노르딕워킹의 속도에 따른 하지 관절의 운동역학적인 분석

양대중¹ · 이용선² · 박승규¹ · 강정일¹ · 이준희¹ · 강양훈³

¹대불대학교 보건대학 물리치료학과 · ²대불대학교 대학원 물리치료학과 · ³서남대학교 보건과학대학 물리치료학과

Biomechanical Analysis of Lower Limbs on Speed of Nordic Walking

Dae-Jung Yang¹ · Yong-Seon Lee² · Seung-Kyu Park¹ · Jeong-Il Kang¹ · Joon-Hee Lee¹ · Yang-Hoon Kang³

¹Department of Physical Therapy, College of Health, Daebul University, Yeongam, Korea

²Department of Physical Therapy, Graduate School of Daebul University, Yeongam, Korea

³Department of Physical Therapy, College of Medicine, Seonam University, Namwon, Korea

Received 13 June 2011; Received in revised form 15 July 2011; Accepted 27 September 2011

ABSTRACT

In this study, 26 normal subjects were studied to compare the biomechanical Analysis of Lower Limbs on Speed of Nordic Walking. The biomechanical variables were determined by performing three-dimensional gait analysis, and the measurements items were spatial and temporal parameters; vertical ground reaction force; and moments of the hip, knee, and ankle joints. The purpose of this study based on the speed of Nordic Walking to the vertical ground reaction force and joint moments of each were analyzed. Nordic Walking with poles while being whether this weight is reduced to load, not the improvement of muscle activity by identify Nordic walking is to allow efficient. The results of the analysis were follows. The spatial parameters of step length, stride length significantly increased with increase in velocity($p<0.001$). The temporal parameters of step time, stride time, the duration of double support use, and the duration of single support use also significantly decreased with increase in velocity($p<0.001$), but cadence significantly increased($p<0.01$). Analysis of the changes in ground reaction force revealed that vertical ground reaction force significantly increased at the initial contact and the terminal stance and decreased at the mid stance with increase in velocity($p<0.001$). Moments of the hip and knee joints significantly increased with increase in velocity whereas that of the ankle joint did not. Gait analysis revealed that weight-bearing decreased and moments of the hip and knee joints increased with increase in velocity($p<0.01$). The results of this study may help people perform Nordic walking efficiently and Nordic walking can be used in the gait training of people with an abnormal gait.

Keywords : Biomechanical, Spatial and Temporal Parameters, Vertical Ground Reaction Force, Moment.

I. 서 론

보행은 많은 사람들이 건강을 유지하기 위하여 운동으로 선택하여 시행하고 있고, 운동부족현상이 나타나는 현대생활에서 이동 목적 이상으로 건강 증진을 위한 하나의 운동형태로써 이

용되고 있으며, 근골격 및 관절에 충격이 적어 많은 사람들에게 권장되는 운동이다. 올바른 자세로 규칙적인 운동을 하면, 불안과 우울증의 감소뿐만 아니라 신체활동의 활력과 상쾌함을 증진시키고, 자아개념 향상에도 긍정적인 영향을 미친다. 보행은 감각-운동신경, 근골격 그리고 시각-전정 시스템 등 여러 시스템을 연속적으로 동시에 조정하며, 보행은 중재, 장애 평가, 훈련 계획을 적용할 수 있다(Chiu & Wang, 2007). 보행의 진행 속도를 조절하는 능력은 보폭조절이나 안정성을 향상시켜주는 환경적 요구의 변화에 보행 활동을 적용하는 중요한 방법이라고 한다. 일반적으로 보행 속도의 변화는 신경근에서의 조절이

본 논문은 2011년도 대불대학교 교내 연구지원에 의하여 쓰여진 것임.
Corresponding Author : Yong-Seon Lee
Department of Physical Therapy, College of Health, Daebul University,
72 Sanho-ri, Samho-eup, Yeongam-gun, Jeollanam-do, Korea
Tel : +82-61-260-3155 / Fax : +82-61-260-3007
E-mail : hoy4124@hanmail.net

필요하고 근육의 활동은 본질적으로 내재되어 있으며, 보행 속도가 줄어든다면 양발을 지지하는 시간이 길어질 것이고, 자세 근육의 시너지효과는 보행의 전환을 기대할 수 있다(Otter, Geurts & Mulder, 2004). 보행 속도를 조절하는 근육의 주요 역할은 안전하게 앞으로 진행하기 위하여 신체의 개별적 부분을 가속과 감속의 힘으로 조절하는 것이며, 결과적으로 근육 활동성의 진폭은 큰 근육의 힘이 필요하기 때문에 보행 속도가 증가하게 된다. Chen, Kuo와 Andriacchi(1997)은 보행 속도에 따른 관절에 미치는 영향에 대한 연구에서 엉덩관절, 무릎관절, 발목관절에 관련된 근육에서 정상적인 활동성은 하지의 각 관절의 기계적인 작동에 따라 영향을 미친다고 하였고, 무릎에서 속도가 증가함에 따라 관절의 각도가 가장 크게 증가한다고 보고하였다. Kang과 Dingwell(2008)은 성인에서의 보행 안정성에 보행속도, 근력, 관절운동범위가 상관관계가 있으며, 재활의 결과를 개선하기 위한 근골격계 질환을 이해하는 틀을 제공하며 병적 보행에 대한 임상적 해석에 영향을 줄 수 있다고 하였다. 그러나 일반적인 보행은 필요한 운동량을 얻는데 있어서 다른 운동에 비해 더 많은 시간이 필요하고, 나쁜 자세에서 운동을 하면 자세의 불균형을 만들 것이다. 따라서 Farnsworth와 urtscher(2010)는 이러한 단점을 보완하기 위한 노르딕워킹은 몸 전체에 에너지 소비를 낮추기 위하여 폴을 사용하는데 건강하게 걷는 새로운 형태의 운동이며 매우 효과적이고, 어디서나 바로 즐길 수 있고, 모든 연령층이 이 운동을 할 수 있다. 또한 팔과 상체를 많이 움직이기 때문에 평균적으로 전체 근육의 90% 정도를 사용할 수 있고, 전신의 근육과 관절을 골고루 사용하면서 몸의 균형을 잡아주고 근력을 고르게 강화시켜 준다고 보고하였다.

