

Effects of hip flexion by sitting posture on trunk muscle activity and balance in healthy adults

Hyuntae Kim^a, Myunggi Cho^a, Yijung Chung^{b*}

^aDepartment of Physical Therapy, The Graduate School, Sahmyook University, Seoul, Republic of Korea

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

Objective: This study compared trunk muscle activity and balance by applying hip joint flexion according to sitting posture to healthy adults

Design: Cross-sectional study

Methods: Twenty-four healthy adults (18 men and 6 women) were instructed to perform the hip flexion while assuming two types of posture (erect sitting and slump sitting). EMG (Electromyography) data (% maximum voluntary isometric contraction) were recorded three times from the rectus abdominis, internal oblique abdominis, external oblique abdominis and erector spinae of participant's both side and the mean values were analyzed.

Results: During hip flexion in erect sitting, rectus abdominis, internal oblique abdominis and external oblique muscles showed a statistically significant difference compared to hip flexion in a slump sitting position ($p < 0.05$). In addition, the left and right deviation of hip flexion in the erect sitting position was found to be smaller than that of hip flexion in the slump sitting position.

Conclusions: In this study, we compared the trunk muscle activity and balance of hip flexion in a standing sitting position and a bent sitting position. However, since only a temporary effect was verified with the cross-sectional study design, it is thought that an experimental study that can verify the long-term effect is needed in the future. Therefore, it is thought that it would be better to analyze by adding more variables than this study.

Key Words: Electromyography, Sitting position, Trunk muscles

서론

굽은 앉은 자세는 오랜 시간 동안 책상에 앉아 일하는 시간이 증가하면서 오늘날 많은 사람들은 오랜 시간 동안 책상에 앉아 일하는 시간이 증가하여 굽은 앉은 자세로 지내고 있다. 이는 곧은 자세와 일어서는 자세 보다 척추뼈에 과부하를 일으켜 정렬을 무너뜨리기에 근골격계 장애를 유발할 수 있다[1]. 반면에 기립된 앉은 자세는 인체가 가진 자연스러운 척추뼈의 곡선을 유지하는 자세로[2] 굽은 앉은 자세보다 기립된 앉은 자세에서 몸통근육의 근활성도가 높았다[3].

몸통근육은 앉은 자세에서 선 자세와는 다르게 발과 다리의 감각이 감소하고 엉덩이의 감각정보에 대한 의

존도가 높아짐에 따라 그 중요성이 증가된다[4]. 앉은 자세에서 강조되는 몸통근육을 위한 훈련방법은 다양한 방법이 제시되었으며[5] 앉은 자세에서의 몸통근육에 대한 훈련은 균형능력에 대한 유의한 증가가 관찰되었다[6]. 또한 앉은 자세에서 균형훈련을 시행했을 때 몸통근육의 근활성도가 증가하였다[7].

앉은 자세에서의 훈련에 대한 몸통근육 근활성도와 균형에 대해 유의미한 결과가 있음에도 앉은 자세에 대한 기준이 명확하지 않았고 몸통근육 훈련방법에서 앉은 자세 보다는 선 자세에서 훈련을 많이 사용하였다. 따라서 앉은 자세 유지시간이 증가함에 따라 앉은 자세에서 효과적으로 척추를 보호하고 근골격계 질환을 예방할 수 있는 향후 운동처방의 기초자료를 제시하고자 한다.

Received: Jun 21, 2023 Revised: Nov 26, 2023 Accepted: Dec 4, 2023

Corresponding author: Yijung Chung (ORCID <https://orcid.org/0000-0002-2431-8895>)

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

815 Hwarang-ro, Nowon-gu, Seoul, 01795, Republic of Korea

Tel: +82-2-3399-1637 Fax: +82-2-3399-1639 E-mail: yijung36@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

