

대한물리치료과학회지

Journal of Korean Physical Therapy Science
2020. 06. Vol.27, No.1, pp.34-42

한발서기 동안 동측, 반대측 방향의 상지부하가 다리근육의 근활성도에 미치는 영향

허재석¹ · 이상열²

¹경성대학교 일반대학원 물리치료학과

²경성대학교 물리치료학과

Effects of ipsilateral and contralateral loading on lower extremity muscle activity during one leg standing

Jae-seok Heo¹, M.Sc., P.T. · Sang-yeol Lee², Ph.D., P.T.

¹Department of Physical Therapy, Graduate School, Kyung Sung University

²Department of Physical Therapy, Kyung Sung University

Abstract

Background: The purpose of this study was to investigate the effects of ipsilateral and contralateral load changes during single-leg standing on the leg muscle activities of healthy people.

Design: Randomized controlled trial.

Methods: For all the subjects, a load was randomly applied to the ipsilateral or the contralateral side. While the load was applied, the subject raised a hand and then performed single-leg standing for 10 seconds using the dominant side.

Results: During single-leg standing, the muscle activity of the gluteus medius, peroneus longus on the supporting side increased statistically significantly when an upper limb load was applied contralaterally, but no statistically significant differences were detected in the muscle activities of the tibialis anterior and the gastrocnemius using a test of within-subjects effects.

Conclusion: It can be seen that muscle activities increase during exercise when the amount and frequency of a load are increased and when the same load is applied to different sides of the body. Such muscle activity increases may be applied to change the intensity of exercise when one is in a static posture, such as during single-leg standing.

Key words: External loading, Muscle activation, Moment arm, One leg stand

© 2020 by the Korean Physical Therapy Science

교신저자: 이상열

주소: 부산광역시 남구 수영로 309, 경성대학교 12호관 학과사무실, 전화: 051-663-4870, E-mail: sjslh486@hanmail.net

I. 서론

사람은 걷기와 같은 일상생활 중에 한 손으로 물건을 운반하는 경우가 많다(Pascoe 등, 1997). 한손을 자유롭게 하고자 할 때 한손을 많이 사용하게 된다(Fowler 등, 2006). 이러한 방법으로 물건을 드는 경우 무의식적으로 몸통의 반대쪽 기울기가 발생하게 되며, 가방의 무게와 여러 착용방법이 자세와 보행에 많은 영향을 미치게 된다(Adrian과 Cooper, 1995; Wang과 Gillette, 2007; Macias 등, 2008; 현승현과 류재청, 2014; 이민철 등, 2018).

선행연구에 따르면 한쪽으로 부하를 들어서 옮길때 몸통의 가쪽 굽힘이 증가하고 앞쪽 기울기가 증가하였다(Fowler 등, 2006). 또한 무거운 가방을 비대칭적으로 착용 후 걷는 것이 일반적인 보행보다 높은 엉덩관절 벌림 모멘트와 높은 L5 / S1 굽힘 모멘트를 발생시키는 것으로 나타났다(DeVita 등, 1991; Pascoe 등, 1997; Macias 등, 2008; Matsuo 등, 2008). 신체에 가해지는 부하는 활동을 수행 할 때 많은 영향을 미치며 장기간 반복적인 부하는 신체에 역학적인 변화를 만들 수 있다(박은희, 2003; 손호희, 2011).

한발서기는 사람이 가장 많이 수행하게 되는 기능적 동작이다(Janda, 1983). 정적 균형 평가와 운동방법으로도 많이 사용되고 있다. 한발서기 운동을 통해서 엉덩관절 벌림근과 가쪽돌림근의 수행 증진, 골반과 척추회전에 대한 배근의 등척성 조절 증진, 골반과 허리뼈의 보상적 회전 감소, 다리뼈와 정강뼈 사이의 보상적 회전 감소, 발의 옆침 감소를 얻기위한 목적으로 사용되기도 한다(Sahrmann, 2004). 또한 한발서기 동작은 일상생활에서 보행의 요소인 입각기와 연관이 있으며 정상적인 보행을 하는 동안에는 한쪽 다리로 설 때, 중간 볼기근이 이마면 상에서 골반의 균형을 잡는데 결정적인 역할을 한다(Egol 등, 1998). 또한 입각기에서 골반과 엉덩관절의 안정성을 제공하기 위해 체중의 2배가량의 토크를 형성한다(Neumann, 1996).