노르딕워킹은 핀란드 크로스컨트리 스키선수들의 눈이 없는 여름시즌 훈련 방법을 트레킹에 적용해 일반인들이 즐길 수 있게 보급한 운동법이다(Kim, 2009). 1988년 미국의 Tom Rutlin이 Exerstriding이란 이름으로 시작하였고, 유럽에서는 노르딕워킹으로 불리며 많은 사람들이 폴을 사용하여 보행운동을 시작하였다(International Nordic Walking Association). 핀란드에서는 국민의 30%가 노르딕워킹을 하고 있고, 스위스에서는 노르딕워킹을 하고 있는 사람들에게 보험료를 할인해 주고 있으며, 오스트리아 의사들은 고혈압, 당뇨병, 골다공증, 우울증 등의 치료를 위하여 노르딕워킹을 사용하고 있다(Kocur & Wilk, 2006). 노르딕워킹은 상체와 하체의 결합으로 훈련하는 운동방법이며, 보행자의 팔을 이용하여 노르딕워킹을 하게 되면 팔, 어깨, 상체, 가슴, 복부의 근육, 지구력이 개선되고, 보폭 거리, 보행 속도, 산소소비량이 증가된다고 한다. 또한 하지 관절통증, 근육 약화에 효과적으로 도움을 주며(Keast, 2009), 간헐적 절뚝거림, 파킨슨병, 우울증, 스포츠 손상 후 다양한 상태에서 재활훈련으로 사용되고 있다(Hartvigsen, Morso, Bendix & Manniche, 2010).

폴을 사용하는 주요 목적은 일반보행에서 사용하지 않은 근육을 쓰는 것이고, 이것은 낮은 에너지 소비로 고강도의 운동을 가능하게 하며, 팔의 움직임과 폴을 지면에 강하게 위치하게 되면 보폭의 길이에 영향을 미친다고 하였다(Kocur & Wilk, 2006). 폴의 움직임이 더 큰 경우 보폭의 길이뿐만 아니라 골반과 상체의 회전이 증가하며, 더 나은 훈련 방법은 노르딕워킹의 폴을 사용하기 전에 보행 리듬을 습득한다면 좋은 결과를 얻을 수 있을 것이라고 보고하였다(Keast, 2009).

Takayuki, Nobutaka, Masaki와 Yusuke(2008)은 노르딕워킹 동안 하지의 부하가 줄었는지에 대한 노르딕워킹과 일반워킹을 비교분석하였다. 하지의 근활성에서 무릎뻗근(knee extensor), 넙다리 두갈래근(biceps femoris), 넙다리 네갈래근(quadriceps femoris)의 유의한 차이점은 보였지만, 큰볼기근(gluteus maximus)과 앞정강근(tibialis anterior)에서는 유의한 차이점이 없었으나, 상지의 근활성은 근위부 근육에서 증가하였다. Hansen, Henriksen, Larsen와 Alkjaer(2008)은 노르딕워킹이 동적 상태의 각 관절의 가동범위와 지면반발력, 전단력에서의 유의한 차이점이 나타나지 않았다는 모순점을 발견하였고, 노르딕워킹이 무릎에서의 부하가 줄어들지 않는다는 선행연구와 같은 결과를 보고하였다(Thorwesten & Overhaus, 2006).

이들 선행 연구에서는 노르딕워킹의 속도에 따른 변화가 없었기 때문에 어떤 속도에서 체중부하와 근육의 활성이 더 잘 이루어지는 알 수가 없었으며, 따라서 본 연구는 건강을 위해 노르딕워킹을 하는 사람들에게 정확한 사용으로 효율적인 보행을 할 수 있도록 하기 위해 선행연구를 바탕으로 노르딕워킹의 속도에 따른 하지 관절의 운동역학적인 분석을 하여 규명하고자 한다.

II. 연구방법

1. 연구 대상자

본 연구는 노르딕워킹의 속도에 따른 하지 관절의 운동역학적인 분석을 하기 위하여 M대학 물리치료과에 재학 중인 26명의 성인을 대상으로 연구하였다. 각 대상들은 3개월간 연구에 영향을 줄만한 운동을 하지 않고, 고혈압과 심장병 증세가 없는 성인, 노르딕워킹을 해보지 않은 성인을 대상으로 본 실험의 내용, 절차, 예상되는 효과에 대한 설명은 하지 않고, 자발적으로 참여의사를 밝힌 자에 한하여 서면으로 동의를 얻은 후 연구를 실시하였다. 연구 대상자 개개인에게 실험방법에 대해 충분히 설명하고 순조로운 진행과 실험절차를 알려주기 위해 연구 보조원이 시범을 보인 후 측정하였다.

