한국운동역학회지, 2009, 제19권 2호, pp. 237-244
Korean Journal of Sport Biomechanics
2009, Vol. 19, No. 2, pp. 237-244

처네(앞·뒤) 사용 방법이 보행 시 목, 허리 및 다리 근육 활성도와 족저압에 미치는 영향

The Effects of Plantar Foot Pressure and EMG Activation of Neck, Lumbar and Low Limbs by Using Carrier during Walking

이상열(마산대학) · 장종성 · 이명희*(대구대학교 대학원)
Lee, Sang-Yeol(Masan University)
Chang, Jong-Sung · Lee, Myoung-Hee*(Graduate school of Daegu University)

국문요약

본 연구는 처네를 사용하고 보행을 하는 동안 처네의 사용 방법에 따른 족저 압력의 변화와 목, 허리 및 다리 근육의 활성도를 알아 보기 위하여 실시하였으며 이를 위하여 족저 영역별 최고 압력과 근육 활성도를 중심으로 자료를 수집하여 분석하였다. 영아를 양육하고 있는 허리와 다리 및 목의 근골격계 문제가 없는 20명의 건강한 젊은 여성을 대상으로 전방 처네 사용, 후방 처네 사용, 일반 보행을 하는 동안 입각기 발의 영역별 족저 최고 압력과 목, 허리 및 다리 근육의 활성도를 측정하였다. 족저 압력의 측정은 RS-scan system을 이용하였으며, 근육 활성도는 ProComp InfinitiTM를 이용하였다. 처네 사용 방법에 따라 수집된 자료를 일원배치분산분석을 이용하여 분석하였다.

본 연구를 통하여 전방 처네 사용 시 허리 근육의 활성도와 엄지 발가락 영역의 압력이 유의하게 증가한다는 것을 알 수 있었고, 후방 처네 사용 시 목 근육의 활성도와 발허리 영역의 압력이 유의하게 증가하였다. 따라서 본 연구에서는 처네의 사용 방법이 발의 구조와 기능 그리고 근육 활성도에 영향을 미친다는 것을 확인 할 수 있었다.

ABSTRACT

S. Y. LEE, J. S. CHANG, and M. H. LEE, The Effects of Plantar Foot Pressure and EMG Activation of Neck, Lumbar and Low Limbs by Using Carrier during Walking. Korean Journal of Sport Biomechanics, Vol. 19, No. 2, pp. 237-244, 2009. The purpose of this study was to investigate the changing plantar foot pressure and muscle activation of neck, lumbar and low limb by different way of the using carrier during walking. Twenty healthy and young females who brought up infants and had no musculoskeletal disorders of neck, lumbar and low limb were instructed to perform plantar foot pressure and muscle activation of neck, lumbar and low limb during different ways of the using the carrier and walking. Plantar foot pressures were recorded by RS-scan system(RS scan Ltd., German), muscle activation were recorded by ProComp infinitiTM(Thought Technology Ltd., Canada). The data collected by each way of the using carrier and One-way ANOVA was used to analyze. The results indicated that there was a significant increase on erector spinae muscle activation and pressure of great toe zone by using anterior carrier and there was a increase on activation of paraspinal muscle and metatarsal zone by using posterior carrier. Therefore, the way of using carrier could be influenced upon structure and function of the foot and muscle activation.

KEYWORDS : CARRIER, PRESSURE, MUSCLE ACTIVATION

*Corresponding Author : 이명희
경북 경산시 진량읍 내리리 15번지 대구대학교 대학원 재활과학과 물리치료전공
Tel : 017-812-8522 / Fax : 053-850-4359
E-mail : mhlee0317@hanmail.net

