. muscle controller를 치료사의 손바닥면에 위치시키고 접촉손과 발의 측정값의 시간적 동기화를 위해 접촉손의 컨트롤러로 발의 force plate에 빠른 터치를 한다. 실험자는 force plate 위에 올라서며(Figure 3A), 실험대상자의 PSIS에 치료사의 손바닥 면에 부착한 컨트롤러를 접촉하여 척추교정을 골반에 적용한다. 척추교정 시 발의 힘과 시간은 72 Hz로 샘플링되어 무선으로 연결된

태블릿의 데이터 분석 및 저장 프로그램 K-force Pro (Ver 2022, KINVENT, France)으로 통합 수집된다. 척추교정은 1초안에 수행이 끝나지만 접촉손과 시간적 동기화를 시키는 시간과 실험대상자의 위치조절 과 체형을 통제하는 시간을 고려하여 총 35초의 힘과 시간이 수집되었다.

접촉손의 힘과 시간은 정량적으로 식별이 가능한 특징을 가지고 있으며 Triano와 Descarreaux [17], Downie와 Vemulpad [29]가 제안한 변수를 측정 하였고, 시간적 순서로 보았을 때 첫째, 최대예압의 단계로 관절을 생리학적 범위의 한계까지 이동시켜 추력을 용이하게 하며 목표 관절을 국소화 하는 절차로 힘이 증가되는 특징이 나타났고, 둘째, 최소예압의 단계로 추력 직전에