2. 연구 목적

본 연구의 목적은 노르딕워킹의 속도에 따른 지면반발력과 각 하지 관절에 모멘트를 분석하여, 폴을 이용한 노르딕워킹이 체중지지기 동안에 하중이 줄어드는지와 하지의 근기능 향상을 규명하여 노르딕워킹을 효율적으로 할 수 있도록 하는데 있다.

3. 연구 설계

본 연구는 노르딕워킹의 속도에 따른 하지관절의 운동역학적 분석에 관한 연구를 하기 위하여 12 m 거리를 일반속도, 느린속도, 빠른속도 세 가지 방법으로 걷게 하였으며, 10회 이상 반복 보행 후 가장 자연스러운 보행 양상을 보인 3회를 선택해 분석하였다. 먼저 대상자의 일반적 특성을 측정 후 보행분석을 통해 시·공간적 지표, 지면반발력, 엉덩관절 모멘트, 무릎관절 모멘트, 발목관절 모멘트를 비교분석하였다(Figure 1).

Figure 1. Design of experiments

4. 측정 도구

(1) 대상자의 일반적 특성 측정

먼저 과거력 취취 및 이학적 검사를 실시하여 보행에 영향을 줄 만한 신경근, 골격계 손상이 없는 것을 확인한 후 신장, 체중, 비만도 등 같은 대상자의 일반적 특성과 양 하지의 길이, 양 무릎관절 및 발목관절 폭(width) 등 동작분석 시 기초자료로 필요한 인체 계측을 시행하였다. 연구 대상자의 일반적 특성을

Table 1. General characteristics

Characteristics	Subjects
Age(years)	23.15±0.61
Height(cm)	171.03±1.13
Weight(kg)	71.17±1.91
BMI(kg/m ²)	24.34±0.64
Leg length(mm)	85.59±1.15
Knee width(mm)	12.96±3.16
Ankle width(mm)	6.88±0.07

Values are *Mean*±*SD*, BMI : body mass index.

알아보기 위해서 InBody J05 system과 인체 측정기(Lafayette Instrument Co., USA)를 이용하여 시행하였다(Table 1).

(2) 동작분석 시스템

대상자들의 보행검사는 Vicon Motion Systems Limited Oxford, UK의 Vicon IQ motion capture and analysis software(Oxford Metrics Group, UK) 등을 내장한 PC에 6-camera Vicon MX motion analysis system(120 Hz, Vicon, Oxford, UK)을 이용하여 보행 시의 3차원적 관절 운동형상학과 운동역학적 변화를 검사하였다. 검사 직전 카메라에서 발생할 수 있는 오차를 교정한 후 하지와 골반의 주요 관절과 근육에 표시자를 부착하고, 힘판(1080 Hz, AMTI, Watertown, MA, USA) 위에 기립 정지상태에서 각 관절의 위치를 Vicon optical motion capture system에 연결된 컴퓨터 화면에서 정적 검사를 시행하였고, 재구성 및 라벨링은 Vicon IQ software를 사용하여 수행되었다(Figure 2).

운동형상학(kinematics)은 인체 분절과 관절의 가속도와 속도, 각도 및 위치에 대한 관점으로부터 보행을 기술하는 것이며 운

Figure 2. Location of markers

동형상학적 시스템은 인체 분절의 위치와 방향, 관절의 각도와 이에 대응하는 선형속도, 각속도, 그리고 가속도를 기록하기 위해 보행분석에서 사용된다. 운동형상학은 관련되어지는 힘(force)에 대한 정보를 제공함이 없이 보행의 일반적 특성인 시·공간적 지표와 보행 동안에 몸통과 하지의 동작만을 묘사하였다. 힘판(force platform)은 하지의 위치 또는 관절의 각도에 관한 정보없이, 보행 동안 발 아래에서의 힘을 측정하기 위해 사용되었다. 지면반발력의 측정은 보행로의 중앙부 바닥에 설치되어 있는 2개의 힘판을 이용해 운동역학적 방법으로 측정하였고, 검사 후 얻어진 모든 보행주기별 자료는 그 평균치를 내어 통계처리 후 분석하였다. 관절의 모멘트(moment)는 Vicon optical motion capture system을 통해 얻어진 visual and analogue data는 real-time data capture를 사용하여 Vicon Nexus and Polygon 프로그램으로 처리하였고, 이를 다시 수치화하여 각 관절을 3차원적으로 분석하였다(Figure 3).

Figure 3. Equipment of layout

5. 실험 방법

본 연구에서의 노르딕=워킹 방법은 여러 신체부위에서 활성화가 일어날 수 있도록 올바른 보행으로 자연스러운 보행이 이루어져야 하고, 엉덩관절의 굴곡 없이 몸 전체가 앞으로 나아가야 하며, 상지는 폴을 잡고 상완과 팔꿈치 관절의 90도 굴곡에서 시작해야 한다. 폴의 위치는 바닥에서 0도 보다 크고 90도 보다 작은 예각에 배치해야 하고, 이상적인 노르딕워킹은 40도 각도로 신체의 뒤쪽에 위치해야 한다(Keast, 2009). 폴의 길이는 개인의 키에 0.68을 곱한 값으로 하고, 서있는 자세에서 팔의 위치는 팔꿈치를 90도 유지하여 시작한다. 만약 체중 지지와 안정성을 필요로 한다면 폴의 길이는 높게 설정하고, 신체 근력 강화를 필요로 한다면 폴의 길이는 약간 낮게 설정한다(Kocur & Wilk, 2006). 노르딕워킹의 속도는 세 가지 방법으로 12m를 일반적인 속도로 걸어서 측정된 시간에 0.28을 곱하여, 느린속도는 일반적인 속도 기준에서 0.28을 곱한 값을 더하고, 빠른속도는

Figure 4. Nordic walking

0.28을 곱한 값을 빼는 방식을 선정하였다(strutzenberger, bettinasp & schwameder, 2007)(Figure 4).