연구방법

연구대상

본 연구는 G*Power 3.1 프로그램(G*Power; University of Kiel, Falu, Erdfelder, Lang, 2009)을 이용하여 도출하였다. F-검정(repeated measure ANOVA)을 이용하여 효과 크기(effect size) 0.5, 검정력(statistical power) 0.95, 유의 수준 (α) 0.05를 입력하여 24명으로 계산되었고, 탈락률 20%를 고려한 28명으로 결정하였다. 선정 조건에 해당하는 건강한 성인 28명을 연구대상자로 정하고, 중도 포기 의사를 밝힌 4명을 제외한 24명을 최종 연구대상자로 정했다. 대상자 모집은 삼육대학교 물리치료학과 게시판에 실험 참가자 모집 공고문을 게시하고 실험참여 지원을 받아 모집하였다. 실험 전 연구 대상자들에게 실험절차와 조건에 대하여 설명을 하였고 헬싱키 선언에 기반하여 실험 참가시에 어떠한 불이익이 없음을 고지하였다. 삼육대학교 물리치료학과 여성건강 물리치료 연구실에서 실험을 진행하였고, 실험 전 연구 참여 동의서에 자필서명을 받았다.

대상자 선정 기준은 정형외과적 질환이 없는 자, 관절가동범위에 제한이 없는 자, 수술 이력이 없는 자, 현재 외상이나 통증이 없는 자로 하였다[8]. 본 연구는 삼육대학교 연구윤리위원회에서 승인(SYU 2022-07-024-006)을 받은 후 진행하였다.

연구절차

측정방법

의자의 중심에 엉덩이를 위치시켜 앉은자세에서 다리간격은 어깨너비만큼 벌리고, 엉덩관절과 무릎관절을 약 90도 굽힌 상태에서 골반의 정상 기울기, 허리뼈의 정상 뒷 굽이, 등뼈의 굽힘이 0도에서 10도인 정상 앞 굽이를 유지한 자세를 기립된 앉은자세, 등뼈의 굽힘이 10도에서 20도가 일어난 앉은자세를 굽은 앉은자세로 정의하고 각각의 자세에서 우세측과 비우세측 발의 엉덩관절 굽힘이 일어날 때의 몸통근육 근활성도와 균형을 측정하였다(figure 1,2). 측정 전 연구 대상자는 버그 균형 척도의 한발서기 항목을 이용하여 우세측과 비우세측 발을 선정하였다. 두가지 앉은자세에서 우세측과 비우세측의 엉덩관절 굽힘을 수행하는 순서는 앉은자세와 우세측과 비우세측의 엉덩관절 굽힘을 모두 포함하여 제비뽑기를 통해 무작위로 선정하였다.

실험의 진행 순서는 제비뽑기를 통한 무작위 순서로 진행되었으며, 실험용으로 제작한 의자 위에 앉아 무릎과 발목이 이루는 각도가 90도가 되고 다리는 어깨너비만큼 벌리고 앉은 상태에서 디지털 경사 측정계를 이용

하여 등뼈가 -5도에서 5도로 편인 기립된 앉은자세와 등뼈가 10도에서 20도 굽힘된 굽은 앉은자세에서[9] 엉덩관절 굽힘이 30도가 될 수 있게 발을 바닥에서 들어 올리게 하고 5초간 유지하도록 하였다[10]. 실험용으로 제작된 의자는 가로 200 cm, 세로 100 cm, 높이 120 cm 이며 실험용 의자 위에는 힘판을 설치하였다[6].

측정 도구

근활성도

배곧은근(rectus abdominis), 배속빗근(internal oblique abdominis), 배바깥빗근(external oblique abdominis), 척주세움근(erector spine)의 근활성도를 측정하기 위해 표면 근전도(Noraxon Ultium EMG, USA)를 사용하였다. 근전도 신호의 표본 추출률(sampling rate)은 1500 Hz로 설정하였고, 주파수 대역폭은 20-500 Hz로 하였다. 본 연구에서 측정한 근전도 신호는 Myoresearch XP Master edition 소프트웨어(Noraxon Inc, Arizona, U.S.A)을 이용하여 전파 정류(full wave rectification)로 처리한 후 평균 제곱근(root mean square) 500ms 값을 취하였으며 앞뒤 1초를 제외한 안정된 3초를 구간추출하여 분석하였다. 모든 조건에서 3회반복 측정하여 평균값을 구한후에, %MVIC 값으로 각 근육의 근전도 신호를 표준화 하였다[11].