일상생활에서 보행을 하는 동안 다양한 형태의 부하는 신체의 중심과 발에 전달되고 압력의 분포를 변화시켜서 피로 골절을 일으키며, 근활성도와 자세 정렬에 영향을 주게 되고, 비정상적인 보행이 나타나며 허리통증 등을 유발시킨다(Hong 등, 2008; 이상열과 배성수, 2009; 정동조 등, 2017). 허리통증이 유발된 환자는 한발서기자세에서 허리와 골반의 근력, 협응 및 근육의 효과적인 상호작용이 손상되어 자세균형에 영향을 미친다(이강우와 양희승, 2002). Negrini와 Negrini(2007)은 학생들이 비대칭적으로 가방을 착용 하였을 때, 몸통의 회전과 어깨의 비대칭성이 이마면과 시상면 모두에서 변화가 발생하여 가방의 부하가 증가 할수록 자세의 변화가 더 가중된다고 하였다. 또한, 가방의 부하를 분산시키지 못할 경우, 비정상적인 자세를 유발한다(Chow 등, 2005). 비대칭적인 부하가 상대적으로 대칭적인 부하보다 근전도를 통해 허리통증에 부정적인 영향을 보여주고 있다고 보고하였다(한승조와 김선옥, 2012). 다리근육의 근피로도가 발생되어 자세 조절과 균형의 손상이 야기되고, 몸통이나 상지에서는 등세모근과 허리근육, 어깨의 통증이 발생된다(Chow 등, 2006).

이렇게 일상생활에서는 한 손으로 물건을 운반 하는 등 보행 중 비대칭적인 부하가 적용되는 상황이 자주 발생한다. 그로인해 다리근육과 허리 통증에 부정적인 요소로 작용하였다. 이러한 영향으로 다리와 몸통의 안정성이 저하되고 균형 또한 감소된다. 한발서기자세는 다리와 몸통의 안정성을 증가시키기 위한 근육운동으로 많이 사용되고 있으며, 여러관절을 이용한 균형 조절능력을 향상시키기 위한 운동으로도 사용된다(Cohen 등, 1993; Sahrmann, 2004). 그러나 한발서기 자세에서 비대칭적인 부하를 적용하여 다리근육을 선택적으로 강화시키기 위한 운동방법으로는 연구가 부족한 실정이다. 따라서 본 연구는 건강한 대상자를 대상으로 한발서기 동안 부하의 방향 변화가 다리의 근활성도에 미치는 영향을 알아보고, 이를 통해 한발서기 자세에서 운동적용 시 다리근육의 선택적 강화방법을 제시하고자 한다.

II. 연구방법

1. 연구대상

본 연구는 부산지역의 건강한 일반인 20대 남성 31명을 대상으로 선정하였다. 대상자 모집은 부산 K대학교 교내게시판에 실험참가자 모집 공고문을 부착 하였으며, 온라인 커뮤니티에 실험참가자 모집 공고 게시물을 작성하였다. 모든 대상자들에게 연구의 목적 및 과정에 대하여 충분히 설명을 하고 이에 동의한 사람을 대상으로 진행하였다. 본 연구의 대상자 최근 6개월간 정형외과적 및 신경학적 손상을 경험하지 않은 자, 균형 유지를 위해 시각 및 청각, 평형감각에 이상이 없는 자, 만성 허리통증을 경험하고 있지 않은 자, 신체질량지수가 17.6~25.0kg/m² 의 범위에 해당되는 자로 선정하였다.