6. 분석 방법

본 연구의 통계학적 분석은 상용통계프로그램인 SPSS/win version 17.0을 사용하였다. 측정항목의 모든 자료는 평균과 표준편차로 나타냈으며, 속도에 따른 시·공간적지표, 지면반발력, 엉덩관절 모멘트, 무릎관절 모멘트, 발목관절 모멘트에 대한 차이의 검증을 위해 반복측정 분산분석(repeated measures ANOVA)을 실시하였다. 모든 통계학적 유의성을 검증하기 위해 유의수준 α 는 0.05로 하였다.

III. 결 과

1. 보행분석의 시·공간적 지표

노르딕워킹의 속도에 따른 보행분석의 시·공간적 지표에 대한 변화를 분석한 결과는 다음과 같다. 노르딕워킹의 일반속도를 중심으로 그 결과를 기술해 보면 보행의 시간적 지표인 분속수(cadence)는 91.03(25.87) steps/min, 보행속도(walking speed)는 1.23(0.12) m/s, 활보시간(stride time)과 보장시간(step time)은 0.98(0.25) sec, 0.49(0.13) sec, 단하지 지지기 시간(single support time)과 양하지 지지기 시간(double support time)은 0.39(0.10) sec, 0.20(0.05) sec의 결과를 보였다. 공간적 지표인 활보장(stride length)과 보장(step length)은 1.41(0.14) m, 0.71(0.08) m의 결과를 보였다. 노르딕워킹의 속도에 따른 시·공간적 지표변화의 비교에서는 속도가 증가함에 따라 공간적 지표인 보장, 활보장은 증가하였고($p < .001$), 시간적 지표인 양하지 지지기과 단하지 지지기, 보장시간, 활보시간은 감소하였으나($p < .001$), 분속수는 증가하였다($p < .01$)(Table 2).

Table 2. Temporo-spatial index

	NAT	SLO	FAT	F	<i>p</i>
Cadence (steps/min)	91.04 (25.87)	83.52 (17.96)	97.43 (28.71)	11.111	0.004*
Stride time (s)	0.98 (0.26)	1.21 (0.26)	0.86 (0.25)	23.444	0.000**
Step time (s)	0.49 (0.13)	0.61 (0.13)	0.43 (0.13)	23.444	0.000**
Single support (s)	0.39 (0.10)	0.47 (0.10)	0.34 (1.00)	22.400	0.000**
Double support (s)	0.21 (0.58)	0.28 (0.71)	0.19 (0.65)	21.600	0.000**
Stride length (% LL)	1.41 (0.14)	1.29 (0.14)	1.49 (0.15)	22.615	0.000**
Step length (% LL)	0.71 (0.08)	0.65 (0.07)	0.74 (0.08)	17.760	0.000**
Walking speed ($\frac{m}{s}$)	1.23 (0.13)	0.99 (0.81)	1.43 (0.14)	26.000	0.000**

Values are $Mean \pm SD$, χ^2 : chi-square, * $p < .01$, ** $p < .001$, NAT : Natural Nordic Walking, SLO : Slow Nordic Walking, FAT : Fast Nordic Walking

2. 수직 지면반발력의 변화 분석

노르딕워킹의 속도에 따른 수직 지면반발력에 대한 변화를 분석한 결과는 다음과 같다. 수직 지면반발력은 인체의 무게중심이 빠르게 떨어지고 체중 가속의 효과가 나타나는 초기입각기(early stance)에 첫번째 정점(Fz1)의 일반속도에서 102.60 (11.81)% BW, 느린속도에서 99.51(8.01)% BW, 빠른속도에서 113.75(13.17)% BW의 유의한 차이가 있었다($p < .01$). 기준 발 위로 인체가 앞으로 구르며 무게 중심이 올라가면서 생기는 중간입각기(Fz0)의 일반속도에서 73.34(5.54)% BW, 느린속도에서 82.69(7.77)% BW, 빠른속도에서 64.54(7.47)% BW의 유의한 차이가 있었다($p < .001$). 전족 라커 위로 무게중심이 떨어지고 하 방향으로 가속하는 것을 가리키는 말기입각기에 두번째 정점(Fz2)의 일반속도에서 109.44(5.52)% BW, 느린속도에서 104.51 (3.38)% BW, 빠른속도에서 113.31(5.96)% BW의 유의한 차이가 있었다($p < .01$)(Table 3).