전극의 부착 위치는 배곧은근의 경우 배꼽으로부터 3 cm 바깥쪽으로 부착하였고 배속빗근은 경우 위앞엉덩뼈가시와 살고랑 인대 중간 윗부분에 부착하였고 배바깥빗근의 경우 배꼽으로부터 15 cm 바깥쪽과 아랫부분 갈비뼈와 위앞엉덩뼈가시 가운데 사이에 부착하였다[12].

전극 부착 전 피부 저항을 최소화하기 위해서 일회용 면도기를 사용하여 털을 제거하고 알코올 솜으로 부착 부위를 닦아주었다. 모든 대상자들의 최대 수의적 등척성 수축인 MVIC (maximum voluntary isometric contraction)를 측정하였으며 각 근육의 측정 자세 및 각도는 도수 근력 검사(manual muscle test)를 기준으로 하며 대상자 용을 방지하기 위해 보조 측정자는 하지를 고정하였다. 배곧은근은 대상자에게 바로 누운 상태에서 수직 방향으로 최대로 윗몸일으키기 하는 동작을 취하고 유지하게끔 검사하였다. 배속빗근, 배바깥빗근은 바로 누운 자세에서 몸통 회전과 함께 최대로 대각선 방향으로 몸통을 들어 올려 그 자세를 유지하게끔 검사를 시행하였다. 척주세움근은 대상자에게 엎드린 자세에서 몸통을 펴면서 최대로 들어 올려 유지하게끔 검사하였다[13].

균형

균형은 압력중심점(center of pressure)의 위치이동을 측정하기 위해 급내 상관계수 0.83-0.99로 높은 신뢰도를 가진 힘판(PDM multifunction force measuring plate; Isny in al.lgqu, Germany)을 사용하였다. 측정범위는 1-120 N/cm²이고 표본압력 추출 속도는 2~5 Hz, 정확도는 ±5%이다[14]. 연구대상자가 올라가 엉덩관절 굽힘을 하는 동안 총 3번 측정하여 압력중심점의 동요거리, 동요속도와 좌우 편차, 앞뒤 편차의 평균값을 구하였다[15].

자료분석

본 연구의 통계와 모든 작업은 SPSS(version 18.0, IBM Co., USA)를 이용하여 평균과 표준편차를 산출하였다. 대상자의 일반적 특성은 기술 통계를 사용하였다. 두가지 앉은자세에서 우세측과 비우세측 엉덩관절 굽힘을 하는 동안 근활성도와 균형의 차이를 알아보기 위해 반복측정에 의한 분산분석(One way repeated measure ANOVA)을 실시하였다. 최소유의차검증 (least significans

difference, LSD)을 이용해 사후 검증을 하였으며, 모든 자료의 통계학적 유의수준(α)은 0.05이다.

연구 결과

대상자는 총 24명으로 남자 18명, 여자 6명, 평균 연령은 27.50세, 평균 신장은 170.54 cm, 체중은 67.71 kg 이었다(table 1). 기립된 앉은자세에서 엉덩관절 굽힘 시 배곧은근 배속빗근 배바깥빗근 모두 굽은 앉은자세에서 엉덩관절 굽힘 보다 통계적으로 유의한 증가가 보였고 척추세움근 에서는 유의한 증가가 보이지 않았다 (table 2). 또한 기립된 앉은자세에서 엉덩관절 굽힘의 좌우 편차가 굽은 앉은자세에서 엉덩관절 굽힘을 할 때 보다 더 적은것으로 나타났다 (table 3).