2. 측정 방법

한발 서기 동안 지지측 중간볼기근과 긴종아리근, 앞정강근, 장딴지근의 근활성도를 보기 위해 표면근전도 시스템(Myosystem TM DTS, Noraxon Inc., USA)을 사용하였으며, 측정된 결과는 근전도 분석 프로그램(Biomechanical analysis software MR 3.8, Noraxon Inc., USA)을 사용하여 분석하였다. 표면 전극은 각 근육의 최대 근수축이 가장 뚜렷하게 보이는 근섬유를 찾아서, 근섬유 방향에 따라 활성전극(activate electrode)과 기준전극(reference electrode)을 수평으로 부착하였다. 중간 볼기근은 큰돌기와 엉덩뼈능선 사이의 1/3 지점에 부착하였다(Cram 등, 1998, 서영택, 2013). 앞정강근은 정강뼈의 결절에서 안쪽복사뼈 윗부분에 부착하였다. 긴종아리근은 종아리뼈 머리에서 가쪽복사뼈 사이의 1/4지점에 부착하였다(Seniam project, 2006). 내측 장딴지근은 발뒤꿈치 힘줄(Achilles tendon) 내측에서 오금부 내측사이의 근육에 부착하였다(Perotto, 1994; De Luca, 1997). 수집된 신호는 RMS(root mean square) 값으로 정량화하였다(Cram 등, 1998). 각 조건에서 각각의 근육을 측정하였으며, μV 단위로 본 연구의 분석에 사용하였다.

3. 측정방법

실험을 실시하기 전 대상자 마다 체중계(HBF-2000, HuBDIC CO., China)를 이용하여 체중을 측정하고 %로 계산하여 부하를 적용 하였다. 한발서기 자세는 비지지측의 엉덩관절, 무릎관절을 90도로 하고, 양쪽 어깨 높이를 같게 유지하며 지지측의 위앞엉덩뼈가시, 무릎관절, 발목관절을 일직선상에 유지하도록 하였으며 부하를 적용하지 않은 한발서기(a), 동측방향에 부하를 적용한 한발서기(b), 반대측방향에 부하를 적용한 한발서기 자세(c)를 알려주었다(그림 1).

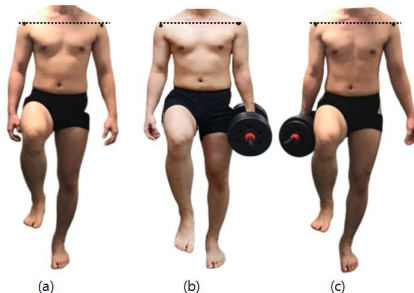


그림 1. 한발서기 동안 부하의 적용방법

모든 대상자에게 무부하, 동측 및 반대측 방향에 부하를 적용하였다. 이때 순서는 무작위로 적용하였다. 부하를 적용하여 실험하는 경우 한손으로 들어 올린 후 우세측을 이용하여 10초 동안 한발서기 자세를 실시한 후 30초간 휴식을 취한다. 처음 부하를 들어 올린 방향의 반대 방향에도 동일하게 적용하여 한발서기 자세를 실시하였다. 대상자마다 산출된 부하에 따라 들어 올리며, 10초 한발서기 후 피로도의 발생을 줄이기 위해 30초간 휴식 이후에 부하를 들어 올린 방향의 반대 방향에 적용하였다. 무작위로 방향을 선정하여 부하를 적용하였다. 부하를 적용 후 한발서기 동안 대상자에게 거울을 통해 몸통의 움직임이 발생 되지 않도록 피드백을 제공하였다. 모든 대상자는 실험 동안 전 시행이 이후 시행에 대한 영향을 최소화하기 위해 5분간 휴식을 취하였으며 3회 시행하였다(한승조와 김선옥, 2012). 한발서기 시 균형을 잡는 시간을 감안하여 10초 중 초기 3초와 마지막 3초를 제외한 4초 동안의 값을 통계에 사용하였다.

4. 자료분석

무부하 한발서기, 동측 방향에 부하를 적용하였을 때, 반대측 방향에 부하를 적용하였을 때 대상자의 한발서기 지지측의 중간볼기근, 앞정강근, 긴종아리근, 장딴지근의 활성도를 비교하기 위해 반복측정 분산분석(repeated measure ANOVA)을 실시하였으며, 추가적으로 사후분석을 실시하였다. 자료분석을 위해 Stata14를 사용하였으며, 통계적 유의 수준은 0.05로 설정하였다.

Ⅲ. 연구결과

1. 대상자의 일반적 특성

본 연구의 참여 대상자는 남자 31명이며, 평균 연령은 24.19 ± 2.07 세, 평균 신장은 172.83 ± 4.98 cm, 평균 체중은 68.93 ± 9.95 kg, 신체질량지수는 22.97 ± 2.48 kg/m^2 이었다<표 1>.

