



파워워킹과 일반보행의 운동학적 및 EMG 비교분석

The Comparative Analysis of Kinematic And Emg on Power Walking and Normal Gait

조규권 · 김유신* (강릉대학교) · 김은정 (영동대학교)

Cho, Kyu-Kwon · Kim, You-Sin* (Kangnung National University)

Kim, Eun-Jung (Youngdong University)

ABSTRACT

K. K. CHO, Y. S. KIM, E. J. KIM, The Comparative Analysis of Kinematic And Emg on Power Walking and Normal Gait, Vol. 16, No. 2, pp. 85-95, 2006. The purpose of this study of which 10 University students in their twenties are the objects was to examine the causal differences of kinematic and electromyography during power walking and normal gait.

We came to the following conclusions.

1) It took less time to stance phase, swing phase and whole gait time during power walking compared with normal gait.

2) During power walking, the step length and step length and lower limb length are longer than that of normal gait.

3) During power walking, ankle joint angle became more plantar flexed at LIC and RTO, knee joint angle become more flexed, so did hip joint angle at LIC and RTO. Besides during power walking the shoulder joint angle movement was bigger and elbow joint angle was more flexed as the trait of power walking.

4) During power walking, through out the phase the muscle activity of all muscle was higher especially the muscle activity of Biceps brachii, gastrocnemius medialis, gastrocnemius lateralis, Soleus was higher.

Therefore during power walking, one's scope of activity and muscle activity is relatively higher than those of normal gait, so power walking helps one strengthen muscular power and energy metabolism. This will be useful information for those who are interested in diet and well-being.

KEYWORDS: POWER WALKING, NORMAL GAIT, KINEMATIC ANALYSIS, ELECTROMYOGRAPHY

I. 서론

현대 사회는 과학기술의 발달로 인하여 생활이 자동

화됨에 따라 현대인들의 신체 활동은 극도로 제한되었으며 이는 결국 운동부족을 초래하여 당뇨, 비만, 고혈압 및 심장질환 등의 주요 원인으로 부각되고 있는 실정이다. 이에 건강에 대한 관심과 비만의 예방과 치료

를 위해 운동을 실시하는 인구가 매년 증가하고 있으며, 특히 건강 증진을 위한 많은 운동방법 중 유산소 운동이 가장 효과적으로 활용되어지고 있다(기세준, 김연정, 장익제, 채원식, 2005). 대표적인 유산소 운동으로는 보행, 경보 및 달리기 등을 들 수 있으며, 이는 기본적인 이동의 기능과 운동의 기능을 동시에 수행하는 효율적인 동작이라고 할 수 있다. 그러나 최근에 들어서 사람들의 유산소 운동방법을 유심히 살펴보면 공원, 산책로, 호숫가 등지에서 팔을 힘차게 저어 가는 파워워킹이나 뒤로 걷기, 뒤로 달리기, 마사이족 워킹 등 다양한 방법을 이용하여 그들의 체형과 체력에 맞는 유산소 운동방법을 선택하고 있다.

보행은 비교적 단순한 신체활동의 하나로서 여기기 쉬우나 사실은 근골격계와 신경계를 총괄적으로 통합하여 사용하는 지극히 복잡한 운동이며, Whittle(1990)은 보행을 100여 개의 골격근이 상지와 하지의 여러 관절과 협응을 잘 이루어야 가능한 복합적인 동작이라고 하였다. 그리고 Eckert(1987)는 보행을 다른 복잡한 스포츠 기술 습득 시간과 비교했을 때 그 완성이 최소한 4년 이상의 기간이 걸린다고 보고하였는데, 이는 결국 올바른 보행은 기술적으로 복잡하고 어려운 동작만큼이나 많은 연습과 노력이 필요하다는 것을 간접적으로 보여주는 것이다. 올바른 보행이 이루어지려면 다음의 네 가지 관련 과정이 수행되어야 하는데, 첫째 두 개의 고관절 위에 놓인 몸통과 머리 그리고 팔이 균형을 이루어야 하며, 둘째 지지기 동안 하지 분절의 지지가 유지되어야 하고, 셋째 체공기 동안 발이 지면에서 완전히 떨어져야 하며, 넷째 신체를 전방으로 추진시킬 수 있는 완전한 에너지가 공급되어야 한다는 것이다(Olney & Richards, 1996). 이러한 조건에서의 보행이 이루어지지 않을 경우 잘못된 보행 동작은 관절, 근육, 뇌, 신체구조 등에 질병을 야기시킬 수 있으며, 나쁜 보행조건은 신체중심의 불안정성으로 인하여 신체 각 부위의 평형성 및 호흡과 심장활동 등에 영향을 미쳐 에너지 소비증가의 원인이 되어 피로가 증가하게 되며, 이러한 보행 조건이 계속해서 축적될 경우에는 신체에 상당한 영향을 미치게 된다(Scott & Winter, 1990).