고찰

본 연구에서는 건강한 성인을 대상으로 기립된 앉은 자세와 굽은 앉은자세에서 엉덩관절 굽힘을 하는동안

Table 1. General characteristics of subjects

(n=24)

| | subjects |
|---------------------|--------------|
| Gender(male/female) | 18/6 |
| Age(years) | 27.50(3.25) |
| Height(cm) | 170.54(8.48) |
| Weight(kg) | 67.71(14.36) |

The values are presented as mean (SD)

Table 2. Muscle activity in each sitting position during hip flexion

(n=24)

| | RA(%MVIC) | | IO(%MVIC) | | EO(%MVIC) | | ES(%MVIC) | |
|------|------------|-------------------------|--------------------------|----------------------------|---------------------------|----------------------------|---------------------------|--------------|
| | Dominant | Non-dominant | Dominant | Non-dominant | Dominant | Non-dominant | Dominant | Non-dominant |
| ESDF | 4.35(3.05) | 4.19(3.63) | 20.96(28.07) | 8.69(6.64) | 15.21(14.59) | 10.95(10.74) | 7.70(6.21) | 5.23(2.75) |
| ESNF | 4.06(3.15) | 4.80(4.06)* | 9.12(6.95)* | 15.13(14.04)* | 9.07(7.77)* | 18.21(18.24)* | 5.58(3.48)* | 7.61(3.95)* |
| SSDF | 4.21(3.19) | 4.04(3.46) [†] | 19.71(29.93) | 7.76(6.31) [†] | 12.52(11.26) [†] | 8.65(7.55) [†] | 10.78(8.11)* [†] | 8.53(4.08)* |
| SSNF | 4.12(3.36) | 4.50(4.35) | 8.38(6.89)* [†] | 13.27(12.48) ^{††} | 7.47(5.88)* [†] | 12.98(12.19) ^{††} | 7.55(6.09) ^{††} | 9.58(5.82)* |
| F | 1.985 | 3.771 | 3.258 | 3.675 | 4.317 | 3.841 | 5.889 | 9.827 |
| p | 0.147 | 0.026 | 0.042 | 0.028 | 0.016 | 0.025 | 0.004 | 0.000 |

The values are presented as mean (SD)

ESDF = Erect Sitting with Dominant hip Flexion; ESNF = Erect Sitting with Non-dominant hip Flexion;

SSDF = Slump Sitting with Dominant hip Flexion; SSNF = Slump Sitting with Non-dominant hip Flexion;

RA = Rectus Abdominis; IO = Internal. Oblique abdominis, EO = External. Oblique abdominis; ES = Erector Spine muscle;

* Conditions that showed a significant difference from ESDF($p < 0.05$).

[†] Conditions that showed a significant difference from ESNF($p < 0.05$).

^{††} Conditions that showed a significant difference from SSDF($p < 0.05$).

Table 3. Balance in each sitting position during hip flexion (n=24)

| | PL | AV | Deviation X | Deviation Y |
|------|----------------|-------------|----------------------------|-------------|
| ESDF | 406.12(166.71) | 14.16(5.96) | 14.55(9.52) | 8.46(8.39) |
| ESNF | 400.87(210.62) | 13.79(6.88) | 14.51(10.83) | 7.60(5.37) |
| SSDF | 458.29(149.35) | 16.08(5.32) | 24.19(13.74)* [†] | 10.27(8.80) |
| SSNF | 437.04(103.41) | 15.20(3.95) | 19.79(9.40) [†] | 8.42(6.29) |
| F | 0.822 | 0.847 | 13.107 | 0.529 |
| p | 0.497 | 0.470 | 0.000 | 0.667 |

The values are presented as mean (SD)

ESDF = Erect Sitting with Dominant hip Flexion; ESNF = Erect Sitting with Non-dominant hip Flexion; SSDF = Slump Sitting with Dominant hip Flexion; SSNF = Slump Sitting with Non-dominant hip Flexion; PL = COP Path Length; AV = COP Average Velocity; COP = Center Of Pressure;

* Conditions that showed a significant difference from ESDF ($p < 0.05$).

[†] Conditions that showed a significant difference from ESNF ($p < 0.05$).

몸통근육의 근활성도와 균형을 비교하고자 하였다, 연구결과, 기립된 앉은 자세에서 엉덩관절 굽힘을 적용한 결과 굽은 앉은자세에서 엉덩관절 굽힘을 한 것 보다 배속빚근, 배바깥빗근의 근 활성도가 증가했으며($p < 0.05$), 기립된 앉은자세에서 엉덩관절 굽힘이 굽은 앉은자세에서 엉덩관절 굽힘을 할 때 보다 균형을 좌우 편차가 더 낮았다($p < 0.05$).