표 1. 연구대상자의 일반적 특성

구분	대상자
나이(year)	24.19 ± 2.07^a
키(cm)	172.83 ± 4.98
몸무게(kg)	68.93 ± 9.95
신체질량지수(kg/m^2)	22.97 ± 2.48

^a평균±표준오차

2. 상지부하 시 한발서기 동안 지지측 다리근육의 근활성도

1) 중간볼기근의 근활성도

한발서기 동안 지지측 중간볼기근의 근활성도는 무부하 한발서기에서는 21.83 ± 2.08 μV , 동측 방향으로 부하를 적용한 조건에서는 21.87 ± 2.59 μV , 반대측 방향으로 부하를 적용 조건에서는 32.32 ± 3.70 μV 였다. 반대측 방향으로 부하를 적용한 조건에서 통계학적으로 유의하게 증가하였다($p < 0.05$). 무부하 조건과 동측 방향으로 부하를 적용한 조건에서는 통계학적으로 유의한 차이가 나타나지 않았다($p > 0.05$)<표 2>.

2) 긴종아리근의 근활성도

한발서기 동안 지지측 긴종아리근의 근활성도는 무부하 한발서기에서는 $53.51 \pm 4.19 \mu V$, 동측 방향으로 부하를 적용한 조건에서는 $44.96 \pm 4.11 \mu V$, 반대측 방향으로 부하를 적용 조건에서는 $84.74 \pm 4.67 \mu V$ 였다. 반대측 방향으로 부하를 적용한 조건에서 통계학적으로 유의하게 증가하였다($p < 0.05$). 무부하 조건과 동측 방향으로 부하를 적용한 조건에서는 통계학적으로 유의한 차이가 나타나지 않았다($p > 0.05$) <표 2>.

3) 앞정강근의 근활성도

한발서기 동안 지지측 앞정강근의 근활성도는 부하를 적용하지 않은 한발서기에서는 $26.56 \pm 5.06 \mu V$, 동측 방향으로 부하를 적용한 조건에서는 $35.12 \pm 4.70 \mu V$, 반대측 방향으로 부하를 적용 조건에서는 $31.16 \pm 3.64 \mu V$ 였다. 모든 조건에서 통계학적으로 유의한 차이가 나타나지 않았다($p > 0.05$) <표 2>.

4) 장딴지근의 근활성도

한발서기 동안 지지측 장딴지근의 근활성도는 부하를 적용하지 않은 한발서기에서는 $45.93 \pm 5.00 \mu V$, 동측 방향으로 부하를 적용한 조건에서는 $50.93 \pm 4.55 \mu V$, 반대측 방향으로 부하를 적용 조건에서는 $52.29 \pm 4.36 \mu V$ 였다. 모든 조건에서 통계학적으로 유의한 차이가 나타나지 않았다($p > 0.05$) <표 2>.

표 2. 부하의 변화에 따른 근육별 근활성도

근육 \ 부하	무부하	동측부하	반대측부하	F	p
중간볼기근	21.83±2.08 ^a	21.87±2.59	32.32±3.70	17.05	.000*
긴종아리근	53.51±4.19	44.96±4.11	84.74±4.67	40.31	.000*
앞정강근	26.56±5.06	35.12±4.70	31.16±3.64	2.91	.062
장딴지근	45.93±5.00	50.93±4.55	52.29±4.36	1.92	.155

^a평균±표준오차, * $p < 0.05$

IV. 고 찰

본 연구에서는 동측 부하, 반대측 부하, 무부하 한발서기 동안 다리의 근활성도를 측정하였다. 거울을 통해 시각적인 피드백을 제공하여 양쪽 어깨의 높이와 위앞엉덩뼈가시의 높이를 동일하게 유지하도록 하였다. 이때 몸통의 가쪽 굽힘 등의 보상작용이 나타나지 않게 하였으며 동일한 부하를 방향에 따라 변화를 주어 각 근육의 활성도에 대한 차이를 분석하였다.

중간볼기근은 한발 서기 동안, 이마면 상에서 골반의 균형을 잡는데 결정적인 역할을 한다(Egol 등, 1998). 중간볼기근이 정상적인 작용을 못할 경우, 보행을하는 동안 몸통의 가쪽 굽힘이 나타나며, 디딤기에서는 불안정한 체중지지로 인하여 골반을 반대측으로 기울게 만드는 트랜델렌버그 보행 징후가 나타난다(Granat 등, 1996). 중간볼기근의 약화는 균형 능력에 영향을 미치며 낙상과 관련이 있다는 것을 강조하였다(Lee 등, 2015).