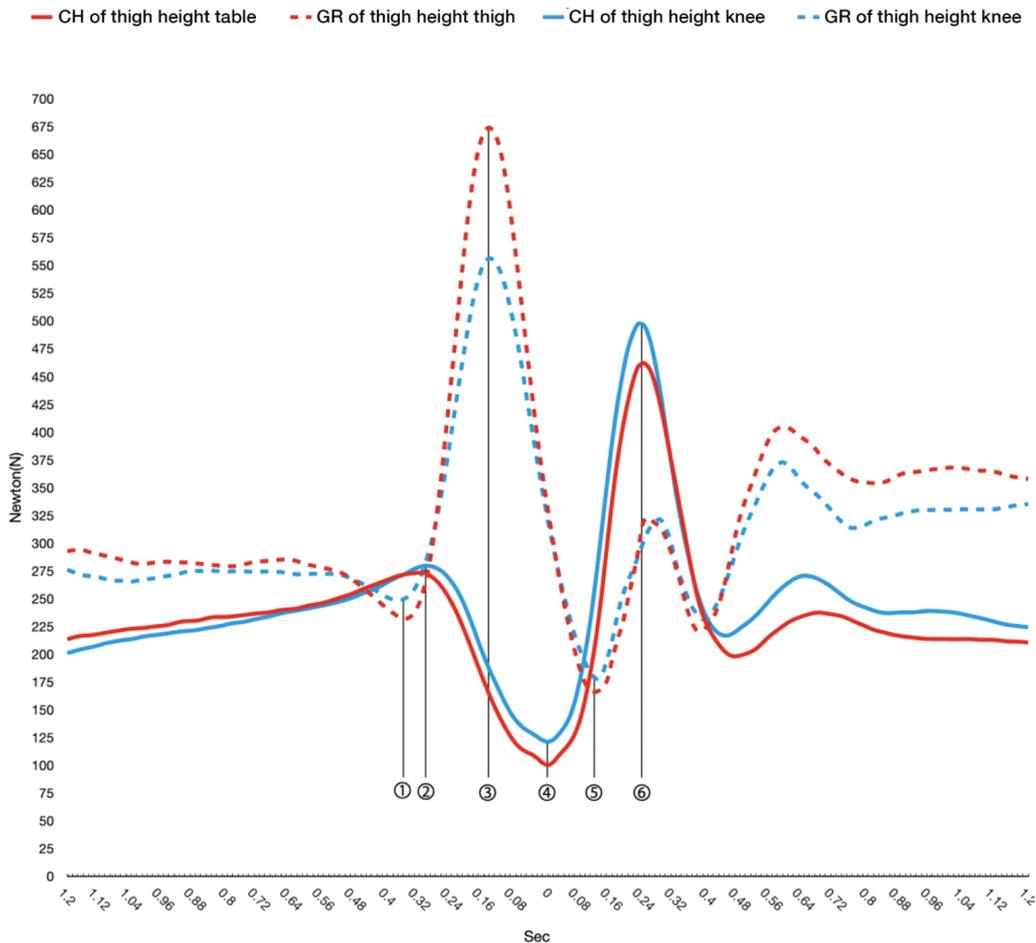


Figure 4. GR, CH force and time change according to table height

(1) RunUp NoGR (Y-axis), time (X-axis). (2) PreMax NoCH (Y-axis), time (X-axis). (3) peak NoGR (Y-axis), time (X-axis). (4) PreMin NoCH (Y-axis), time (X-axis). (5) RunDown NoGR (Y-axis), time (X-axis). (6) Peak NoCH (Y-axis), time (X-axis). (1-3) GR time from rundown to peak. (2-4) Time zone from PreMax to Min CH. (3-5) Interval time from peak to rundown of the GR. (4-6) Section time from PreMin to peak of CH, also called thrust duration. (1-5) Interval time from runup to rundown of the GR. (2-6) From the PreMax of the CH to the peak interval time.

예압력이 감소하는 특징이 나타나며, 셋째, 피크의 단계로 목표관절에 최대 힘이 적용되는 특징을 보인다. 이에 따라 접촉손에서는 최대예압, 최소예압, 피크를 측정 변수로 하였다(Figure 4).

발의 힘과 시간의 측정에 대한 선행 연구가 없기에 우리는 파일럿 연구를 통해 나타난 특징을 측정 변수로 하였다. 접촉손에서 발생한 최대예압 힘 발생 이전에 발에서 힘의 뚜렷한 감소곡선의 꼭지점을 지면반발력의 런업이라고 명명하여 변수로 하였고, 접촉손의 최소예압 이전에 지면반발력의 피크 힘의 곡선의 꼭지점을 피크, 접촉손의 피크 힘 발생 이전에 지면반발력의 힘이 감소되는 꼭지점을 런다운으로 명명하여 변수로 하였다. 이전에 나타나는 힘의 감소구간을 런업 이라고 명명하여 변수로 하였다(Figure 4).

짧은 터치의 순간을 기준으로 손과 발의 시간은 동기화 되었고, 손의 추력이 발생하는 최소예압을 0초로 기준으로 하였다[29]

분석방법

모든 데이터 통계분석은 SPSS(Ver 29.0 for Mac, IBM CO, USA) 프로그램을 이용하였으며, 척추교정시 힘을 발생하기 위해 치사의 발과 지면사이에 발생한 힘을 런업, 런다운, 피크의 힘과 시간, 접촉손에서 발생한 최대예압, 최소예압, 피크의 힘과 시간을 테이블 높이에 따라 미치는 영향을 알아보기 위해 대응표본 t검정을 이용하였으며 통계학적 유의 수준은 $p < 0.05$ 로 설정하였다.

연구결과

대상자는 총36명으로 남성31 명, 여성 11명 이었고, 평균 연령은 28.75세로 나타났다. 평균 신장은 171.77 cm로 나타났다. 평균 체중은 72.91kg으로 나타났다 (Table 1).

테이블 높이에 따른 발과 접촉손의 힘의 변화

테이블 높이에 따른 척추교정 시 치료사의 발에서 발생된 런업의 힘(Newton)은 무릎 높이 테이블에서 230.18 N으로 대퇴 높이 테이블의 207.90 N보다 높았고 유의한 차이는 없었으며, 피크의 힘은 무릎 높이 테이블에서 599.09 N으로 대퇴 높이 테이블의 769.23의 N보다 유의한 차이로 낮았고, 런다운의 힘은 무릎 높이 테이블에서 145.64 N으로 대퇴 높이 테이블의 105.16 N보다 유의한 차이로 높았다