최근 비만과 관련하여 다이어트를 하는 사람들에게

가장 주목 받고 있는 유산소 운동으로써 파워워킹을 들 수 있는데, 파워워킹은 시속 6 ~ 8km/h의 속도로 힘차게 걷는 것을 말하며 이는 보통 걷는 속도보다 세 배 정도 빠른 속도이고, 등을 곧게 펴고 팔을 힘차게 흔들면서 걷는 빠른 걸음이다(김상원 및 선주성, 2004). 이때 발은 발뒤꿈치, 발 바깥쪽, 엄지발가락 순으로 중심을 이동해야 하며 마지막엔 발가락 끝으로 땅을 차도록 해야 한다. 보폭은 평소보다 좀 더 넓게, 자신의 키에서 100을 뺀 정도가 적합하며, 최소한 30분 이상은 지속하는 것이 가장 중요하다. 심장병 예방을 위해 5분 정도는 천천히 뛰고 그 후에 5분 정도는 스트레칭으로 근육을 풀어 주는 것이 좋다. 이렇게 하면 허리·배·엉덩이·허벅지·종아리 등 평소에 사용하지 않던 근육을 많이 사용 할 수 있다(이병구, 2004). 장시간 지속적인 운동이 가능하며 조깅이나 다른 유산소 운동에 비해 우리 몸에 많은 무리를 주지 않는다는 장점이 있으며, 운동 효과가 크지 않을 것이라는 일반적인 인식에 반해 파워워킹을 하면 체내 지방을 효과적으로 줄일 수 있고, 심장과 폐가 건강해져서 피로감이 줄어들며, 뼈를 튼튼하게 하여 골밀도가 높아진다. 또한 지구력을 향상시키고, 근육을 강화시키며, 면역력을 높여준다. 체력이 약해서 평소에 운동을 하기 어려운 사람, 비만이 있는 사람, 중장년층도 쉽게 할 수 있는 운동이므로 다른 운동들보다 더욱 효과적인 최적의 신체 활동이다(성기홍, 2004).

보행 분석에 있어 보행속도와 관련된 연구는 많은 학자들에 의하여 진행되어 왔는데 Margaria(1976)는 보행속도는 에너지 소비와 관련되어 있어 보행속도가 빨라지면 에너지 소비가 증가한다는 연구 결과를 발표하였으며, Ohmichi & miyashita(1981)는 보행 시 속도는 동작 분석에 있어 중요한 열쇠이며 다른 매개 변수에 큰 영향을 미치는 요인이라고 보고하였고, Soames와 Richardson(1985)은 보행속도는 활보장과 분속수를 산출하며 속도의 증가로 인하여 두 변인 중의 어느 한 쪽 또는 모두의 증가를 가져온다고 발표하였다. 보행속도와 관계하여 국내에서는 한상덕(1982)이 한국인의 보행 속도를 연령별로 분류하였고, 김로빈(2000)은 보행 시 속도와 보폭 변화에 따른 하지 관절의 운동역학적 분석에서 보행 속도를 느린 보행 속도(0.76%), 일

반적 보행 속도(1.34m/s), 빠른 보행 속도(2.46m/s)의 세 종류로 분류하고 보행 분석을 실시하였다. 이 연구에서 속도가 증가할수록 스텝률은 증가하고 접지시간은 감소하였으며, 발목, 무릎, 엉덩관절의 운동범위가 증가하였으며, 보폭의 증가 시 스텝률은 감소하고 접지시간은 증가하였다고 하였다.

근 수축 기전과 근력 활성도의 측정을 위한 근전도 분석은 1970년 후반부터 이루어져 왔으나 최근에 와서야 정확한 기자재의 발달로 인해 활발한 연구가 수행되고 있다. 보행 속도와 관련하여 Hof(2002)는 보행 속도에 따른 평균 근전도 파형 연구에서 보행 속도를 5가지로 분류하고 평균 근전도 파형 변화를 살펴보았는데, 내비복근(gastrocnemius medialis)과 전경골근(tibialis anterior)의 경우 보행 속도가 증가함에 따라 근전도 파형이 증가함을 밝히고 있으며, 보행 시 속도에 따른 근전도 파형의 경향을 제시하였다. Otter, Geurts, Mulder & Duysens(2003)는 매우 느린 보행에서 정상 보행속도에 대한 근육들의 근 수축 활동 연구에서 보행 속도를 0.06m/s~1.39m/s의 7가지로 분류하여 8개의 근육에 대한 근전도 분석을 실시하였다. 이 연구에서 보행 속도가 증가할수록 하지의 근 활성의 크기는 증가하는 경향을 보여주지만 대퇴직근, 전경골근의 경우는 특정한 속도의 범위에서만 근 수축 활성의 경향이 변화하여 나타났다고 하였고 하퇴의 근육들은 입각기의 마지막 구간에서 보행 속도의 변화에 대하여 근 활성에 많은 차이를 보이며, 보행 속도가 감소하여 거의 서있는 자세의 경우에도 저축 굴곡근은 전방으로의 이동을

위해 근 수축 활성을 계속한다고 밝히고 있다.

위의 선행연구에서 보는 바와 같이 보행이나 보행과 관련된 선행연구는 빈번히 이루어지고 있지만 파워워킹과 관련된 연구는 좀처럼 찾아보기 힘든 실정이고, 몇몇 문헌들에서는 운동역학과 관련된 문구는 찾아보기 힘들고 일반적인 상식선에 대해 언급한 것이 전부이다. 그러나 최근 기세준 등(2005)의 연구에서 정상보행과 파워워킹 시 하지근의 근전도를 비교·분석하여 이에 대한 자료를 제시하였는데, 이 또한 하지근에 대한 언급뿐이어서 일반보행과 파워워킹에 대한 구체적인 연구가 추가적으로 필요하다고 사료된다. 따라서 본 연구에서는 파워워킹과 일반보행 시 나타나는 운동학 및 근전도 변인들의 차이를 규명하려고 하며, 또한 파워워킹 시 각 근육들의 근활성도를 정량화 하여 웰빙과 함께 건강에 많은 관심을 두고 있는 현대인들에게 파워워킹의 효과를 인지도 키는데 본 연구의 목적이 있다고 하겠다.