Ⅰ. 서 론

인류가 생겨나면서부터 지금까지 여성은 아이를 출산하고 업어서 키워왔으며, 현재에 이르러서는 여러 가지 형태로 아이를 안거나 업을 수 있는 도구들이 생겨났다. 이러한 처네(carrier)라는 도구의 사용은 부모가 아이를 안거나 업은 상태로 안정적인 보행을 하고 도구를 사용할 수 있도록 양 팔을 자유롭게 해주었다(Wall-Scheffler, Geiger & Steudel-Numbers, 2007). 부모들은 아이가 혼자서 걸을 수 있을 때까지 주로 안거나 업어 보살피게 되는데 이러한 지속적인 자세로 인해 증가된 근육의 긴장도는 근육통과 같은 불편함을 야기하기 때문에 부모의 근골격계에 상당한 부담을 준다. 또한 아이를 안거나 업은 상태로 일상생활을 영위하기 위해 보행을 하게 되는데 이때의 보행은 신체의 중심이 변화되고 일부 근육에 비정상적인 부하가 가해지는 즉 이상적인 보행 형태를 벗어나게 된다.

보행은 인체의 이동을 위한 가장 기본적인 운동으로 대부분의 생활은 인체의 이동을 전제로 한다. 인간의 신경계와 근골격계 등이 통합적으로 사용되는 과정으로, 많은 골격근이 상지와 하지의 여러 관절과 상호협력을 통해, 몸을 일정한 방향으로 속도를 유지하면서 움직이는 협응된 교대운동이다(Perry, 1992). 정상적인 보행을 수행하기 위해서는 기립 시 신체의 중심점이 정중선상에 있고, 발바닥에서부터 측정하여 신장의 약 55% 정도, 즉 제 2 천추체 전면에 위치하고 있어야 한다(배성수 등, 2006). 이러한 신체의 중심은 보행 시 각 관절에서 속도와 상관없이 보행 주기에 맞추어 연속적으로 일정한 패턴의 관절각도 변화를 나타내 최소에너지 소모로 보행을 가능하게 한다(Perry, 1992). 부하의 조건에 따른 에너지 소모는 부하가 신체의 중심에 가까워질수록 줄어든다(Abe, Muaki & Yasukouchi, 2008).

보행에 있어 발은 인간에게 가장 중요한 이동 수단이 되고, 지지하는 지면과 맞닿는 인체의 유일한 부위이며 모든 체중 부하에 중요한 역할을 한다. 또한 발은 보행 시 체간 이동에 필요한 추진력을 제공할 뿐만 아니라, 이 때 발생하는 물리적 충격을 흡수하며 불규칙한 지면에 적응하는데 기여한다(Saltzman & Nawoczenski, 1995). 또한 인간의 직립자세는 발에 의해 제공되는 비교적 작은 기저면 위에서 높은 압력중심을 유지해야 하기 때문에 본질적으로 불안정하다(Winter, 1995). 이러한 불안정성을 보완하기 위하여 허리 근육과 다리 근육의 활성화에 의해 직립 또는 보행 시에 안정성을 제공하게 된다. 그리고 불안정한 상태에서 수의적인 움직임을 할 때 자세 조정은 복잡하고, 많은 근육들을 사용하며, 높은 근육 활성도를 보인다(Aruin & Latash, 1998).

처네를 사용하여 보행을 수행하는 동안 사용 방법에 따라 신체 중심이 변화하고 발바닥의 압력 역시 변화하며 다리 근육과 허리 근육의 활성도에 영향을 주어 정상적인 보행을 방해할 뿐만 아니라 요통과 같은 근육통도 유발 할 것이다. 아기를 돌보는 부모들이 여러 가지 방식의 아기 안기나 업기를 하고 있지만 이러한 방법들에 대한 생역학적 연구가 거의 없는 편이며 등뒤나 앞으로의 외적 부하에 대한 연구들은 주로 물건 들기와 가방에 대한 것이 대부분이다(Orloff & Rapp, 2004; Al-Khabbaz, Shimada & Hasegawa, 2008; Anderson et al, 2007; Hong & Li, 2005).