Table 3. Comparison of vertical GRF among NW speed (unit: % BW)

	NAT	SLO	FAT	F	<i>p</i>
Fz1 max	102.60(11.81)	99.51(8.01)	113.75(13.17)	11.455	.003*
Fz0 max	73.34(5.54)	82.69(7.77)	64.54(7.47)	22.000	.000**
Fz2 max	109.44(5.52)	104.51(3.38)	113.31(5.96)	12.182	.002*

Values are $Mean \pm SD$, * $p < .01$, ** $p < .001$

3. 하지 각 관절의 모멘트 변화 분석

(1) 엉덩관절의 모멘트 변화 분석

노르딕워킹의 속도에 따른 엉덩관절의 시상면 모멘트에 대한 변화를 분석한 결과는 다음과 같다. 엉덩관절 굽힘 모멘트는 일반속도에서 -1.12(0.38) Nm/kg, 느린속도에서 -0.82(0.29) Nm/kg, 빠른속도에서 -1.24(0.32) Nm/kg의 유의한 차이를 보였다($p < .01$). 엉덩관절 펴는 모멘트는 일반속도에서 0.88(0.35) Nm/kg, 느린속도에서 0.72(0.38) Nm/kg, 빠른속도에서 1.14(0.30) Nm/kg의 유의한 차이를 보였다($p < .01$). 노르딕워킹의 속도에 따른 엉덩관절의 시상면 모멘트 범위 비교분석은 일반속도에서 1.99(0.52) Nm/kg, 느린속도에서 1.53(0.37) Nm/kg, 빠른속도에서 2.38(0.41) Nm/kg의 유의한 차이를 보였다($p < .01$)(Table 4).

Table 4. Comparison of hip mom among NW speed (unit: Nm/kg)

	NAT	SLO	FAT	F	<i>p</i>
Hip flexion moment max	-1.12(0.38)	-0.82(0.29)	-1.24(0.32)	12.800	.002**
Hip extension moment max	0.88(0.35)	0.72(0.38)	1.14(0.30)	6.821	.033*
Hip Flex/Ext moment ROM	1.99(0.52)	1.53(0.37)	2.38(0.41)	14.000	.001**

Values are $Mean \pm SD$, * $p < .05$, ** $p < .01$
ROM : range of motion

(2) 무릎관절의 모멘트 변화 분석

노르딕워킹의 속도에 따른 무릎관절의 시상면 모멘트에 대한 변화를 분석한 결과는 다음과 같다. 무릎관절 굽힘 모멘트는 일반속도에서 -0.43(0.07) Nm/kg, 느린속도에서 -0.39(0.10) Nm/kg, 빠른속도에서 -0.73(0.50) Nm/kg의 유의한 차이를 보였다($p < .01$). 무릎관절 펴는 모멘트는 일반속도에서 0.41(0.14) Nm/kg, 느린속도에서 0.32(0.12) Nm/kg, 빠른속도에서 0.62(0.24) Nm/kg의 유의한 차이를 보였다($p < .01$). 노르딕워킹의 속도에 따른 무릎관절의 시상면 모멘트 범위 비교분석은 일반속도에서 0.84(0.19) Nm/kg, 느린속도에서 0.70(0.16) Nm/kg, 빠른속도에서 1.35(0.72) Nm/kg의 유의한 차이를 보였다($p < .01$)(Table 5).

Table 5. Comparison of knee mom among NW speed. (unit: Nm/kg)

	NAT	SLO	FAT	F	<i>p</i>
Knee flexion moment max	-0.43(0.07)	-0.39(0.10)	-0.73(0.50)	11.467	.003*
Knee extension moment max	0.41(0.14)	0.32(0.12)	0.62(0.24)	14.250	.001*
Knee Flex/Ext moment ROM	0.84(0.19)	0.70(0.16)	1.35(0.72)	14.250	.001*

Values are $Mean \pm SD$, * $p < .01$

(3) 발목관절의 모멘트 변화 분석

노르딕워킹의 속도에 따른 발목관절의 시상면 모멘트에 대한 변화를 분석한 결과는 다음과 같다. 발목관절의 저굴모멘트는 일반속도에서 0.86(0.73) Nm/kg, 느린속도에서 0.83(0.71) Nm/kg, 빠른속도에서 0.89(0.73) Nm/kg로 차이를 나타내지 않았다($p>.05$). 발목관절의 등굴모멘트는 일반속도에서 -0.15(0.12) Nm/kg, 느린속도에서 -0.09(0.09) Nm/kg, 빠른속도에서 -0.15(0.09) Nm/kg로 차이를 나타내지 않았다($p>.05$). 노르딕워킹의 속도에 따른 발목관절 시상면 모멘트 범위 비교분석은 일반속도에서 1.01(0.87) Nm/kg, 느린속도에서 0.92(0.81) Nm/kg, 빠른속도에서 1.04(0.82) Nm/kg로 차이를 나타내지 않았다($p>.05$)(Table 6).

Table 6. Comparison of ankle mom among NW speed. (unit: Nm/kg)

	NAT	SLO	FAT	F	p'
Ankle plantar moment	0.86(0.73)	0.83(0.71)	0.89(0.73)	2.000	.368
Ankle dorsi moment	-0.15(0.12)	-0.09(0.09)	-0.15(0.09)	4.233	.120
Ankle plant/dorsi moment ROM	1.01(0.87)	0.92(0.81)	1.04(0.82)	4.326	.115

Values are *Mean*±*SD*, $p>.05$

IV. 논 의

본 연구에서는 노르딕워킹의 속도에 따른 하지 관절의 운동역학적인 분석을 하기 위하여 각 개인의 신발의 종류와 크기, 그리고 지형에 대한 변수를 고려하여 편평한 지면에서 신발을 착용하지 않은 상태에서 실시하였다. Crowe, Samson, Hoitsma와 Van ginkel(1996)은 58명의 여성과 47명의 남성을 대상으로 보행의 대칭성을 지면반발력을 통하여 분석하여 보행은 절대적으로 대칭적일 수 없으며, 한쪽은 왼쪽 발 뒤꿈치 단기로 시작하고 오른쪽 발끝 떼기로 시작하는 2방향으로 보행주기는 나누어진다고 보고하였다. 따라서 신체는 오른쪽-왼쪽의 해부학적 또는 생리학적 대칭을 가질 수 없기 때문에, 두 방향의 보행 주기 시점의 위치는 정확하게 일치될 수 없다고 사료된다.