II. 연구방법

1. 연구 대상

본 연구의 대상자로는 정상적으로 보행 하는 K대학의 남자 10명을 임의로 선정 하였으며, 이러한 피험자의 구체적인 신체의 특성은 연령 : 23.50±1.22세, 신장 : 173.83±3.92cm, 체중 : 70.50±4.68kg, 하지장 길이 : 93.33±6.28cm와 같다.

표 1. 실험 장비

장비	기기명	제작사
촬영 장비	Panasonic NV-MX500	Panasonic. Japan
	control box	Danil SMC. Korea
	Reflective marker	Danil SMC. Korea
	VL-302 Light	LPL. Japan
	LED Timer	Hand made
영상 분석 장비	Treadmill	동화과학. Korea
	586 Computer	Hyun ju. Korea
	Monitor	Hyun ju. Korea
	APAS XP Analysis program	Mega Electronics Ltd. Fin
EMG 분석 장비	Studio Version-8 capture card	Pinnacle. USA
	Mega Win System	Mega Electronics Ltd. Fin
	ME6000 P8	Mega Win Sys Ltd. Fin
	Mini Electrode	3M Ltd. USA

2. 실험장비

본 연구에 사용된 실험도구는 <표 1>과 같다.

3. 실험설계

본 연구는 20대의 성인남자가 트레드밀 상에서 파워워킹과 일반보행 시 나타나는 보행특성의 차이를 규명하는 연구로써, 실험 설계는 파워워킹과 일반보행을 독립변인으로 하는 대응 비교 t-test (paired t-test)이고, 종속변인은 운동학적 변인(보행시간, 보폭, 보폭/하지장, 오른쪽 관절각도) 및 근전도 변인(오른쪽 승모근, 상완이두근, 대퇴직근, 대퇴이두근, 내비복근, 외비복근, 전정골근, 가자미근)이다.

4. 실험절차

파워워킹과 일반보행동작 분석을 위하여 3차원 영상촬영을 실시하였고, 영상 촬영을 위한 실험은 K대학교 체육관에서 실시하였다. 3차원 실공간 좌표를 얻기 위하여 control box를 Treadmill을 완전히 포함할 수 있을 정도의 범위로 설치하였고, 4대의 디지털 비디오 카메라(Panasonic NV-MX500)는 Treadmill의 좌우측에 각각 2대씩 설치하였으며(Treadmill과의 거리 7m) 촬영속도는 30frame/sec, 노출시간은 1/500sec로 조절하였다. 모든 연구대상자들이 실험 중에 자연스러운 파워워킹과 일반보행 동작이 나올 수 있도록 미리 사전연습을 실시하였으며, 본 실험 전에 1분 정도의 control box의 촬영을 미리 마친 후 이를 제거하고, control box공간 내에서 파워워킹과 일반보행 동작을 실시하였다. 사전연습을 마친 후에는 EMG 분석을 위해 분석 근육에 표면전극(surface electrode)을 고정시키는 작업을 실시하였는데, 이때 전극 부위의 측정 오류를 제거하기 위하여 면도기로 털을 제거하고 의료용 알코올로 깨끗이 닦아낸 후, 각 부위의 근육에 표면전극을 부착하도록 하였다. 그리고 난 후 반사마커를 이용하여 주요 관절에 영상분석에 필요한 마킹을 하였다. 이 때 모든 연구대상자는 신발을 신지 않고 실험에 임하도록 하였고, 영상자료와 EMG와의 동조를 위

하여 LED(light emitted diode) 타이머를 설치하여 비디오 영상과 동조시켰다. 파워워킹 시 연구 대상자의 보행 속도는 8.0km/h로 통제하였고, 일반보행은 2.7km/h로 통제하여 실험이 이루어졌으며, 총 3회를 실시하여 가장 자연스러운 동작이라고 판단되는 1회의 동작만을 채택하였다. 실험 도구들의 구체적인 배치도는 <그림 1>과 같다.

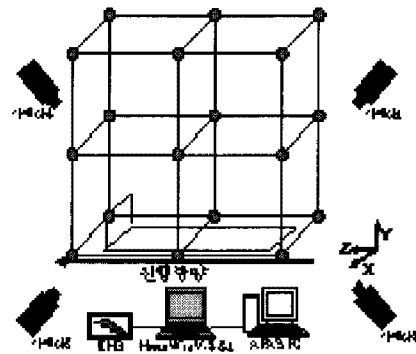


그림 1. 실험도구의 배치

5. 이벤트(event) 및 국면(Phase)의 설정

1) 이벤트(event)

- (1) RIC-right initial contact(오른발 초기 접지)
- (2) LTO-left toe off(왼발 앞꿈치 이지)
- (3) LIC-left initial contact(왼발 초기 접지)
- (4) RTO-right toe off(오른발 앞꿈치 이지)
- (5) RIC2-right initial contact2(오른발 초기 접지2)

2) 국면(Phase)

- (1) IDSP(initial double stance period) : RIC-LTO
- (2) ISLS(initial single limb support) : LTO-LIC
- (3) TDSP(terminal double stance period):LIC-RTO
- (4) TSLS(terminal single limb support) : RTO-RIC2

6. 자료 분석

본 연구에서 control box와 인체 관절 중심의 좌표화, 동조, 이벤트(event) 및 국면(phase)의 설정, 3차원 좌표의 계산 및 자료의 평활화(smoothing)는 영상 분석 도구인 APAS(ariel performance analysis system) XP

Analysis program을 사용하였고 EMG자료는 EMG 분석도구인 Mega Win software를 통해 산출되었다. 그리고 통계처리는 윈도우용 SPSS 12.0분석 프로그램을 활용하였다.