본 연구에서 몸통의 보상작용을 통제된 상태에서 반대측에 부하를 적용하였을 때 중간볼기근의 근활성도에서 통계학적으로 유의한 차이가 나타났다. 그러나 동측에 부하를 적용하였을 때와 무부하 한발서기 사이에서는 중간볼기근의 활성도에 서로 유의한 차이가 나타나지 않았다. Neumann(1985)에서도 동측에 부하를 적용하였을 때와 무부하 시 중간볼기근의 근활성도에 유의한 차이가 나타나지 않았다고 보고하였다. 동측 방향으로 부하를

적용하게 되면 중간볼기근과 같은 방향으로 모멘트가 발생하게 되며 이때 체중으로부터 발생하는 모멘트에 대해 균형을 유지하기 위해서 동측방향의 부하로 인해 발생하는 모멘트가 중간볼기근의 역할을 보조하게 된다 (Neumann, 1985). 그러므로 일상생활에서 중간볼기근의 약화가 있는 다리를 기준으로 동측방향으로 부하를 드는 방법이 중간볼기근의 약화로 인한 손상을 예방할 수 있을 것으로 생각된다.

Neumann(1985)은 반대측의 외적부하로 인해 발생하는 모멘트가 중간볼기근에서 발생하는 모멘트와 반대방향으로 발생하게 되며 반대측의 외적부하로 인해 발생하는 모멘트가 중간볼기근에 대한 저항으로 작용하게 되며 중간볼기근은 균형을 유지하기 위해 근활성도가 증가되었다고 보고하였다. 동측 방향에 외적부하를 적용하였을 때 반대측 보다 모멘트 팔의 길이가 짧아졌기 때문에 반대측에 부하를 적용하였을 때보다 근활성도가 감소하였다(Neumann, 1985; Neumann, 1996). 모멘트 팔의 길이가 길어질수록 근육의 근 활성도는 증가하고, 짧아질수록 근육의 근 활성도도 함께 감소한다고 하였으며, 동일한 무게를 적용하더라도 모멘트 팔의 길이에 따라 근활성도의 차이가 나타난다고 하였다(Wise 등, 2004; 박민철과 이상열, 2016). 이러한 결과를 통해 한발서기 자세에서 중간볼기근을 강화시키기 위해서는 반대측에 외적인 부하를 적용할 수 있을 것이다.

긴종아리근은 한발서기 시 앞정강근과 함께 발목의 가쪽 안정성을 위해 작용한다(Braun 등, 2011). 또한, 긴종아리근은 불안정한 면에서 이마면상의 발목의 변화에 따라 중요한 역할을 하며 안쪽번짐에 대한 손상을 예방하기 위한 역할을 한다(Dolenec 등, 2015; Voloshina와 Ferris 2015; Yen 등, 2015; Lee와 Ahn 2017). 갑작스런 안쪽번짐에 대해 긴종아리근의 수축이 감소 되고 가쪽 발목의 뺨이 발생하고 발목의 근력 약화로 인해 균형의 감소와 연관있다(Wolfson 등, 1995). 이러한 균형 감소는 낙상과 관련이 있다(Fuller와 Kagan, 2000; Raugest, 2009).

본 연구에서 동측에 부하를 적용하였을 때와 무부하 한발서기에서 긴종아리근은 유의한 차이가 나타나지 않았으며, 동측에 부하를 적용하였을 때 한발서기 동안의 긴종아리근의 활성도가 무부하 한발서기에서보다 긴종아리근의 활성도가 감소하였다. 동측 방향에 외적부하를 적용하였을 때 긴종아리근에서 발생하는 모멘트와 같은 방향으로 모멘트가 발생하게 될 것이다. 이때 균형을 유지하기 위해서 동측 방향의 부하로 인해 발생하는 모멘트가 긴종아리근의 역할을 보조하는 것으로 생각된다. 동측방향에 부하 적용 시 반대측에 부하를 적용하였을 때보다 모멘트 팔의 길이가 짧아지면서 좌우에 대한 동요가 감소될 것이다. 그로인해 긴종아리근의 근활성도에 유의한 차이가 나타나지 않을 것으로 생각된다. 일상생활에서 자주 발목의 뺨을 경험한 사람에게 보행하는 동안 발목의 뺨이 발생하는 다리의 동측 방향으로 부하를 적용하는 것이 긴종아리근의 약화로 인한 신체손상을 예방할 수 있을 것으로 생각된다.