Al-Khabbaz, Geiger와 Steudel-Numbers(2008)의 연구에 따르면 뒤로 가방을 메었을 때 배부분의 근육의 활성도가 높아지고 뒤로 옮겨가는 신체의 중심을 앞으로 가져오기 위해 다리 근육들의 활성도가 변화한다고 하였으며, Wall-Scheffler, Geiger와 Steudel-Numbers(2007)는 앞으로 부하를 가하였을 때 신체정렬이 앞쪽으로 치우치며 이를 보상하기 위해 등쪽 근육의 활성도가 증가할 것이라고 하였다. 이러한 앞 또는 뒤의 가해지는 부하는 신체의 정렬을 바로하기 위한 신체의 작용에 의하여 앞 또는 뒤쪽의 근육을 선택적으로 많이 사용하게 된다. 척추주위근육의 반복적인 사용은 요통을 유발시키는 요인이 된다(Magora, 1973).

그러나 지금까지의 선행 연구들은 대체적으로 부하의 유무와 정도에 따른 근육의 활성도에 대한 연구 위주로 진행되었다. 하지만 인간의 보행을 정략적으로 분석하기 위해서는 객관적인 보행 변수들을 파악하는 것이 필요한데, 그 중 발의 생체 역학적 움직임을 연구하기 위해서는 족저압에 대한 연구가 필요하다. 또한 영아를 업는 방법에 따른 신체 중심의 이동이 족저압에 미치는 영향과 근육 활성도와의 연관성에 대하여 알아

봄으로써 여성들에게 올바른 아기 업기 방법을 제시하고 나아가 허리 근육, 다리 근육 그리고 족저압의 변화를 최소화하는 효율적인 보행을 할 수 있도록 기초 자료를 제공하여 근골격계 질환을 예방하고자 한다.

Ⅱ. 연구 방법

1. 연구 대상

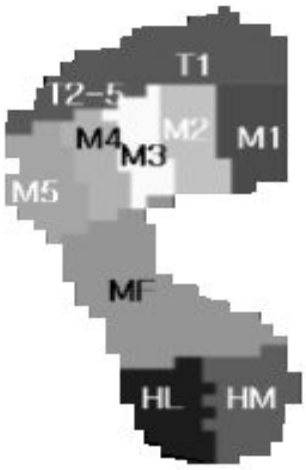

그림 1. 분석에 사용된 10개의 족저 영역

대상자는 영아를 양육하며, 허리와 다리의 병변이 없고, 오른쪽 다리가 우세한 건강한 성인 여성 20명을 대상으로 하였다. 대상자들의 평균 연령은 27.58세이고, 평균 체질량 지수(Body Mass Index, BMI)는 22.81kg/m2, 발의 크기는 237.22mm였다. 실험에 참가하기 전 모든 대상자들에게 실험 과정에 대한 충분한 설명을 하고 동의를 구하였다.

2. 실험 장비

본 연구에서 각각의 처네 사용 방법에 따른, 보행 시 입각기 동안 가해지는 족저 압력을 측정하기 위해 2m 길이의 Plate형태인 RS-scan system(RS scan Ltd., German)을 사용하였다. RS-scan system은 2m의 Plate 위를 보행하는 동안 보행의 분석과 영역별 최고 압력, 최고 힘 그리고 체중 이동 경로를 분석하는 장비이다 (Blanc, Balmer. & Landis, 1999). 족저 영역은 10개(T1(Toe 1), T2-5(Toe 2-5), M1(Metatarsal 1), M2(Metatarsal 2), M3(Metatarsal 3), M4(Metatarsal 4), M5(Metatarsal 5) , MF(Midfoot), HM(Heel medial), HL(Heel lateral))로 나누어져있으며, 각각의 영역은 다음 <그림 1>과 같다. 보행 시 압력 분포는 RS-scan system의 상용 프로그램인 footscan 7 gait 2nd generation을 이용하여 126 frame/sec로 자료를 수집하였다.

각각의 처네 사용 방법에 따른, 보행 시 목과 허리 그리고 다리의 근육 활성도를 측정하기 위해 ProComp Infiniti™(Thought Technology Ltd., Canada)를 이용하였으며, 전극은 3극(Positive-Ground-Negative)으로 이루어진 표면전극(Triode surface electrode, Thought Technology Ltd., Canada)을 사용하였다. 근전도 신호의 주파수 범위는 20~500Hz 사이로 설정하였으며, 이때 샘플링 주파수는 1024Hz로 하였다.