1) 영상 자료의 분석

본 연구에서 실험공간의 좌표 설정을 위해 가로 2m, 세로 2m, 폭 1m의 통제점 틀 속에 동일 간격으로 표시된 18개의 통제점을 좌표화 하였다. 이때 실험공간의 전역 좌표계(global reference frame)의 원점은 사전에 미리 준비한 한 점을 사용하며, 파워워킹과 일반보행의 진행방향과 일치시키기 위하여 좌·우측 방향을 X축, 수직방향을 Y축, 진행방향을 Z축으로 설정하였다. 자료의 수집과정에서 얻어진 2차원 영상자료들은 (.avi)파일로 전환시킨 후 Ariel Dig4 프로그램을 이용하여 계수화 하였다. 이렇게 얻어진 2차원 공간의 좌표값을 3차원 좌표값으로 계산하는 방법은 Abdel-Aziz & Kararah(1971)의 DLT(Direct Linear Transformation)방법을 이용하였고, 3차원 좌표값을 계산하기 전에 원(raw)자료에 포함된 고주파의 노이즈를 제거하기 위해 Second-Order Butterworth Low-Pass Filter(Winter, 1990)를 사용하여 평활화(smoothing)하였으며, 이 때 원자료 값이 가능한 변형되지 않도록 표본 주파수(sampling frequency)와 차단 주파수(cut-off frequency)의 비율은 6Hz로 선택하였다. 또한 본 연구에서는 주요 관절과 분절을 규정하기 위해 모두 16개의 반사마커를 신체에 부착하였고 디지털 영상을 통해 이들의 움직임을 좌표화 하였다. 신체에 부착된 해부학적 좌표점의 세부적 내용은 <그림 2>와 같다.

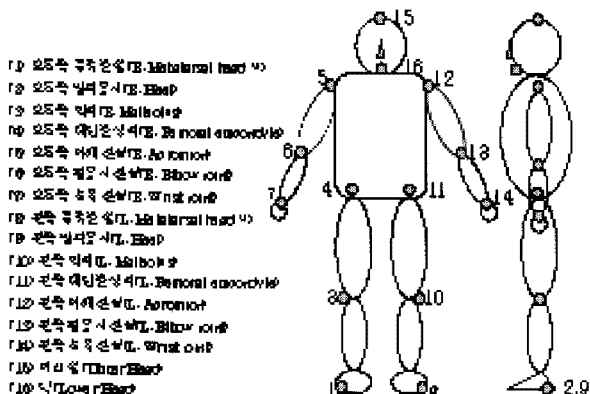


그림 2. 인체의 해부학적 좌표점

2) 운동학적 변인의 계산

(1) 시간

본 연구에서 시간은 각 구간별 소요 시간을 말하는 것으로, 순간 동작이 시작 할 때의 프레임 수에서 끝날 때까지의 수를 뺀 후 0.017을 곱하여 산출한다. 따라서 임의 단계의 소요 시간은 0.017×프레임 수이다.

(2) 변위

본 연구에서 변위는 보폭을 산출하여 주로 보행 형태를 분석하기 위한 것으로 영상분석을 통해 3차 스플라인 함수를 이용하여 산출하였고, 변위 함수의 형식은 아래와 같다.

$$S(t) = C_3 \cdot t^3 + C_2 \cdot t^2 + C_1 \cdot t + C_0$$

(단, S = 변위, t = 시간, C₃, C₂, C₁, C₀ = 스플라인 계수)

(3) 각도

본 연구에서 분절간의 작은 상대각(relative angle)으로 계산하였고, 각도 변인은 발목관절 각도와 무릎관절 각도, 고관절 각도, 어깨관절 각도, 팔꿈치관절 각도이다. 이러한 각도는 각을 이루는 두 벡터를 A(Ax, Ay, Az), B(Bx, By, Bz)라고 할 때 두 벡터가 이루는 각도는 다음의 식과 같이 A, B 두 벡터의 내적(dot product)으로 산출하였다.

$$\Theta = \arccos \frac{Ax Bx + Ay By + Az Bz}{\sqrt{Ax^2 + Ay^2 + Az^2} \sqrt{Bx^2 + By^2 + Bz^2}}$$

3) 근전도 자료의 분석

본 연구에서 파워워킹과 일반보행 시 표면전극을 부착하는 부위는 오른쪽 승모근(Trapezius), 상완이두근(Biceps brachii), 대퇴직근(Rectus femoris), 대퇴이두근(Biceps femoris), 내비복근(gastrocnemius medialis), 외비복근(gastrocnemius lateralis), 전경골근(tibialis anterior), 가자미근(Soleus)으로 하였다. 전극의 공통성분제거비(common mode rejection ratio: CMRR)은 110dB으로 하였고, 근전도 신호의 주파수 대역폭(bandwidth) 범위는 20~500Hz 사이로 정의하였으며, 증폭된 아날로그 근전도 신호는 아날로그-디지털 변환기에 의하여 1초에 1,024 개

의 디지털 신호로 변환시켜 1000Hz의 비율로 샘플링 하여 기록하였다. 각 근육의 전기적 신호는 근육에 부착된 표면 전극을 통하여 ME6000 P8 Measurement Unit이 전기적 신호를 획득하게 된다.