굽은 앉은자세는 굽힘-이완 현상을 만들고 몸통 근육의 근활성도가 낮아지고 몸통근육의 낮아진 근활성도는 선행적 자세 조절을 감소시켜 균형능력의 감소를 일으키고[16] 기립된 앉은 자세는 척추 안정화 근육의 동시 수축을 일으켜 허리 골반의 안정성을 높인다[9]. Escamilla 등[10]은 앉은자세에서 엉덩관절 굽힘에 대하여 몸통근육운동을 위한 근력운동의 선행 운동으로서 의미가 있다고 서술하였으며, Motomura 등[8]은 앉은자세에서 엉덩관절 굽힘이 소근육들의 활성도를 높여 허리뼈와 골반의 긴장도를 높여주며 몸통근육의 근활성도

를 증가시킬 수 있다고 보고하였다. 또한 정경심과 정이정[4]은 기립된 앉은자세에서 엉덩관절 굽힘의 배속빚근, 배바깥빗근의 근활성도가 굽은 앉은자세보다 더 유의하게 증가한다고 보고하였다.

엉덩관절 굽힘을 하는 동안 굽힌 쪽으로 체중 이동이 이루어질 때 지지면이 없어진 반대쪽의 몸통근육의 근활성도가 더욱 높게 요구되는데[4]. 굽은 앉은자세에서는 허리와 골반이 뼈와 척추원반, 관절과 인대와 같은 수동적인 구조에 의지하게되어[3] 근육의 힘줄의 길이가 늘어나고, 늘어난 힘줄의 길이로 인해 몸통근육들의 근활성도가 줄어든다고 보고되었다[17]. 앉은자세에서 몸통근육의 활성은 방향 교란에 반응하여 신경에 의해 주도되는 방향별 활성화가 이루어지는데[18], 굽은 앉은자세에서는 몸통근육의 활성도가 줄어들기 때문에 엉덩관절 굽힘이 일어나는 동안 무게중심의 이동과 반발력에 대한 반응의 감소와 주동근 반대쪽의 기저핵과 보조운동영역, 일차운동영역에서 자세 조절 근육의 선행적



Figure 1. Hip flexion by erect sitting



Figure 2. Hip flexion by slump sitting

인 활성화가 감소 되어 균형 유지를 위한 역할이 기립된 앉은자세보다 낮은것으로 보고되었다[19].

본 연구에서는 기립된 앉은자세와 굽은 앉은자세에서 엉덩관절 굽힘의 몸통 근활성도와 균형을 비교하고자 하였다. 하지만 단면적 연구 설계로 일시적인 효과만 검증이 이루어졌기 때문에 추후 장기적인 효과를 검증할 수 있는 실험 연구가 필요할 것으로 생각되며, 표본의 크기가 작고 몸통근육의 일부근육과 균형의 일부요소에 대해서만 측정이 이루어져있기 때문에 본 연구보다 더 다양한 변수를 추가하여 분석하는 것이 더 좋을것으로 생각된다.

결론

본 연구의 목적인 건강한 성인을 대상으로 두 가지 앉은자세에서 엉덩관절 굽힘이 몸통 근활성도와 균형에 미치는 영향을 알아보고 향후 근골격계 질환의 예방을 위한 운동 처방의 자료를 제시하고자 하였다. 본 연구에서는 기립된 앉은자세에서 엉덩관절 굽힘이 굽은 앉은자세에서 엉덩관절 굽힘보다 배곧은근 배속빚근 배바깥근의 근활성도가 증가하고 좌우편차가 더 적은 것으로 나타났다. 따라서 본 연구는 기립된 앉은자세에서 엉덩관절 굽힘이 몸통 근육의 근력 강화와 균형증진을 목표로 할 때 효과적인 운동 자세의 지표로 활용할 수 있을 것이다.

이해 충돌

본 연구의 저자들은 연구, 저작권 및 출판과 관련하여 잠재적인 이해충돌이 없음을 선언합니다.