3. 실험 방법

정확한 족저 압력을 측정하기 위해 보행 시작 전 대상자의 체중을 측정하여 프로그램에 입력하고 압력 측정판위에서 움직임 없이 양발로 서도록 하여 각 대상자의 체중을 보정하였다. 실험에 사용된 아기의 무게는 보건복지부 신체 발육 표준치인 생후 5~6개월의 남아 평균 무게인 8Kg의 인형을 사용하였으며, 각각의 처네 사용 방법(앞·뒤)과 처네를 사용하지 않은 상태의 순서를 무작위로 하여 2m 족저 압력판 위를 걷도록 하였다.

각각의 처네 사용 방법(앞·뒤)과 처네를 사용하지 않은 상태에서 상지의 움직임이 보행의 변수로 작용하지 않게 하기 위하여 팔은 편안하게 늘어뜨린 상태로 보행을 실시하였다. 자료 처리를 위해 2번째 왼발의 족저 압력값을 사용하였고 각각의 조건에서 측정은 3회 실시하였다.

근육 활성도는 족저 압력을 측정하는 동안 동시에 측정하였으며, 표면 전극의 위치는 척추세움근(erector spinae muscle)은 허리뼈 4번, 5번 가시돌기에서 외측으

로 3cm 지점, 뒤넙다리근(hamstring muscle)은 궁둥뼈결절(Ischial tuberosity)로부터 15cm 아래쪽 넙다리두갈래근(biceps femoris muscle) 중 내측에 위치한 뒤넙다리근(hamstring muscle) 근복에 부착하였다. 장단지근(gastrocnemius)의 표면 전극은 장단지근 근복의 원위부에서 발뒤꿈치 힘줄(Achilles tendon)의 전·내측 사이에 위치하게 하였으며, 앞정강근(tibialis anterior muscle)은 정강뼈거친면(tibial tuberosity)에서 네 손가락 아래지점과 정강가시(spine of tibia)에서 외측으로 한손가락 지점이 교차되는 지점으로 하였다(Paul, Marshall, Bernadette. 2005). 넙다리곧은근(rectus femoris muscle)은 위앞엉덩뼈가시(anterior superior iliac spine)와 무릎뼈(patella)의 위쪽 가장자리 사이의 중간 부위에 부착하였다. 척추옆근(paraspinalis)은 목뼈 4번 가지돌기 외측 1.5cm 지점에 부착하여 측정하였다.

척추세움근의 MVIC는 엎드린 자세에서 머리와 몸통을 들게하여 5초간 유지하도록 한 상태에서 측정하였으며, 뒤넙다리근은 의자에 앉은 자세에서 무릎관절을 굽히게하고 하퇴의 뒷부분에서 무플관절 굽힘에 대한 저항을 주어 5초간 유지하도록하여 측정하였다. 장단지근은 선자세에서 어깨위에서 누르는 저항을 주고 발뒤꿈치를 들게 하는 동작을 지시하고 5초간 유지하도록하여 측정하였으며, 앞정강근은 의자에 앉은 자세에서 발등굽힘을 지시하고 발등에서 저항을 주어 발등 굽힘을 5초간 유지하도록하여 측정하였으며, 넙다리곧은근은 앉은 자세에서 무릎관절 펴기에 대한 저항을 주고 무릎관절 펴기에 대한 운동을 지시하여 5초간 유지하도록 하여 측정하였다. 각 측정한 값의 앞뒤 1초간은 삭제하고 일정하게 유지된 3초간의 근활성도 값을 분석에 사용하였다.

측정한 근육의 근전도 신호량은 근전도 신호의 실질적인 출력값에 가까운 값을 제공하는 RMS(root mean square)값을 취하여 수의적 최대 등척성근수축(MVIC) 값으로 나누어 백분율로 환산한 값인 %MVC 값을 사용하였다.

4. 분석 방법

각각의 상태에서 수집된 족저 압력과 근전도 값은 3회를 측정하여 평균값을 대표값으로 사용하였다. 각각의 조건에서 근활성도와 족저압력 값을 비교하기 위해 일원분산분석(one-way ANOVA)을 사용하였고 사후검정으로 LSD를 이용하였으며, 통계학적 유의성을 검정하기 위해 유의수준 α는 .05로 하였다. 본 연구에서의 모든 자료는 평균 및 표준 오차로 제시하였고, 자료 통계처리는 상용통계프로그램인 윈도용 SPSS version 12.0을 이용하였다.