4) 근전도 변인의 계산

본 연구에서 근전도 신호를 대상자간 비교나 근육간의 비교를 하기 위해 표준화 과정을 실시하였으며, 근전도 신호를 표준화하는 방법은 최대 등척성 수축(Maximal Voluntary Isometric Contraction: MVIC)으로 삼아 이를 기준으로 표준화하는 %MVIC 방법을 사용하여 파워워킹과 일반보행 시 근전도 신호를 표준화하였다. 최대 등척성 수축은 계단보행동작을 시작하기 위해 양발 지지기 자세를 5초 동안 지속하도록 하였으며, 5초간의 최대 등척성 수축을 통하여 IEMG를 구하였으며, 파워워킹과 일반보행 시 각 구간별 8개 근육에서 구한 IEMG와 MVIC-IEMG값을 비교하여 %MVIC를 통하여 각 근육의 근전도 신호를 표준화 하였다. Raw EMG의 적분값은 "0"이며, 절대값을 구하기 위하여 Raw signal의 전파정류(Full-wave rectify)가 필요하다. 이는 다음과 같은 수식으로 나타낼 수 있다(US DHHS, 1992).

$$I \{ |EMG(t)| \} = \int_0^t |EMG(t)| dt$$

IEMG는 근전도의 파형을 전파정류 한 후 각 근육이 근수축한 시간 동안의 적분 값을 나타낸 것으로서, 평균 적분 근전도의 수학적 산출방식은 다음과 같다.

$$Averaged IEMG = \int_0^t \frac{|EMG(t)| dt}{1024 \times t}$$

5) 통계처리

연구대상자의 파워워킹과 일반보행의 차이를 규명하기 위하여 통계처리는 SPSS 12.0 program을 사용하였고, 운동학적 변인과 근전도 변인의 차이를 규명하기 위하여 대응 비교 t-test(paired t-test)를 실시하였다. 각 항목의 가설에 대한 채택 및 기각의 유의수준은 p<.05로 하였다.

III. 연구결과 및 논의

1. 운동학적 변인분석

1) 시간변인의 분석

파워워킹과 일반보행 시 지지시간, 체공시간, 전체 소요시간은 <표 2>와 같다. 지지시간은 일반보행 시 0.54±0.4초 파워워킹 시 0.51±0.4초로 나타났고, 체공시간은 일반보행 시 0.41±0.5초 파워워킹 시 0.37±0.2초로 나타났다. <표 2>에 제시된 바와 같이 일반보행의 지지시간과 체공시간의 소요시간이 파워워킹에 비하여 더 길게 나타났고, 통계적으로도 유의한 차이가 나타났다(p<.001, p<.01). 그리고 전체 소요시간은 일반보행 시 0.95±0.3초이고 파워워킹 시 0.86±0.2초로 나타났으며 통계적으로 유의한 차이가 있는 것으로 나타났다(p<.001). 이러한 연구결과는 보행 속도가 증가할수록 지지시간과 체공시간 및 전체소요시간이 감소하였다고 보고한 김로빈(2000), 문근성(2005)의 연구결과와 일치하는 것으로 나타났다.

표 2. 시간 비교(M ±SD) (단위 : sec)

구간	일반보행	파워워킹	t	p
지지시간	0.54±0.04	0.51±0.04	5.636	.000***
체공시간	0.41±0.05	0.37±0.02	4.311	.001**
전체 소요시간	0.95±0.03	0.86±0.02	9.106	.000***

p<.001(***), p<.01(**)

2) 보폭, 보폭/하지장의 분석

본 연구에서의 보폭은 양발이 트레드밀에 지지하고 있는 상태에서 앞에 위치한 발의 뒤꿈치에서 뒤에 위치한 발의 뒤꿈치까지의 거리를 말하는데, 파워워킹과 일반보행 시 보폭과 보폭/하지장 길이는 <표 3>과 같다. 보폭은 일반보행 시 61.76±3.52cm 파워워킹 시 69.27±3.93cm로 나타났고, 보폭/하지장은 일반보행 시 0.66±0.56% 파워워킹 시 0.74±0.63%로 나타났다. <표 3>에 제시된 바와 같이 일반보행이 파워워킹 보다 보폭과 보폭/활보장이 더 짧게 나타났고, 통계적으로 유의한 차이가 있는 것으로 나타났다(p<.01). 이러한 연구 결과

표 4. 관절각도 비교(M ±SD) (단위 : °)

구분	일반보행	파워워킹	t	p	
발목 관절각	RIC	89.03±4.69	83.30±5.64	2.189	.052
	LTO	87.76±4.74	84.86±2.32	1.954	.077
	LIC	77.25±2.80	80.00±5.09	-3.068	.011*
	RTO	89.08±5.47	99.74±5.22	-5.111	.000***
	RIC2	85.44±.57	85.07±4.43	.299	.771
무릎 관절각	RIC	171.71±3.55	166.43±7.94	1.983	.073
	LTO	164.25±5.75	163.76±3.73	.330	.748
	LIC	170.93±2.04	170.83±1.50	.342	.739
	RTO	155.74±8.51	154.36±3.87	.781	.451
	RIC2	171.36±3.17	170.99±2.03	.440	.668
고 관절각	RIC	169.76±1.20	149.71±51.34	1.354	.203
	LTO	166.45±1.16	166.94±3.40	-.647	.531
	LIC	147.79±3.40	138.64±7.08	5.141	.000***
	RTO	149.11±2.10	139.75±3.90	7.756	.000***
	RIC2	171.16±1.57	171.89±1.26	-1.648	.128
어깨 관절각	RIC	31.55±4.20	46.63±22.68	-1.999	.071
	LTO	25.77±4.61	31.88±14.28	-1.250	.237
	LIC	23.18±3.24	63.81±6.81	-31.713	.000***
	RTO	22.10±4.09	53.71±11.73	-13.692	.000***
	RIC2	32.33±2.48	39.54±24.36	-.972	.352
팔꿈치 관절각	RIC	169.96±3.40	105.35±24.95	7.994	.000***
	LTO	171.02±3.88	111.40±16.45	10.424	.000***
	LIC	135.20±6.55	67.68±11.25	15.193	.000***
	RTO	137.47±5.82	73.57±12.24	15.276	.000***
	RIC2	168.40±6.81	111.18±19.35	7.813	.000***

p<.001(***), p<.05(*)