본 연구에서는 노르딕워킹의 속도에 따른 보행분석의 시·공간적 지표에 대한 변화를 분석한 결과 유의한 차이를 보였다. 속도의 증가에 따라 분속수와 보행속도, 활보장과 보장은 증가하였고, 활보시간과 보장시간, 단하지 지지기와 양하지 지지기는 감소하였다. Strutzenberger(2007) 등은 16명을 대상으로 속도에 따른 노르딕워킹의 운동형상학과 동적인 데이터를 분석하였다. 보행의 시·공간적 매개변수의 증가가 두드러졌고, 속도의 증가에 따라 지면에 접촉하는 시간이 감소하였으며, 보폭 길이,

활보장의 분명한 증가를 이끌어 냈다. 이 결과는 본 연구의 각 시·공간적 매개변수와 유사한 결과를 나타냈다. 이것은 빠른 보행에서 효율성이 증가되고, 따라서 효율성 있는 노르딕워킹을 하기 위해서는 더 빠른 동적인 보행 패턴이 필요한 것으로 사료된다.

본 연구에서는 노르딕워킹의 속도에 따른 수직 지면반발력에 대한 변화를 분석하였다. 수직 지면반발력의 최대값에 대한 변화를 분석한 결과 속도가 증가함에 따라 초기입각기(Fz1), 말기입각기(Fz2)에서 유의한 차이를 보였다($p<.01$). 특히 전이정점(Fz0)이라고 불리는 Fz1과 Fz2 사이의 최소 지면반발력은 속도가 증가함에 따라 감소하였고($p<.001$), 보행속도가 느릴수록 증가하였다. 보행의 운동조절과 생체역학적인 요인에 대한 연구에서 노르딕워킹이 재활프로그램으로 실행되는 경우에 보행 속도를 중요하게 생각해야 하며, 이것은 보행 방법을 바꾸는 것보다 하지의 체중부하 조절에 더 중요한 의미로 나타난다고 보고하였다(Winter, 1991). 폴을 이용한 보행은 속도에 따라 보행을 하게 되면 빠른 속도에서 하지의 부하가 줄어든다는 선행연구의 결과와 일치하였다(Willson, Torry, Deckerd, Kernozek & Steadman, 2000). Chiu와 Wang(2007)은 30명의 성인을 대상으로 근전도와 힘판, 동작분석 시스템을 이용하여 일반보행 시 속도의 변화에 따른 운동자각과 근활성, 하지의 관절각도, 지면반발력을 분석하였다. 그 결과 보행의 속도는 수직 지면반발력에 분명한 영향을 주었으며, 중간입각기(Fz0)에서 보행속도의 증가로 인해 수직 반발력은 감소되었고, 초기입각기(Fz1)와 말기입각기(Fz2)의 부하반응기에서 최대 힘은 증가한다고 하였고, 본 연구의 결과와 일치하였다.

Schwameder, Roithner, Müller, Niessen와 Raschner(1999)는 노르딕워킹의 관절 부하와 균형에 대한 연구를 하였다. 폴을 이용한 보행은 무릎에 수직 지면반발력이 줄어드는 경향이 있었고, 무릎 신전 각도의 추진(Impulse)은 크게 나타났으며, 본 연구의 결과와 일치하였다. 따라서 일반보행과 노르딕워킹 모두 보행속도가 증가할 때 수직 지면반발력이 줄어드는 변화가 나타났다. 노르딕워킹은 일반보행과 비교할 때 수직 지면반발력에는 큰 영향을 못 미치며, 보행의 속도에 의해서 수직 지면반발력에 영향을 미친다고 할 수 있다. 그러므로 폴의 유무와 상관없이 빠른보행은 수직 지면반발력에 영향을 미치며, 보행속도 증가 시 지면과 닿는 시간이 감소하기 때문에 중간 입각기에서 수직 지면반발력은 감소할 것으로 생각된다. 따라서 폴을 이용한 보행은 입각기 동안 무릎자세가 굴곡되는 것을 줄여주고, 수직으로 받는 힘이 줄어들며, 무릎에 내재 신전근들이 동역학적으로 근활성이 증가하게 된 것으로 사료된다. 그리고 폴을 이용한 보행은 빠른속도의 보행 때문에 훈련 자극이 증가되고, 보행속도가 증가되는 동안 하지관절의 수직반발력이 줄어드는 경향이 있을 것으로 사료된다. 보행 속도의 증가는 많은

움직임뿐만 아니라 추가적인 근육적 노력도 요구되며, 일반보행과 느린보행의 속도 보다 더 큰 근육의 입력정보의 증가와 운동자각(rating of perceived exertion)의 증가를 야기할 가능성이 있다고 사료된다.