Ⅲ. 결과 및 논의

1. 영역별 최고 족저 압력값 비교

<표 1>은 처네 사용 방법에 따른 족저 영역별 최고 압력 값을 나타낸 것이다. 이는 보행 시 지면과 접촉하였을 때 전 구간을 통하여 나타나는 족저 영역별 최고 압력값을 말한다. 족저 압력값은 전방 처네 사용 시 전반적으로 전방, 내측으로 높아지는 경향을 보였으며, 후방 처네 사용 시 뒤꿈치 부분으로 높아지는 경향을 보였다. 이는 무게 중심이 전, 후방으로 이동함에 따른 체중 부하로 보인다.

발가락 부위(Toe 1, Toe 2-5)의 족저 압력 값은 Toe 1 영역에서는 통계적으로 유의한 차이를 보였고($p<.05$), Toe 2-5 영역에서는 통계적 유의한 차이가 없었다. 또한 M3, M4 영역에서 전방 처네 사용 시 압력이 줄고, 후방 처네 사용 시 통계학적으로 유의한 압력의 증가를 보였다($p<.05$). 사후 검정 결과 Toe 1, Toe 2-5, Meta 3, 4, 5 영역에서 전방 처네 사용과 후방 처네 사용에서 유의한 차이를 보였고, Toe 1은 일반 보행과 전방 처네 사용에서 유의한 차이를 보였으며, Meta 5 영역에서는 일반 보행과 후방 처네 사용 보행에서 통계학적인 유의한 차이를 보였다($p<.05$)(그림 2). 이러한 결과는 후방 처네 사용 시 신체의 중심이 발가락 영역까지 이동되어지지 않는다는 것을 보여주는 결과이고, 전방 처네 사용 시 신체의 중심이 전방으로 옮겨가면서 보행 중 가속도로 인한 과도한 엄지발가락 영역의 사용으로 해석된다.

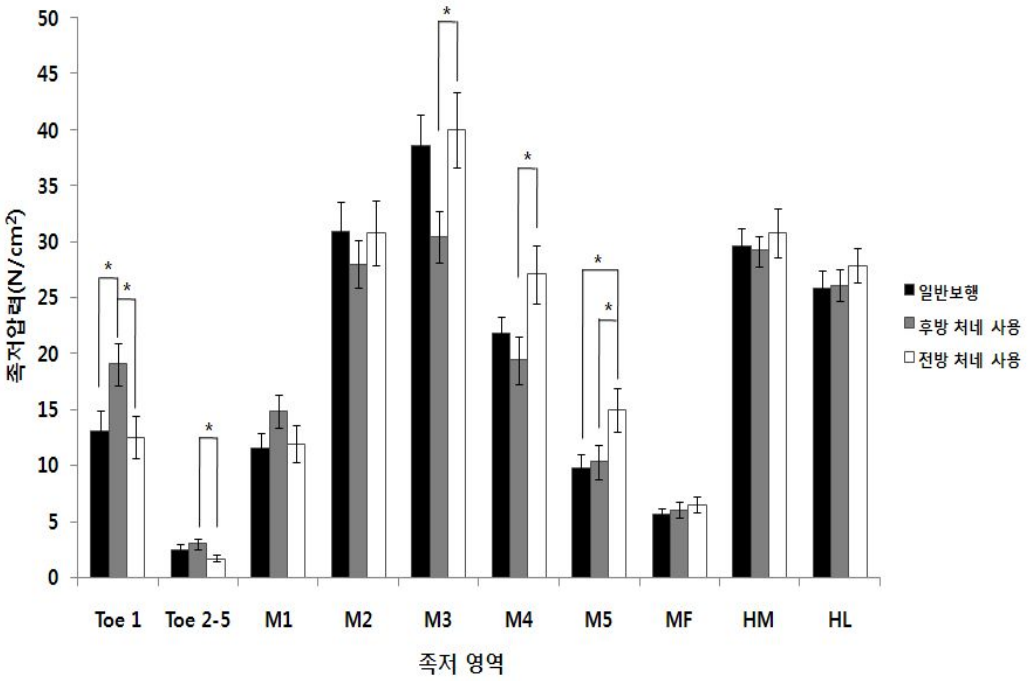

그림 2. 처네 사용 방법에 따른 족저 영역별 압력 분포

표 1. 처네 사용 방법에 따른 영역별 족저압력 분포(M±SE) (unit: N/cm2)