척추교정 시 치료사의 접촉손에서 발생된 최대예압의 힘이 무릎 높이 테이블에서 291.40 N으로 대퇴 높이 테이블의 284.32 N보다 높았고 유의한 차이가 없었으며($p < 0.05$), 최소예압의 힘은 무릎 높이 테이블에서 121.13 N으로 대퇴 높이 테이블의 100.05 N보다 유의한 차이로 높았으며($p < 0.05$), 피크의 힘은 무릎 높이 테이블에서 555.26 N으로 대퇴 높이 테이블의 526.15 N보다 유의한 차이로 높았다($p < 0.05$)(Table 2)(Figure 4).

테이블 높이에 따른 발과 손의 시간의 변화

테이블 높이에 따른 척추교정 시 치료사의 발의 런업에서 피크까지의 구간대 시간은 무릎 높이 테이블에서 0.19초로 대퇴 높이 테이블의 0.18초보다 늦었고 유의한 차이는 없었으며($p < 0.05$), 피크에서 런다운까지의 구간대 시간은 무릎 높이 테이블에서 0.26초로 대퇴 높이 테이블의 0.29초보다 빨랐고 유의한 차이는 없었으며($p < 0.05$), 런업에서 런다운까지의 전체 구간대 시간은 무릎 높이 테이블에서 0.46초로 대퇴 높이 테이블의 0.47 초 보다 빨랐고 유의한 차이가 없었다.

테이블 높이에 따른 척추교정 시 치료사의 접촉손의 최대예압에서 최소예압까지의 구간대 시간이 무릎 높이 테이블에서 0.29초로 대퇴 높이 테이블의 0.30 초 보다 빨랐고 유의한 차이는 없었으며($p < 0.05$), 최소예압에서 피크까지의 구간대 시간은 무릎 높이 테이블에서 0.21

Table 1. General Characteristics of Subject

	Health adults(N=36)		
	Male	Female	
Sex	25	11	36
Age(Year)	28.56± 2.63	29.18± 4.72	28.75± 3.34 ^a
Height(cm)	175.36±3.47	163.64± 2.90	171.77± 6.38
Weight(kg)	79.28± 11.14	58.45± 7.62	72.91± 14.01

Note. ^aValues are expressed as mean ± Standard deviation.

Table 2. Variation of GR and CH force with table height

NoGR NoCH	Knee high table SM (n=36)	Thigh high table SM (n=36)	t(p)
RunUp NoGR (N)	293.40±55.13 ^a	207.90±52.50	1.763(0.087)
Peak NoGR (N)	599.09±76.05	769.23±102.95	-13.201(0.001)*
RunDown NoGR (N)	145.64±64.55	105.16±53.42	2.960(0.005)*
PreMax NoCH (N)	291.40±43.29	284.32±45.72	1.046(0.303)
PreMin NoCH (N)	121.13±27.69	100.05±22.25	3.446(0.001)*
Peak NoCH (N)	555.26±59.65	526.15±54.27	5.723(0.001)*

Note. NoGR=Newton of ground reaction; NoCH=Newton of contact hand;
PreMax = Preload maximum; PreMin = Preload minimum; SM = Spinal manipulation

^aValues are expressed as mean ± Standard deviation (N)

* $p < 0.05$

초로 대퇴 높이 테이블의 0.23초보다 유의한 차이로 빨랐으며($p < 0.05$), 최대예압에서 피크까지의 전체 구간대 시간은 무릎 높이 테이블에서 0.51 초로 대퇴 높이 테이블의 0.54초보다 유의한 차이로 빨랐다($p < 0.05$)(Table 3).