는 보행 속도가 증가함에 따라 보폭의 길이가 증가한다고 보고한 정철수, 신인식, 서정석, 은선덕(2001), 김유신(2002)의 연구결과와 일치하는 것으로 나타났다.

표 3. 보폭, 보폭/하지장 비교(M ±SD) (단위 : cm, %)

구간	일반보행	파워워킹	t	p
보폭	61.76±3.52	69.27±3.93	-4.504	.001**
보폭/하지장	0.66±0.56	0.74±0.63	.258	.001**

p<.01(**)

3) 보행 자세(각도)의 분석

본 연구에서의 관절의 각도는 오른쪽 분절간의 상대각(relative angle)으로 계산하였고, 파워워킹과 일반보행 시 각 관절의 각도는 <표 4>와 같다.

발목관절각은 RIC에서 일반보행 시 89.03±4.69도 파워워킹 시 83.30±5.64도, LTO에서 일반보행 시 87.76±4.74도 파워워킹 시 84.86±2.32도, LIC에서 일반보행 시 77.25±2.80도 파워워킹 시 80.00±5.09도, RTO에서 일반보행 시 89.08±5.47도 파워워킹 시 99.74±5.22도, RIC2에서 일반보행 시 85.44±.57도 파워워킹 시 85.07±4.43도로 나타났고, 통계적으로는 LIC, RTO에서 유의한 차이가 있는 것으로 나타났다(p<.05, p<.001). 이러한 연구결과는 문곤성(2005)이 IDSP, ISLS구간에서는 1.75m/s속도의 보행보다 0.75m/s에서의 보행 시 낮은 저축굴곡의 형태를 나타냈으며 TDSP구간에서는 1.75m/s보행 시 높은 배측굴곡의 형태를 나타내다가 TSLS구간에서는 1.75m/s속도의 보행에서 높은 저축굴곡 형태를 보인다는 연구결과와 일치하는 것으로 나타났으나, 보행속도가 증가함에 따라 통계적으로 유의한 차이가 보이지 않았다는 정철수 외(2001), 문곤성(2005)의 연구와는 상반된 결과를 나타내었다. 이처럼 파워워킹과 일반보행 시 LIC, RTO시점에서 유의한 차이를 나타낸 이유는 파워워킹 시 강한 추진력을 얻기 위해 발을 힘차게 밀어 지면반력의 힘을 극대화시키기 위한 동작이라고 판단된다.

무릎관절각은 RIC에서 일반보행 시 171.71±3.55도 파워워킹 시 166.43±7.94도, LTO에서 일반보행 시 167.25±5.75도 파워워킹 시 163.76±3.73도, LIC에서 일반보행 시 170.83±1.50도 파워워킹 시 170.93±2.04도, RTO에서 일반보행 시 155.74±8.51도 파워워킹 시 154.36±3.87도, RIC2에서 일반보행 시 171.36±3.17도 파워워킹 시 170.99±2.03도로 나타났으며, 일반보행이 파워워킹에 비하여 모든 구간에서 높은 경향 치를 나타냈으나 통계적으로 유의한 차이는 없는 것으로 나타났다. 위의 연구결과는 보행속도가 증가함에 따라 무릎관절각이 커진다고 발표한 김유신(2002)의 연구와 상반되는 결과를 나타내고 있는데, 이러한 이유는 파워워킹 시 팔을 힘차게 흔들며 걷기 때문에 이에 대한 보상작용으로 무릎의 굴곡이 심하게 일어난 것으로 사료된다.

고관절각은 RIC에서 일반보행 시 169.76±1.20도 파

워워킹 시 149.71±51.34도, LTO에서 일반보행 시 166.45±1.16도 파워워킹 시 166.94±3.40도, LIC에서 일반보행 시 147.79±3.40도 파워워킹 시 138.64±7.08도, RTO에서 일반보행 시 149.11±2.10 파워워킹 시 139.75±3.90도, RIC2에서 일반보행 시 171.16±1.57 파워워킹 시 171.89±1.26도로 나타났으며, LIC, RTO에서는 통계적으로 유의한 차이가 나타났(p<.001). 이처럼 LIC, RTO 시점에서 일반보행에 비해 파워워킹의 고관절각이 더 작았다는 것은 하지의 움직임(굴곡)을 크게 하여 땅을 힘차게 차기위한 동작이라고 판단되다.