족저영역	일반보행	후방 처네 사용	전방 처네 사용	F	p
Toe 1	13.13±1.73	19.06±1.86	12.53±1.89	3.928	0.02*
Toe 2-5	2.46±0.51	3.01±0.45	1.69±0.30	2.326	0.10
M1	11.51±1.44	14.82±1.49	11.96±1.71	1.328	0.27
M2	30.84±2.73	27.99±2.14	30.81±2.92	0.389	0.67
M3	38.55±2.8	30.45±2.35	40.03±3.38	3.208	0.04*
M4	21.79±1.49	19.40±2.16	27.09±2.63	3.375	0.04*
M5	9.79±1.21	10.34±1.52	14.96±1.94	3.183	0.04*
MF	5.63±0.57	6.045±0.76	6.53±0.69	0.441	0.64
HM	29.55±1.71	29.19±1.36	30.81±2.21	0.226	0.79
HL	25.82±1.66	26.11±1.45	27.86±1.53	0.505	0.60

T1 : Toe 1, T2-5 : Toe 2-5, M1 : Metatarsal 1, M2 : Metatarsal 2, M3 : Metatarsal 3, M4 : Metatarsal 4
M5 : Metatarsal 5, MF : Midfoot, HM : Heel medial, HL : Heel lateral *p<.05

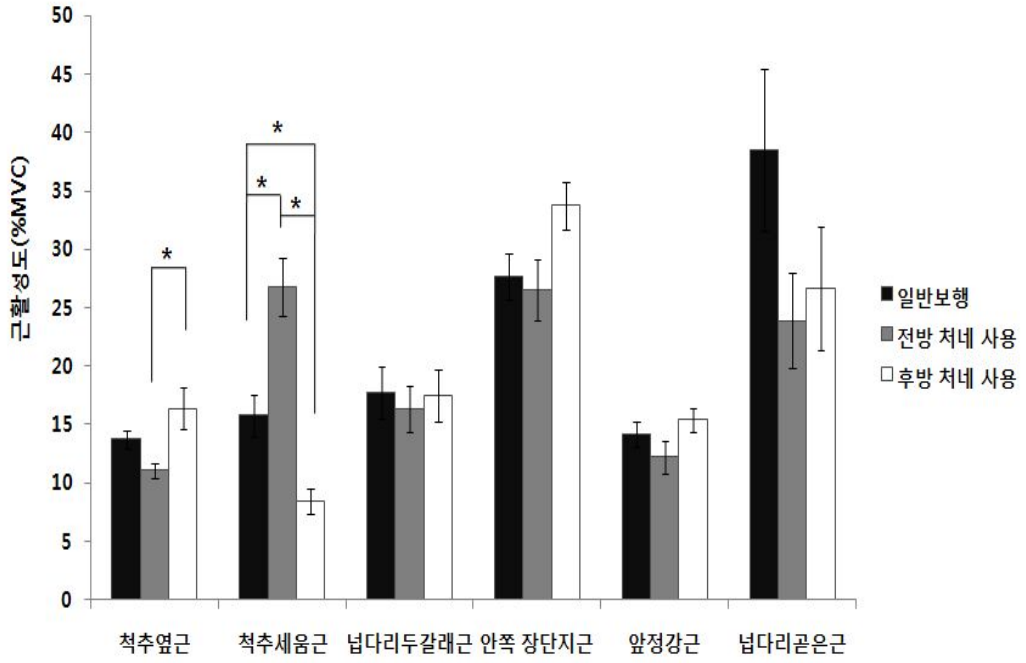

그림 3. 근육별 처네 사용 방법에 따른 활성도

표 2. 처네 사용 방법에 따른 목, 허리 그리고 다리 근육의 활성도(M ±SE) (unit: %MVC)