논의

본 연구에서는 테이블 높이에 따른 척추교정기법에서 생체역학적 특성의 변화를 알아보았다. 우리의 결과

는 테이블 높이에 따라 치료사의 발과 접촉손에서 발생 하는 힘, 시간이 통계적으로 유의한 차이를 보였다. 본 연구에서 발의 런업의 힘은 무릎 높이 테이블이 대퇴 높이 테이블보다 증가하였지만 유의한 차이는 없었고($p < 0.05$), 발의 런업 이후에 일어나는 접촉손의 최대예압 힘에서도 무릎 높이 테이블이 대퇴 높이 테이블 보다 증가하였지만 유의한 차이는 없었다($p < 0.05$). 접촉손의 최대예압은 목표 관절을 국소화 하고 긴장지점에 도달하는 예비 동작이며[29], 본 실험은 집단내 실험으로 테이블의 높이와 상관없이 대상자의 관절의 국소화

Table 3. Variation of time with table height

	Knee high table SM (n=36)	Thigh high table SM (n=36)	t(p)
RunUp to Peak SoGR (sec)	0.19±0.05	0.18±0.04	1.186(0.244)
Peak to RunDown SoGR (sec)	0.26±0.04	0.28±0.05	-1.613(0.115)
RunUp to RunDown SoGR (sec)	0.46±0.06	0.46±0.06	-0.284(0.777)
PreMax to PreMin SoCH (sec)	0.29±0.06	0.30±0.05	-1.146(0.260)
PreMin to Peak SoCH (sec)	0.21±0.03	0.23±0.04	-2.205(0.034)*
PreMax to Peak SoCH (sec)	0.51±0.04	0.54±0.05	-2.866(0.007)*

Note. SoGR= Seconds of ground reaction; SoCH= Seconds of contact hand;
PreMax = Preload maximum; PreMin = Preload minimum; SM = Spinal manipulation

^aValues are expressed as mean ± Standard deviation (sec)

* $p < 0.05$

범위는 동일하기 때문에 적절한 동일한 정도의 접촉손의 최대예압의 힘이 적절히 적용되어 유의한 차이가 없었던 것으로 보인다. 또한 최대예압을 적용하기 위해 체중을 접촉손으로 이동하여 남은 체중이 치료사의 발로 전달되기 때문에 치료사의 발의 힘이 가장 감소하는 런업의 힘 역시 유의한 차이를 보이지 않은 것으로 보인다.

본 연구에서 치료사의 발의 피크 힘은 무릎 높이 테이블이 대퇴 높이 테이블 보다 유의한 차이로 감소하였고($p < 0.001$), 무릎 높이 테이블에서 599 ± 76 N 대퇴 높이 테이블에서 769 ± 102 N으로 나타났으며, 무릎 높이 테이블의 발의 피크 힘은 선행연구 Descarreaux와 Dugas [30]의 숙련된 경력자 그룹의 발의 피크 힘 569 ± 20 N과 유사한 힘의 크기이다. 접촉손의 최소예압은 무릎높이 121.13 ± 27.69 N, 대퇴높이 100.05 ± 22.25 N으로 유의한 차이를 보였다($p < 0.001$). 무릎 높이 테이블은 대퇴높이의 발의 피크 힘의 증가는 접촉손의 위치가 무릎높이 보다 상대적으로 높아, 높은 위치에서 힘을 발생하기 위해 치료사의 발의 힘을 이용하여 몸을 들어올리기 위한 전략이 반영된 것으로 생각되며, 접촉손의 최소예압의 힘의 감소 역시 높은 위치로의 움직임으로 인해 접촉손의 관절의 국소화 유지의 불리함이 힘의 감소로 나타난 것이라 생각한다. 접촉손의 최소예압은 추력 직전에 예압력이 감소하는 지점이다[29]. O'Donnell과 Smith[16], Downie 등[29]은 목포 관절의 국소화를 위해 point of tension에 도달하는 접촉손의 힘은 추력을 용이하게 하게 하고, 이러한 국소화 유지는 성공적인 척추교정을 만든다고 기술하였다. 대퇴높이의 테이블에서의 척추교정은 최대예압의 힘을 유지하지 못하여 최소예압의 힘의 감소가 나타나고 이는 목포 관절의 국소화와 성공적인 척추교정의 불리함을 시사한다.