반대측에 부하를 적용 시 활성도가 가장 높게 측정되었으며 동측에 부하를 적용하였을 때와 무부하 한발서기 동안에 긴종아리근과 유의한 차이가 나타났다. 반대측에 외적부하로 인해 모멘트 팔의 길이가 증가되고 반대측에 적용한 부하로 인해 긴종아리근에서 발생하는 모멘트와 반대방향으로 모멘트가 발생될 것으로 생각된다. 몸통의 보상작용 없이 균형을 유지하기 위해서는 발에서의 체중이 가쪽으로 이동하게 되며 이에 따라 발목의 가쪽은 안정성을 유지하게 된다(Yen 등, 2015). 그로인해 긴종아리근의 활성도는 반대측의 외적부하가 발생하였을 때 크게 증가 된 것으로 생각된다. 이러한 결과로 한발서기를 이용하여 긴종아리근을 강화시키기 위해서는 반대측에 외적부하를 적용하는 것이 효과적일 것으로 확인된다.

앞정강근과 장딴지근은 동측 부하, 반대측 부하, 무부하 한발서기 동안 근활성도에서는 유의한 차이가 나타나지 않았다. 이는 앞정강근과 장딴지근은 앞, 뒤 동요에 대해 균형을 유지하는 역할을 담당하기 때문이다(Egol 등, 1998). 그러므로 좌우 동요가 발생하는 각 조건 간에서는 유의한 차이가 발생하지 않은 것으로 생각된다. 이러한 결과를 통해 앞으로 좌우에 대한 비대칭적인 외적부하 뿐만 아니라 추가적으로 앞뒤에 대한 비대칭적인 외적부하에 대한 연구도 이루어져야 한다고 생각한다.

이처럼 한발서기 동안 같은 부하를 각 방향에 적용하여 실험을 하였을 때 모멘트 팔의 길이 변화와 좌우의 동요가 발생하면서 근활성도에 대한 차이가 발생하였다. 연구자는 이러한 결과를 토대로 부하의 크기와 부하의 적용횟수를 증가시켜 운동강도를 조절하는 방법 외에도 동일한 크기의 부하를 적용하면서 부하의 방향을 다르게 적용하는 방법도 운동강도를 조절하는 방법으로 제시 될 수 있다고 생각한다.

본 연구의 제한점은 한발서기 동작을 수행하는 동안 상지와 몸통의 보상작용을 통제하기 위해 거울을 통해 시각적인 피드백을 제공하여서 보상작용이 최대한 나타나지 않도록 하였다. 보상작용을 최소화한 나타나도록 통제를 하였으나 완벽하게 보상작용이 일어나지 않게 통제하기 어려웠다. 그리고 한발서기를 수행하는 동안 지지축의 발바닥에서 나타나는 체중이동이나 압력을 측정하지 못하였다. 향후 한발서기 동안 같은 무게를 방향에 따라 제공하는 실험 시 발바닥 압력과 근활성도를 같이 측정함으로써 균형을 유지하기 위한 체중의 이동과 그에 따른 근활성도의 변화에 대한 연구가 필요할 것이다.

V. 결 론

일반인 남성 31명의 대상으로 한발서기 동안 부하를 적용하지 않은 조건, 한발서기 동안 동측 및 반대측의 부하의 변화에 따른 다리근육의 활성도에 어떠한 영향을 미치는지 알아보기 위하여 본 연구를 진행하였다. 그 결과는 다음과 같다.

한발서기 동안 무부하 조건, 동측 및 반대측의 부하 방향의 변화에 따른 지지축 다리의 근활성도에 미치는 영향에 대해 분석한 결과, 중간볼기근과 긴종아리근의 활성도에서는 반대측에 부하를 적용한 조건이 동측에 부하를 적용한 조건과 무부하 조건보다 통계학적으로 유의하게 증가하였다($p<.05$). 그러나 반대측에 부하를 적용한 조건, 동측에 부하를 적용한 조건, 무부하 조건에서 앞정강근과 장딴지근의 활성도에서는 통계학적으로 유의한 차이가 나타나지 않았다.