어깨 관절각은 RIC에서 일반보행 시 31.55±4.20도 파워워킹 시 46.63±22.68도, LTO에서 일반보행 시 25.77±4.61도 파워워킹 시 31.88±14.28도, LIC에서 일반보행 시 23.18±3.24도 파워워킹 시 63.81±6.81도, RTO에서 일반보행 시 22.10±4.09도 파워워킹 시 53.71±11.73도, RIC2에서 일반보행 시 32.33±2.48도 파워워킹 시 39.54±24.36도로 나타났으며, 일반보행 보다 파워워킹 시 모든 구간에서 높은 경향 치를 나타내었고 LIC, RTO에서는 통계적으로 유의한 차이가 나타났(p<.001). 이러한 이유는 파워워킹의 방법인 팔을 "V"자 형태나 "L"자의 형태로 유지하기 위해 팔을 힘차게 흔들어 어깨관절의 이동범위가 커져서 이러한 결과를 나타낸 것으로 사료된다.

팔꿈치 관절각은 RIC에서 일반보행 시 169.96±3.40도 파워워킹 시 105.35±24.95도, LTO에서 일반보행 시 171.02±3.88도 파워워킹 시 111.40±16.45도, LIC에서 일반보행 시 135.20±6.55도 파워워킹 시 67.68±11.25도, RTO에서 일반보행 시 137.47±5.82도 파워워킹 시 73.57±12.24도, RIC2에서 일반보행 시 168.40±6.81도 파워워킹 시 111.18±19.35도로 나타났으며, 모든 구간에서 일반보행이 파워워킹 보다 높은 경향 치를 나타냈고 모든 구간에서 통계적으로 유의한 차이가 있는 것으로 나타났(p<.001).

2. EMG 변인 분석

본 연구에서 파워워킹과 일반보행 시 근활성도를 분석하는 부위는 오른쪽 승모근, 상완이두근, 대퇴직근, 대퇴이두근, 내비복근, 외비복근, 전경골근, 가자미근으로

표 5. 각 근육의 근활성도(M ±SD) (단위 : %MMC)

구분	일반보행	파워워킹	t	p	
승모근	IDSP	24.78±18.04	41.53±40.06	-2.367	.037*
	ISLS	23.19±17.44	36.21±21.54	-5.809	.000***
	TDSP	23.03±17.87	27.52±19.86	-2.165	.053
	TSLs	23.69±17.49	29.15±21.11	-2.819	.017*
상완이두근	IDSP	2.26±1.77	15.09±7.26	-5.258	.000***
	ISLS	2.29±1.68	11.16±5.12	-5.999	.000***
	TDSP	2.31±1.60	7.46±.86	-10.673	.000***
	TSLs	2.25±1.61	10.76±3.87	-7.039	.000***
대퇴직근	IDSP	7.00±3.13	9.51±5.73	-1.900	.084
	ISLS	7.01±2.92	11.46±2.05	-5.871	.000***
	TDSP	4.72±3.48	7.08±4.62	-6.095	.000***
	TSLs	5.31±3.61	7.71±4.68	-5.636	.000***
대퇴이두근	IDSP	55.36±47.83	97.69±97.61	-2.779	.018*
	ISLS	41.52±38.74	84.11±76.39	-3.869	.003**
	TDSP	19.83±18.61	24.75±32.45	-1.520	.157
	TSLs	26.59±19.41	38.57±40.70	-1.327	.212
내비복근	IDSP	30.76±31.27	40.63±53.83	-.828	.425
	ISLS	51.49±44.95	65.59±72.02	-.881	.397
	TDSP	41.40±28.08	118.11±124.19	-2.234	.047*
	TSLs	42.31±39.40	83.87±94.76	-2.492	.030*
외비복근	IDSP	26.65±7.95	39.34±24.11	-2.074	.062
	ISLS	55.67±28.23	74.68±43.44	-3.097	.016*
	TDSP	44.96±30.44	141.03±63.15	-4.747	.001**
	TSLs	26.80±14.60	59.11±11.41	-7.521	.000***
전경골근	IDSP	33.23±18.51	38.86±19.82	-1.246	.239
	ISLS	19.29±11.92	42.76±23.14	-5.793	.000***
	TDSP	18.61±14.96	30.70±24.86	-2.273	.044*
	TSLs	28.82±15.51	38.75±18.74	-3.431	.006**
가자미근	IDSP	25.14±16.67	29.38±13.03	-1.222	.247
	ISLS	101.57±49.50	115.84±39.80	-2.143	.055
	TDSP	101.84±74.72	203.06±55.20	-6.105	.000***
	TSLs	45.63±31.41	81.86±30.70	-6.489	.000***

p<.001(***), p<.01(**), p<.05(*)

하였고 각 근육의 근활성도는 <표 5>와 같다.

승모근은 IDSP에서 일반보행 시 24.78±18.04% 파워워킹 시 41.23±40.06%, ISLS에서 일반보행 시 23.19±17.44% 파워워킹 시 36.21±21.54%, TDSP에서 일반보행 시 23.03±17.87% 파워워킹 시 27.52±19.86%, TSLs에서 일반보행 시 23.69±17.49% 파워워킹 시 29.15±21.11%로 나타났으며, 모든 국면에서 파워워킹의 근활성도가 일반보행

에 비하여 높은 경향치를 나타내었고 IDSP($p<.05$), ISLS($p<.001$), TSLS($p<.05$)구간에서는 통계적으로 유의한 차이가 나타났다.

상완이두근은 IDSP에서 일반보행 시 $2.26\pm 1.77\%$ 파워워킹 시 $15.09\pm 7.26\%$, ISLS에서 일반보행 시 $2.29\pm 1.68\%$ 파워워킹 시 $11.16\pm 5.12\%$, TDSP에서 일반보행 시 $2.31\pm 1.60\%$ 파워워킹 시 $7.46\pm .86\%$, TSLS에서 일반보행 시 $2.25\pm 1.61\%$ 파워워킹 시 $10.76\pm 3.87\%$ 로 나타났으며, 모든 국면에서 파워워킹의 근활성도가 일반보행에 비하여 높은 경향치를 나타내었고 통계적으로 유의한 차이가 나타났다($p<.001$).