본 연구에서 치료사의 발의 런다운 힘을 측정된 결과, 대퇴 높이 테이블에서 105 N으로 무릎 높이 테이블의 145 N보다 유의한 차이로 감소하였다($p < 0.005$). 척추교정 시 추력은 몸을 밑으로 떨어트려서 힘을 발생시키며, 추력 발생 시 치료사의 체중이 위에서 밑으로 이동하며 이때 발의 힘의 감소가 일어난다고 보고하였다 [16, 30]. 이는 본 연구의 발의 런다운에 특징과 유사하다. 대퇴 높이 테이블에서의 척추교정은 최종 목표관절의 위치가 높아 몸을 떨어트리는 낙폭이 작으며, 따라서 충분한 힘을 동원할 수 없는 역학적 불이익이 발생한다. Triano와 Descarreaux [17]는 임상환경에 따라 치료사의 적응력을 높이고 상황에 따라 움직임의 전략은 달라야 한다고 보고했다. 이를 통해 높은 테이블에서는 힘 발생을 위한 역학적 불이익을 상쇄하여 충분한 힘을 만들기

위해 떨어트리는 체중을 발의 힘으로 분산을 회피하여 피부접촉면으로 힘 전달을 높이는 치료전략이 무릎 높이 테이블에 비해 발의 런다운 힘의 감소에 영향을 주었을 것으로 보인다.

접촉손의 피크 힘은 무릎 높이 테이블에서 555 N, 대퇴 높이 테이블 526 N으로 대퇴높이 테이블에서는 무릎 높이 테이블에 비해 접촉손의 피크 힘이 유의하게 감소하였다($p < 0.001$). 접촉손의 피크 힘의 크기는 골반 부에 적용한 선행 연구에의 515 ± 123 N과 유사한 크기의 결과이다[29]. 대퇴 높이 테이블은 충분한 낙폭을 이용할 수 없다는 힘 발생의 어려움으로 인해 발로 전해지는 체중을 접촉손으로 지지하여 힘을 증폭시키는 수정된 운동전략을 사용하여 발의 런다운 힘이 감소하지만 힘 발생을 위한 낙차의 폭이 크지 않은 대퇴 높이 테이블의 역학적 불이익이 크기 때문에 접촉손의 피크 힘은 낮은 테이블에 비해 유의한 감소가 나타난 것으로 생각한다.

본 연구에서는 발의 시간대에서는 테이블 높이별 유의한 차이를 확인 할 수 없었으며, 접촉손의 최소예압에서 최대피크까지 시간에서는 무릎높이 테이블이 0.21 ± 0.03 초, 대퇴높이 테이블 0.23 ± 0.04 초 보다 유의하게 빠르게 나타났다. 접촉손의 최소예압에서 최대피크까지의 시간을 일반적으로 추력 지속시간이라고 부르며[29], 무릎높이에서는 대퇴높이보다 상대적으로 빠른 추력지속시간을 보였고 이는 Colloca와 Cunliffe[31], DeVocht과 Owens[32]의 선행연구에서는 척추교정의 임상경력이 많은 그룹은 경력이 짧은 그룹에 비해 추력 지속시간이 유의한 차이로 빠르게 나타났다고 보고하고, 이를 통해 빠른 추력지속시간을 보이는 경력자 그룹의 숙련된 기술수준 위해 높이가 조절된 무릎 높이 테이블에서의 척추교정을 제안하는 바이다.

본 연구에서 접촉손의 최대예압과 최대피크까지의 시간은 무릎높이 테이블이 0.51 ± 0.04 초로 대퇴높이 테이블 0.54 ± 0.05 초보다 유의한 차이로 빠르게 나타났고($p < 0.007$). 대퇴높이 테이블은 시간에 따른 치료사의 체중 이동과 근력의 동원 및 비대칭 자세를 결합하는 동시에 실험대상자의 체형과 자세를 통제하기에 상대적으로 용이함을 시사한다.