이러한 결과를 종합하면, 운동 시 부하 및 횟수 증가 방법 이외에도 동일한 부하를 이용하여 방향에 따라 다르게 적용하였을 때 한발서기 같이 정적인 자세에서 다리근육을 선택적으로 강화시킬 수 있는 방법으로 적용할 수 있을 것이다.

참고문헌

- 김선옥, 한승조. 중량물 들기 작업시 물체 무게중심 및 발의 위치가 허리 근육의 최대 EMG 진폭에 미치는 영향. 한국산업위생학회지 2012;22(3):257-264.
- 김원호. 반복 들기 작업에 따른 허리주변 근육의 근활성도와 근피로도에 대한 근전도 분석. 한국전문물리치료학회지 2009;16(3):16-23.
- 박민철, 이상열. 탄력밴드와 아령에 의한 저항이 다양한 어깨관절 외전 각도에서 중간 어깨 세모근의 등척성 수축에 미치는 영향. 대한물리의학회지 2016;11(2):71-76.
- 박은희. 무게부하에 따른 정상성인의 보행 양상[석사학위 논문]. 대구대학교 대학원; 2003.
- 손호희. 퇴행성 슬관절염 환자의 보행조건에 따른 생역학적 분석[박사학위 논문]. 대구대학교 대학원; 2011.
- 이강우, 양희송. 만성요통환자와 정상인의 균형반응 비교. 한국전문물리치료학회지 2002;9(2):1-17.
- 이민철, 이수현, 장상훈. 가방 착용 방법에 따른 보행 시 다리관절 각도, 굽스 각, 족압 비율의 변화. 대한물리치료

- 과학회지 2018;25(2):7-14.
- 이상열, 배성수. 보행 시 부하의 위치에 따른 발의 안정성 및 운동학적 분석에 관한 연구. 대한물리치료학회지 2009;21(2):97-101.
- 장종성, 박지원, 김중선. 보행 시 편평족에서 외적 무게 부하에 따른 족저압의 변화. 대한물리의학회지 2010;5(4):543-549.
- 정동조, 김근조, 이규리. 트레드밀 운동 시 신발밑창에 따라 일부 하지근육의 활성도에 의한 근피로도 비교. 대한 물리치료과학회지 2017;24(2):27-35.
- 한승조, 김선욱. 들기 작업 시 중량물의 비대칭 무게중심 및 상체 옆으로 기울임에 따른 허리근육의 Peak EMG 진폭 비교. 한국산학기술학회 2012;13(10):4629-4635.
- Almeida GL, Carvalho RL, Tals VL. Postural strategy to keep balance on the seesaw. Gait posture 2006;23(1):17-21.
- Braun Ferreira LA, Pereira WM, Rossi LP, et al. Analysis of electromyographic activity of ankle muscles on stable and unstable surfaces with eyes open and closed. J Bodyw Mov Ther 2011;15:496-501.
- Chow DH, Kwok ML, Au-Yang AC, et al. The effect of backpack load on the gait of normal adolescent girls. Ergonomics 2005;48(6):642-656.
- Chow DH, Kwok ML, Cheng JC, et al. The effect of backpack weight on the standing posture and balance of school-girls with adolescent idiopathic scoliosis and normal controls. Gait Posture 2006;24(2):173-181.
- Cohen H, Blatchly CA, Gombash LL. A study of the clinical test of sensory interaction and balance. Phys Ther 1933;73(6):346-351.
- Cram JR, Kasman GS, Holtz J. Introduction to surface electromyography. Maryland:Aspen publishers;1998.p.36-70.
- De Luca CJ. The use of surface electromyography in biomechanics. J Appl Biomech 1997;3:135-163.
- DeVita P, Hong D, Hamill J. Effects of asymmetric load carrying on the biomechanics of walking. J Biomech 1991;24(12):1119-1129.
- Dolenec A, Štirn I, Strojnik V. Activation pattern of lower leg muscles in running on asphalt, Gravel and Grass. Coll Antropol 2015;39(1):167-172.
- Earl JE. Gluteus medius activity during three variations of isometric single-leg stance. J Orthop Sports Phys Ther 2015;14(1):1-11.
- Egol KA, Koval KJ, Kummer F, et al. Stress fractures of the femoral neck. Clin Orthop 1998;348:72-78
- Fowler NE, Rodacki AL, Rodacki CD. Changes in stature and spine kinematics during a loaded walking task. Gait Posture 2006;23:133-141.
- Fredericson M, Cookingham CL, Chaudrari AM, et al. Hip abductor weakness in distance runners with iliotibialband syndrome. Clin J Sport Med 2000;14(1):1-11.
- Granat MH, Maxwell DJ, Ferguson ACB, et al. Peroneal stimulator: Evaluation for the correction of spastic drop foot in hemiplegia. Arch Phys Med Rehabil 1996;77(1):19-24.
- Hong Y, Li JX, Fong DT. Effect of prolonged walking with backpack loads on trunk muscle activity and fatigue in children. J Electromyogr Kinesiol 2008;18(6):990-996.
- Janda V. On the concept of postura lmuscles and posture in man. Aust J Physiother 1983;29:83-84.
- Kim TH. Factors influencing pelvic and trunk motions during one-leg standing [Dissertation]. Yonsei Univ.;2010.
- Konradsen L, Olesen S, Hansen HM. Ankle sensorimotor control and eversion strength after acute ankle inversion