참고문헌

- Claus AP, Hides JA, Moseley GL, Hodges PW. Different ways to balance the spine in sitting: Muscle activity in specific postures differs between individuals with and without a history of back pain in sitting. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2018;52:25-32.
- Levangie PK, Norkin CC. Joint structure and function: a comprehensive analysis: FA Davis; 2011.
- Watanabe S, Kobara K, Yoshimura Y, Osaka H, Ishida H. Influence of trunk muscle co-contraction on spinal curvature during sitting. *Journal of back and Musculoskeletal Rehabilitation*. 2014;27(1):55-61.
- kyoung-sim J, Yi-jung C. Effects of the Support Surface Condition on Muscle Activity of Trunk Muscles during Weight Shifting Exercise. *J Korean Soc Phys Ther Vol*. 2012;24(5).
- García-Vaquero MP, Moreside JM, Brontons-Gil E, Peco-González N, Vera-Garcia FJ. Trunk muscle activation during stabilization exercises with single and double leg support. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2012;22(3):398-406.
- Barbado D, Reina R, Roldan A, McCulloch K, Campayo-Piernas M, Vera-Garcia FJ. How much trunk control is affected in adults with moderate-to-severe cerebral palsy? *Journal of biomechanics*. 2019;82:368-74.
- Park S-H, Son S-M, Choi J-Y. Effect of posture control training using virtual reality program on sitting balance and trunk stability in children with cerebral palsy. *NeuroRehabilitation*. 2021;48(3):247-54.
- Motomura Y, Tateuchi H, Komamura T, Yagi Y, Nakao S, Ichihashi N. Effects of trunk lean and foot lift exercises in sitting position on abdominal muscle activity and the contribution rate of transversus abdominis. *European Journal of Applied Physiology*. 2021;121:173-81.
- O'Sullivan PB, Grahamslaw KM, Kendell M, Lapenskie SC, Möller NE, Richards KV. The effect of different standing and sitting postures on trunk muscle activity in a pain-free population. *Spine*. 2002;27(11):1238-44.
- Escamilla RF, Lewis C, Bell D, Bramblet G, Daffron J, Lambert S, et al. Core muscle activation during Swiss ball and traditional abdominal exercises. *Journal of orthopaedic & sports physical therapy*. 2010;40(5):265-76.
- Boren K, Conrey C, Le Coguic J, Paprocki L, Voight M, Robinson TK. Electromyographic analysis of gluteus medius and gluteus maximus during rehabilitation exercises. *International journal of sports physical therapy*. 2011;6(3):206.
- Criswell E. *Cram's introduction to surface electromyography*: Jones & Bartlett Publishers; 2010.
- Kendall FP, McCreary EK, Provance PG, Rodgers MM, Romani WA. *Muscles: testing and function with posture and pain*: Lippincott Williams & Wilkins Baltimore, MD; 2005.

14. Niknam H, Esteki A, Salavati M, Kahrizi S. Reliability of Zebris motion analysis system in healthy athletes and athletes with anterior cruciate ligament reconstruction. *Asian Journal of Sports Medicine*. 2017;8(1).
15. dae-sung P, ji-hye H, hyun-jung J, dae-kyu K. Seated Postural Control in Elderly on Unstable Plate. *Annals of Rehabilitation Medicine*. 2010;34(1):59-65.
16. Wachi M, Jiroumaru T, Satonaka A, Ikeya M, Noguchi S, Suzuki M, et al. Effects of capacitive and resistive electric transfer therapy on pain and lumbar muscle stiffness and activity in patients with chronic low back pain. *Journal of Physical Therapy Science*. 2022;34(5):400-3.
17. Narici MV, Maganaris CN. Plasticity of the muscle-tendon complex with disuse and aging. *Exercise and sport sciences reviews*. 2007;35(3):126-34.
18. Roberts BW, Gholibeigian F, Lewicke J, Vette AH. Spatial and temporal relation of kinematics and muscle activity during unstable sitting. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2020;52:102418.
19. kyoung-sim J. Effects of the Weight Shifting Training on an Unstable Surface on Anticipatory Postural Adjustment, Balance, and Proprioception in the Persons with Stroke. seoul: Department of Physical Therapy Graduate School Sahmyook University; 2009.