본 연구의 제한사항으로는 임상경력 15년 이상의 1명의 치료사가 척추교정을 적용한 실험으로 실험자 개인 1명의 기술수준으로 나타나는 특징이며, 실험 결과에 대한 제한적 해석이 요구된다. 추후 많은 인원의 실험자가 참여하는 추가 실험이 필요하며, 발과 접촉손과 함께 치료사의 상체의 움직임과 고관절, 슬관절 굴곡의 움직임이 포함된 힘 발생의 추가 연구가 필요하다.

결론

본 연구에서는 실험대상자의 자세를 통제하기 위해 치료사가 실험대상자의 자세를 통제하기 쉽고 편안하다고 느끼는 무릎높이의 테이블은 상대적으로 더 높은 대퇴높이 테이블에 비해 작은 지면 반발력을 동원하여 접촉손의 더 큰 힘을 만드는 역학적 이득과 짧은 추력 지속 시간을 확인하였다. 그동안 테이블 높이는 척추교정시 중요한 요소임에도 불구하고 정량적 연구는 없었으며, 우리의 연구 결과는 교육자와 실무자 그리고 학생에게 교육과 측면에서 도움이 될 것이며 정량적 측정값은 치료사와 환자의 안전과 부상에 대한 기초정보로 활용될 것이다.

참고문헌

- Lee YR, Cho B, Jo MW, Ock M, Lee D, Lee D, et al. Measuring the Economic Burden of Disease and Injury in Korea, 2015. *J Korean Med Sci.* 2019;34:e80.
- Kim YE, Park H, Jo MW, Oh IH, Go DS, Jung J, et al. Trends and Patterns of Burden of Disease and Injuries in Korea Using Disability-Adjusted Life Years. *J Korean Med Sci.* 2019;34:e75.
- Wieczorek A, Campau E, Pionk E, Gabriel-Champine ME, Rios-Bedoya CF. A Closer Look into the Association between the Sacroiliac Joint and Low Back Pain. *Spartan Med Res J.* 2021;6:21971.
- Nejati P, Safarcherati A, Karimi F. Effectiveness of Exercise Therapy and Manipulation on Sacroiliac Joint Dysfunction: A Randomized Controlled Trial. *Pain Physician.* 2019;22:53-61.
- Michaleff ZA, Lin CW, Maher CG, van Tulder MW. Spinal manipulation epidemiology: systematic review of cost effectiveness studies. *J Electromyogr Kinesiol.* 2012;22:655-62.
- Pillastrini P, Gardenghi I, Bonetti F, Capra F, Guccione A, Mugnai R, et al. An updated overview of clinical guidelines for chronic low back pain management in primary care. *Joint Bone Spine.* 2012;79:176-85.
- Koes BW, van Tulder M, Lin CW, Macedo LG, McAuley J, Maher C. An updated overview of clinical guidelines for the management of non-specific low back pain in primary care. *Eur Spine J.* 2010;19:2075-94.
- Randoll C, Gagnon-Normandin V, Tessier J, Bois S, Rustamov N, O'Shaughnessy J, et al. The mechanism of back pain relief by spinal manipulation relies on decreased temporal summation of pain. *Neuroscience.* 2017;349:220-8.
- Bialosky JE, George SZ, Horn ME, Price DD, Staud R, Robinson ME. Spinal manipulative therapy-specific changes in pain sensitivity in individuals with low back pain (NCT01168999). *J Pain.* 2014;15:136-48.
- Cramer GD, Ross K, Pocius J, Cantu JA, Lupton E, Fergus M, et al. Evaluating the relationship among cavitation, zygapophyseal joint gapping, and spinal manipulation: an exploratory case series. *J Manipulative Physiol Ther.* 2011;34:2-14.
- Herzog W. The biomechanics of spinal manipulation. *J Bodyw Mov Ther.* 2010;14:280-6.
- Pickar JG. Neurophysiological effects of spinal manipulation. *Spine J.* 2002;2:357-71.
- Lima CR, Sozio RS, Law AC, Nelson AJ, Singh H, Hurt CP, et al. Effects of Thrust Magnitude and Duration on Immediate Postspinal Manipulation Trunk Muscle Spindle Responses. *J Manipulative Physiol Ther.* 2021;44:363-71.
- Bialosky JE, Beneciuk JM, Bishop MD, Coronado RA, Penza CW, Simon CB, et al. Unraveling the Mechanisms of Manual Therapy: Modeling an Approach. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2018;48:8-18.
- Elder B, Tishkowski K. Osteopathic Manipulative Treatment: HVLA Procedure - Cervical Vertebrae. *StatPearls.* Treasure Island (FL)2022.
- O'Donnell M, Smith JA, Abzug A, Kulig K. How should we teach lumbar manipulation? A consensus study. *Man Ther.* 2016;25:1-10.
- Triano JJ, Descarreaux M, Dugas C. Biomechanics-review of approaches for performance training in spinal manipulation. *J Electromyogr Kinesiol.* 2012;22:732-9.
- Hazle CR, Jr., Lee M. Strategies to overcome size and mechanical disadvantages in manual therapy. *J Man Manip Ther.* 2016;24:120-7.
- Vieira ER, Schneider P, Guidera C, Gadotti IC, Brunt D. Work-related musculoskeletal disorders among physical therapists: A systematic review. *J Back Musculoskelet Rehabil.* 2016;29:417-28.