- injuries. *Am J Sports Med* 2008;26:72-77.
- Lee S, Ahn S. Comparison of lower limb muscle activities by various angles of a Medio-lateral ramp during gait. *J Korean Soc Phys Med* 2017;12:93-98.
- Macias BR, Murthy G, Chambers H, et al. Asymmetric loads and pain associated with backpack carrying by children, *J Pediatr Orthop* 2008;28: 512-517.
- May S, Johnson R. Stabilization exercises for low back pain: A systematic review. *Phys Ther* 2008;179-189.
- Negrini S, Negrini A. Postural effects of symmetrical and asymmetrical loads on the spines of schoolchildren. *Scoliosis* 2007;2;8.
- Neumann DA. Hip abductor muscle activity in persons with a hip prosthesis while carrying loads in one hand. *Phys Ther* 1996;76(12):1320-1330.
- Neumann DA. *Kinesiology of the musculoskeletal system: Foundations for physical rehabilitation*, 2nd ed. St Louis, MO:Elsevier Mosby;2010.p.479-530.
- Neumann DA, Cook TM. Effect of load and carrying position on the electromyographic activity of the gluteus medius muscle during walking. *Phys Ther* 1985;65(3):305-311.
- Ng JK, Richardson CA, Jull GA. Electromyographic amplitude and frequency changes in the iliocostalis lumborum and multifidus muscles during a trunk holding test. *Phys Ther* 1997;77(9):954-961.
- Pascoe DD, Pascoe DE, Wang YT, et al. Influence of carrying book bags on gait cycle and posture of youths, *Ergonomics* 1997;40:631-641.
- Perry J. *Gait analysis: normal and pathological function*. 2nd ed. New Jersey:Slack Inc.;2010.
- Sahrmann SA. *Diagnosis and Treatment of Movement Impairment Syndrome*. St Louis, MO:Elsevier Mosby;2002. p.51-118.
- Sutherland DH. The evolution of clinical gait analysis part I: kinesiological EMG. *Gait Posture* 2001;14(1):61-70.
- Unsgaard-Tøndel M, Fladmark AM, Salvesen Ø, et al. Motor control exercises, sling exercises, and general exercises for patients with chronic low back pain: a randomized controlled trial with 1-year follow-up. *Phys Ther* 2010;90(10):1426-1440.
- Voloshina AS, Ferris DP. Biomechanics and energetics of running on uneven terrain. *J Exp Biol* 2015;218:711-719.
- Wang J, Gillette J. Carrying asymmetric loads during stair negotiation, *Gait Posture* 2017;53:67-72.
- Wise MB, Uhl TL, Mattacola CG, et al. The effect of limb support on muscle activation during shoulder exercises. *J Shoulder Elbow Surg* 2004;13(6):614-620.
- Yen SC, Gutierrez GM, Wang YC, et al. Alteration of ankle kinematics and muscle activity during heel contact when walking with external loading. *Eur J Appl Physiol* 2015;115(8):1683-1692.