본 연구에서는 노르딕워킹의 속도에 따른 하지 각 관절의 모멘트에 대한 변화를 분석하였다. 첫째, 엉덩관절의 시상면 모멘트에 변화를 분석한 결과 유의한 차이점이 있었다($p<.01$). 일반속도에 비해 느린속도에서 모멘트가 감소하였고, 속도가 증가함에 따라 엉덩관절의 시상면 모멘트가 증가하였다($p<.01$). 둘째, 무릎관절의 시상면 모멘트 변화를 분석한 결과 빠른속도에 비해 느린속도에서 모멘트가 감소하였고, 속도가 증가함에 따라 무릎관절의 시상면 모멘트에서 증가하였다($p<.01$). 셋째, 발목관절의 시상면 모멘트 변화를 분석한 결과 발목관절 저굴 모멘트와 발목관절 등굴 모멘트 모두에서 유의한 차이점이 없었다. Moon(2004)은 일반보행 시 속도의 증가에 따라 엉덩관절과 무릎관절의 모멘트가 유의하게 증가하였다. Chen(1997) 등은 10명을 대상으로 보행속도가 하지관절에서 발생하는 역학적인 영향을 미치는지 연구하였는데, 그 결과 엉덩관절 모멘트는 무릎관절 모멘트보다는 더 적은 범위였지만, 보행속도에 따라 증가하였으며, 본 연구의 결과와 일치하였다. 또한 하지의 관절에 대한 역학적인 모멘트는 보행 속도에 의해 영향 받는다는 것을 증명하였고, 인간의 신체는 보행수준의 전반적인 증가를 위해 일차적으로 넒다리 내갈래근을 이용하는 경향이 있다고 제안하였다. 따라서, 빠른속도에서 보폭과 발보장이 증가하면서 초기 입각기 단계(Fz1)에서 큰 부하의 신호에 양이 큰 운동자각을 일어나게 하며, 이로 인하여 무릎관절의 펌근에서의 근활성이 일어나고, 말기입각기 단계(Fz2)에서의 부하가 엉덩관절의 펌근에 근활성이 일어날 것으로 사료된다. 또한 엉덩관절과 무릎관절 모멘트의 증가는 폴의 유무와 상관없이 보행속도를 증가와 함께 더 큰 추진력을 만들기 위해 나타날 것으로 사료된다. Kim(2000)과 Moon(2004)의 연구에서 일반보행에 보행속도 증가에 따라 발목 관절의 저굴과 배굴 모멘트는 유의하게 증가하였다. 발목의 저굴은 상지의 무너짐(collapse)을 방지하는 주요 근원이며, 하지의 지지기 동안 체중이동을 원활하게 한다고 보고하였다(Kepple, Siegel & Stanhole, 1997). 추진력의 조절은 하지 근육에서 이루어지며, 발목관절의 안정근으로써 종아리 근육의 역할을 제안하였고(Perry, 1992), 말기입각기 시 추진력을 상징한다고 기술하였다(Winter, 1993). 이는 속도-의존성으로 일반속도와 느린속도에서는 안정근으로써 작용하지만 보행속도가 빨라지게 되면 추진력으로 작용하게 된다. 모멘트의 최대값은 각 속도 값이 최대가 될 때 나타나고, 하지의 추진을 유지하는 동안 동적인 안정성을 얻기 위하여 보행동안 추진력과 조절을 위해 여러 관절의 근육들의 활성이 필요하며, 엉덩관절과 발목관

절에서 나타나는 모멘트 간에 높은 상호작용과 조화에 의해 성취된다(Sadeghi, Sadeghi & Prince, 2001). 일반보행에서 빠른 속도로 보행하기 위해서는 더 큰 추진력을 얻기 위해 엉덩관절, 무릎관절 뿐만 아니라 발목관절의 저굴도 신체의 추진을 위해 작용하게 되어 속도의 증가에 따라 하지관절의 모멘트가 유의하게 증가하지만(Moon, 2004), 폴을 이용한 보행에서는 폴이 지면과 접촉하고, 상지의 관절이 추진력을 만들어 내기 위해 사용되어져 발목의 저굴로 인한 추진을 대신하기 때문에 본 연구에서는 속도의 증가에 따라 발목관절 모멘트에 차이가 나타나지 않았을 것으로 사료된다.

V. 결 론

본 연구는 노르딕워킹의 속도에 따른 하지 관절의 운동역학적인 분석을 하기 위하여 일반속도, 느린속도, 빠른속도 세 가지 방법으로 총 26명의 성인을 대상으로 연구하였다. 측정항목은 3차원 보행분석의 시·공간적 지표와 지면반발력 및 엉덩관절 모멘트, 무릎관절 모멘트, 발목관절 모멘트 변화를 측정하여 다음과 같은 결과를 얻을 수 있었다. 노르딕워킹의 속도에 따른 시·공간적 지표 변화 비교에서는 속도가 증가함에 따라 활보장, 보장, 분속수, 활보시간, 보장시간, 양하지 지지기에서 유의한 차이를 나타냈다($p<.001$). 수직 지면반발력 변화 비교에서는 속도가 증가함에 따라 초기입각기(Fz1)에 부하반응($p<.01$), 중간입각기(Fz0)에 수직 지면반발력($p<.001$), 말기입각기(Fz2)에 부하반응에 유의한 차이를 나타냈다($p<.01$). 하지의 각 관절 모멘트에 변화 비교에서는 속도가 증가함에 따라 엉덩관절, 무릎관절의 시상면 모멘트에서 유의한 차이를 나타냈고($p<.01$), 발목관절의 시상면 모멘트에서는 유의한 차이를 나타내지 않았다.