	일반보행	전방 처네 사용	후방 처네 사용	F	p
척추옆근	13.76±0.80	11.04±0.66	16.38±1.75	5.149	.009*
척추세움근	15.79±1.77	26.82±2.46	8.40±1.08	24.741	.000*
넙다리두갈래근	17.70±2.23	16.34±2.03	17.47±2.20	0.114	.892
안쪽 장단지근	27.64±1.96	26.5±2.59	33.79±2.03	3.090	.053
앞정강근	14.16±1.06	12.22±1.37	15.37±0.99	1.883	.161
넙다리곧은근	38.50±6.93	23.88±4.08	26.62±5.29	1.951	.152

*p<.05

2. 조건에 따른 목, 허리, 다리 근육의 활성도 비교

처네 사용 방법에 따른 몸통과 다리의 근육 활성도는 <표 2>에 나타내었다. 목 부위의 척추옆근과 허리 부위의 척추세움근에서 통계학적인 유의한 차이를 보였다.

척추세움근은 전방 처네 사용 시 15.79±1.77에서 26.82±2.46로 유의하게 증가하였으며, 앞쪽의 증가한 부하를 보상하기 위해 허리 부위의 척추세움근의 활성도가 증가한 것으로 보인다. 이는 Bloom & Woodhull-Mcneal(1987)의 연구에서 말한 바와 같이 부하를 앞으로 매게 되면 신체의 무게 중심을 유지하기 위해 체간은 뒤로 기울어지는 경향을 보이게 된다는 결

과와 같다. 또한 후방 처네 사용 시 15.79±1.77에서 8.40±1.08로 유의한 감소를 보였는데($p<.05$), 이는 뒤쪽으로 증가한 부하 때문에 뒤로 이동한 신체의 무게 중심을 다시 고관절이나 발목 위로 옮기기 위해 체간을 앞으로 굽히게 되기 때문에 척추세움근 보다 배근육의 활성도와 관계가 있을 것이다.

목 부위의 척추옆근은 척추세움근과 반대되는 경향을 보였다. 전방 처네 사용 시 13.76±0.80에서 11.04±0.66로 감소함을 보였고, 후방 처네 사용 시 13.76±0.80에서 16.38±1.75로 증가함을 보였다. 이는 척추세움근의 활성도가 증가하여 신체의 중심을 잡는 동안 상부 척추의 중심을 유지하기 위한 작용으로 생각되어진다. 이는 김창국과 신동민(1995)의 연구에서 보여준 바와 같이 등가방을 사용할 시에 목의 전방 경사가 증가한다는 결과를 근육의 활성도로 검증할 수 있는 결과이다. 이러한 척추 주위의 근육 활성도는 신체의 중심을 유지시켜 족저 압력의 값에 영향을 미치는 것으로 판단된다.

또한 안쪽 장단지근은 후방 처네 사용 시 27.64±1.96에서 33.79±2.03로 증가함을 보이는데 이는 후방에 부하가 가해지면서 앞으로 나가기 위한 추진력을 제공하기 위한 것으로 생각되어진다.

Ⅳ. 결 론

본 연구에서는 영아를 양육하고 있는 건강한 성인 여성을 대상으로 족저 영역별 최고 압력값과 목, 허리 그리고 다리 근육의 활성도를 알아보았다. 측정 결과는 다음과 같다.

1. 보행 중 처네 사용 방법에 따른 족저 영역별 최고 압력값은 전방 처네 사용 시 전방, 내측으로 증가함을 보였고, 발가락 영역(Toe 1)에서는 통계학적으로 유의한 증가를 보였다. 후방 처네 사용 시 후방으로 증가함을 보였고, 외측 Meta3-5의 압력이 증가함을 보였다.