20. Cornwell L, Doyle H, Stohner M, Hazle C. Work-related musculoskeletal disorders in physical therapists attributable to manual therapy. *J Man Manip Ther.* 2021;29:92-8.
21. Lorme KJ, Naqvi SA. Comparative analysis of low-back loading on chiropractors using various workstation table heights and performing various tasks. *J Manipulative Physiol Ther.* 2003;26:25-33.
22. Stemper BD, Hallman JJ, Peterson BM. An experimental study of chest compression during chiropractic manipulation of the thoracic spine using an anthropomorphic test device. *J Manipulative Physiol Ther.* 2011;34:290-6.
23. Hartnett DA, Milner JD, Kleinhenz DT, Kuris EO, Daniels AH. Malpractice Litigation Involving Chiropractic Spinal Manipulation. *World Neurosurg.* 2021;149:e108-e15.
24. Nielsen SM, Tarp S, Christensen R, Bliddal H, Klokke L, Henriksen M. The risk associated with spinal manipulation: an overview of reviews. *Syst Rev.* 2017;6:64.
25. Funabashi M, Son J, Pecora CG, Tran S, Lee J, Howarth SJ, et al. Characterization of thoracic spinal manipulation and mobilization forces in older adults. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2021;89:105450.
26. Derian JM, Smith JA, Wang Y, Lam W, Kulig K. Biomechanical characteristics of lumbar manipulation performed by expert, resident, and student physical therapists. *Musculoskelet Sci Pract.* 2020;48:102150.
27. Cramer GD, Ross K, Raju PK, Cambron J, Cantu JA, Bora P, et al. Quantification of cavitation and gapping of lumbar zygapophyseal joints during spinal manipulative therapy. *J Manipulative Physiol Ther.* 2012;35:614-21.
28. Bergmann T, Peterson D. *Chiropractic technique.* 3rd. 3rd ed: Elsevier Mosby; 2010.
29. Downie AS, Vemulpad S, Bull PW. Quantifying the high-velocity, low-amplitude spinal manipulative thrust: a systematic review. *J Manipulative Physiol Ther.* 2010;33:542-53.
30. Descarreaux M, Dugas C, Raymond J, Normand MC. Kinetic analysis of expertise in spinal manipulative therapy using an instrumented manikin. *J Chiropr Med.* 2005;4:53-60.
31. Colloca CJ, Cunliffe C, Hegazy MA, Pinnock M, Hinrichs RN. Measurement and Analysis of Biomechanical Outcomes of Chiropractic Adjustment Performance in Chiropractic Education and Practice. *J Manipulative Physiol Ther.* 2020;43:212-24.
32. DeVocht JW, Owens EF, Gudavalli MR, Strazewski J, Bhogal R, Xia T. Force-time profile differences in the delivery of simulated toggle-recoil spinal manipulation by students, instructors, and field doctors of chiropractic. *J Manipulative Physiol Ther.* 2013;36:342-8.