본 연구의 결과에서 노르딕워킹의 속도에 따른 보행분석 변화는 느린속도보다 빠른속도에서 속도가 증가함에 따라 공간적 지표는 증가하였고, 시간적 지표는 감소하였으며, 수직지면반발력의 감소와 엉덩관절과 무릎관절의 모멘트에서 증가하는 차이가 있었다. 따라서 느린속도와 보통속도보다 빠른속도에서 노르딕워킹을 수행했을 때 효율적인 보행의 효과를 얻을 수 있었다. 그리고 건강을 위해 노르딕워킹을 하는 사람들에게 효율적인 보행을 수행하는데 정보를 제공하고, 병적보행에 영향을 받는 사람들에게 획득된 자료에 대한 임상적 해석에 영향을 줄 수 있을 것이다. 본 연구를 기초로 하여 노르딕워킹의 대상자에게 장기간 훈련을 시킨 후 추가적으로 운동형상학적, 근생리학적 연구가 필요하며, 장기적인 노르딕워킹이 노인이나 병적인 보행에 미치는 영향에 대한 추가적인 연구가 이루어져야 할 것으로 사료된다.

참고문헌

- Chen, I. H., Kuo, K. N., & Andriacchi, T. P.(1997). The influence of walking speed on mechanical joint power during gait. *Gait and Posture*, 171-176.
- Chiu, M. C., & Wang, M. J.(2007). The effect of gait speed and gender on perceived exertion, muscle activity, joint motion of lower extremity, ground reaction force and heart rate during normal walking. *Gait and Posture*, 25, 385-392.
- Crowe, A., Samson, M. M., Hoitsma, M. J., & Van Ginkel, A. A. (1996). The influence of walking speed on parameters of gait symmetry determined from ground reaction forces. *Human Movement Science*, 15(3), 347-367.
- Farnsworth, M., & Burtcher, P.(2010). Nordic walking. Global trend set to make an impact on Australia's health and fitness. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 12, 1-232.
- Hansen, L., Henriksen, M., Larsen, P., & Alkjaer, T.(2008). Nordic Walking does not reduce the loading of the knee joint. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 436-441.
- Hartvigsen, J., Morso, L., Bendix, T., & Manniche, C.(2010). *Supervised and Non-Supervised Nordic Walking in the Treatment of Chronic Low Back Pain: A Singleblind Randomized Clinical Trial*. BMC Musculo-Skeletal Disorders, 11-30.
- Kang, H. G., Dingwell, J. B.(2008). Effects of walking speed, strength and range of motion on gait stability in healthy adults. *Journal of Biomechanics*, 41(14), 2899-2905.
- Keast, M. L.(2009). *Nordic Walking : Introducing a New Low-Impact Exercise System for Cardiac Rehabilitation Patients*. Minto Prevention and Rehabilitation Centre, University of Ottawa Heart Institute, 13-14.
- Kepple, T. M., Siegel, K. L., & Stanhole, S. J.(1997). Relative contributions of the lower extremity joint moments to forward progression and support during gait. *Gait and Posture*, (6), 1-8.
- Kim, J. Y.(2009). *Influence of Nordic Walking Movement of Female Elderly Patients with Degenerative Knee Arthritis Upon a Change in Pain and Muscle Activity*. Unpublished Master's Thesis, Graduate School of Kangwon National University.
- Kim, R. B.(2000). *Influence of Speed and Step Length During Walking on Kinetics of Joints of Lower Limbs*. Unpublished Master's Thesis, Graduate School of Yonsei University.
- Kocur, P., & Wilk, M.(2006). Nordic Walking - a new form of exercise in rehabilitation. *Medical Rehabilitation*, 10(2), 1-8.
- Moon, G. S.(2004). *Kinetic Analysis of the Lower Limbs and EMG Analysis of the Lower Limbs Muscle Activity for the Different Gait Speed*. Unpublished Master's Thesis, Graduate School of Yonsei University.
- Otter, D. A. R., Geurts, A. C. H., & Mulder, T.(2004). Speed related changes in muscle activity from normal to very slow walking speeds. *Gait and Posture*, 19, 270-278.
- Perry, J.(1992). *Gait Analysis: Normal and Pathological Function*. First Edition, Thomson Learning.
- Sadeghi, H., Sadeghi, S., & Prince, F.(2001). Functional roles of ankle and hip sagittal muscle moments in able-bodied gait. *Clinical Biomechanics*, 16(8), 688-695.
- Schwameder, H., Roithner, R., Müller, E., Niessen, W., & Raschner, C.(1999). Knee joint forces during downhill walking with hiking poles. *Sport Science*, 17, 969-978.
- Strutzenberger, G., Bettina, Rasp, Schwameder, H.(2007). *Effect of Walking Speed and Pole Length on Kinematics and Dynamics in Nordic Walking*. XXV ISBS Symposium, Ouro Preto-Brasil, 260-263.
- Takayuki, K., Nobutaka, T., Masaki, T., & Yusuke, M.(2008). Physical motion analysis of nordic walking. *The Engineering of Sport*, 7(1), 379-385.
- Thorwesten, L., & Overhaus, N.(2006). *Ground Reaction Forces in Nordic Walking and Walking*. Proceedings of the XXIV International Symposium on Biomechanics in Sports, 628.
- Willson, J., Torry, M. R., Deckerd, M. J., Kernozek, T., & Steadman, J. R.(2000). Effects of walking poles on lower extremity gait mechanics. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 142-147.
- Winter, D. A.(1991). *The Biomechanics and Motor Control of Human Gait: Normal, Elderly and Pathological*. 2nd ed, Waterloo: University of Waterloo Press, 75-117.
- Winter, D. A.(1993). Energy generation and absorption at the ankle and knee during fast, natural and slow cadences. *Clinical Orthopaedic*, 175, 147-154.