2. 보행 중 처내 사용 방법에 따른 목, 허리 그리고 다리 근육의 활성도는 전방 처내 사용 시 허리 부분 척추세움근의 활성도가 유의하게 높아 졌고, 후방 처내 사용 시 목 부분 척추옆근의 활성도가 크게 증가한 반면 척추세움근의 활성도는 통계학적으로 유의하게 감소하였다.

이러한 결과로 볼 때, 전방 처네 사용은 허리 근육의 사용을 높여 요통을 유발할 가능성이 크다는 것을 알 수 있었고, 발가락(Toe 1) 영역의 압력이 증가함을 알 수 있었다. 처네의 후방 사용은 외측 발허리(Meta 3-5)의 압력을 증가시킴으로써 신체의 중심을 외측으로 이동시킴을 알 수 있었다.

앞으로 처네를 사용하는 다양한 방법과 영아의 무게에 따른 근활성도와 역학적인 분석이 필요하다고 생각된다. 그리고 실제 처네 사용자 중 요통을 겪고 있는 대상자를 근거로 근육활성도와 족저압의 분포를 알아보고 올바른 처네 사용 방법을 찾는 연구가 이루어져야 할 것이다.

참고문헌

김창국, 신동민.(1995). 책가방의 휴대방식에 따른 보행주기와 자세의 변화에 대한 운동학적 분석. **한국사회체육학회지,** 3, 175-185.

배성수 외 45인.(2006). **물리치료학 개론 개정 제 7판.** 서울: 대학서림.

Abe, D., Muaki, S., & Yasukouchi, A.(2008) Ergonomic effects of load carriage on energy cost of gradient walking. *Ergonomics,* 39(2), 144-149.

Al-Khabbaz, Y., Shimada, T., & Hasegawa, M.(2008). The effect of backpack heaviness on trunk-lower extremity muscle activities and trunk posture. *Gait & Posture,* 28(2), 297-302.

Wall-Scheffler, C. M., Geiger, K., & Steudel-Numbers, K. L.(2007). A Biomechanical analysis of anterior load carriage. *Ergonomics,* 50(12),

2104-2117.

Aruin, A. S., & Latash, M. L.(1995). Directional specificity of postureal muscles in feed-forward postural reaction during fast voluntory arm movements. *Experimental Brain Research,* 103(2), 323-332.

Blanc, Y., Balmer, C., Landis, T., & Vingerhoets, F.(1999). Temporal parameters and patterns of the foot roll over during walking : normative data for healthy adults. *Gait & Posture,* 10(2), 97-108.

Brown, J. E., & Frank, J. S.(1987). Influence of event anticipation on postural actions accompanying voluntary movement. *Experimental Brain Research,* 67(3), 645-650.

Hong, Y., & Li, J. X.(2005). Influence of load and carrying methods on gait phase and ground reactions in children's stair walking. *Gait & Posture,* 22(1), 63-68.

Magora, A.(1973) Invenstigation of the relation between low back pain and occupation. IV. Physical requirement : Bending, rotation, reaching and sudden maximal effort. *Scandinavia Journal Rehabilitation Medicine,* 5(4), 186-190.

Orloff, H., & Rapp, C. M.(2004). The effects of load carriage on spinal curvature and posture. *Spine,* 29(12), 1325-1329.

Paul, W., Marshall, P. G., & Bernadette, A.(2005). Core stability exercises on and off a swiss ball. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation,* 86(1), 242-249.

Perry, J.(1992). Gait analysis: Normal and pathological function. NJ: SLACK Inc.

Peterka, R. J., & Black, F. O.(1990). Age-related changes in human posture control: sensory organization tests. *Journal of Vestibular Research,* 1(1), 73-85.

Saltzman, C. L., & Nawoczenski, D. A.(1995). Complexities of foot architecture as a base of support. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy,* 21(6), 354-360.

Wall-Scheffler, C. M., Geiger, K., & Steudel-Numbers, K. L.(2007). Infant carrying: the role of increased locomotory costs in early tool development. *American Journal of Physical Anthropology,* 133(2), 841-846.

Winter, D. A.(1995). Human balance and posture control during standing and walking. *Gait & Posture,* 3(4), 193-214.

투 고 일 : 03월 17일
심 사 일 : 04월 23일
심사완료일 : 05월 17일