대퇴직근에서는 IDSP에서 일반보행 시 $7.00\pm 3.13\%$ 파워워킹 시 $9.51\pm 5.73\%$, ISLS에서 일반보행 시 $7.01\pm 2.92\%$ 파워워킹 시 $11.46\pm 2.05\%$, TDSP에서 $4.72\pm 3.48\%$ 파워워킹 시 $7.08\pm 4.62\%$, TSLS에서 일반보행 시 $5.31\pm 3.61\%$ 파워워킹 시 $7.71\pm 4.68\%$ 로 나타났으며, 모든 국면에서 파워워킹의 근활성도가 일반보행에 비하여 높은 경향치를 나타내었고 ISLS, TDSP, TSLS구간에서는 통계적으로 유의한 차이가 나타났다($p<.001$).

대퇴이두근에서는 IDSP에서 일반보행 시 $55.36\pm 47.83\%$ 파워워킹 시 $97.69\pm 97.61\%$, ISLS에서 일반보행 시 $41.52\pm 38.74\%$ 파워워킹 시 $84.11\pm 76.39\%$, TDSP에서 일반보행 시 $19.83\pm 18.61\%$ 파워워킹 시 $24.75\pm 32.45\%$, TSLS에서 일반보행 시 $26.59\pm 19.41\%$ 파워워킹 시 $38.57\pm 40.70\%$ 로 나타났으며, 모든 국면에서 파워워킹의 근활성도가 일반보행에 비하여 높은 경향을 보였고 IDSP($p<.05$), ISLS($p<.01$)구간에서는 통계적으로 유의한 차이가 나타났다.

내비복근은 IDSP에서 일반보행 시 $30.76\pm 31.27\%$ 파워워킹 시 $40.63\pm 53.83\%$, ISLS에서 일반보행 시 $51.49\pm 44.95\%$ 파워워킹 시 $65.59\pm 72.02\%$, TDSP에서 일반보행 시 $41.40\pm 28.08\%$ 파워워킹 시 $118.11\pm 124.19\%$, TSLS에서 일반보행 시 $42.31\pm 39.40\%$ 파워워킹 시 $83.87\pm 94.76\%$ 로 나타났으며, 모든 국면에서 파워워킹의 근활성도가 일반보행에 비하여 높은 경향을 보였고 TDSP, TSLS구간에서는 통계적으로 유의한 차이가 나타났다($p<.05$).

외비복근에서는 IDSP에서 일반보행 시 $26.65\pm 7.95\%$ 파워워킹 시 $39.34\pm 24.11\%$, ISLS에서 일반보행 시 $55.67\pm 28.23\%$ 파워워킹 시 $74.68\pm 43.44\%$, TDSP에서 일반보행

시 $44.96\pm 30.44\%$ 파워워킹 시 $141.03\pm 63.15\%$, TSLS에서 일반보행 시 $26.80\pm 14.60\%$ 파워워킹 시 $59.11\pm 11.41\%$ 로 나타났으며, 모든 국면에서 파워워킹의 근활성도가 일반보행에 비하여 높게 나타났고 ISLS($p<.05$), TDSP($p<.01$), TSLS($p<.001$)구간에서는 통계적으로 유의한 차이가 나타났다.

전경골근은 IDSP에서 일반보행 $33.23\pm 18.51\%$ 파워워킹 시 $38.86\pm 19.82\%$, ISLS에서 일반보행 시 $19.29\pm 11.92\%$ 파워워킹 시 $42.76\pm 23.14\%$, TDSP에서 일반보행 시 $18.61\pm 14.96\%$ 파워워킹 시 $30.70\pm 24.86\%$, TSLS에서 일반보행 시 $28.82\pm 15.51\%$ 파워워킹 시 $38.75\pm 18.74\%$ 로 나타났으며, 모든 국면에서 파워워킹의 근활성도가 일반보행에 비하여 높은 경향치를 나타내었고 ISLS($p<.001$), TDSP($p<.05$), TSLS($p<.01$)구간에서는 통계적으로 유의한 차이가 나타났다.

마지막으로 가자미근에서는 IDSP에서 일반보행 시 $25.14\pm 16.67\%$ 파워워킹 시 $29.38\pm 13.03\%$, ISLS에서 일반보행 시 $101.57\pm 49.50\%$ 파워워킹 시 $115.84\pm 39.80\%$, TDSP에서 일반보행 시 $101.84\pm 74.72\%$ 파워워킹 시 $203.06\pm 55.20\%$, TSLS에서 일반보행 시 $45.63\pm 31.41\%$ 파워워킹 시 $81.86\pm 30.70\%$ 로 나타났으며, 모든 국면에서 파워워킹의 근활성도가 일반보행에 비하여 높은 경향치를 나타내었고 TDSP, TSLS구간에서는 통계적으로 유의한 차이가 나타났다($p<.001$).

위의 연구결과는 기세준 외(2005)가 정상보행과 파워워킹 시 하지근의 근전도 비교분석을 실시한 연구에서 모든 국면에서 파워워킹 시 하지근(대퇴직근, 내측광근, 외측광근, 대퇴이두근, 전경골근, 내비복근, 외비복근)의 근활성도가 높았다고 보고하여, 이러한 결과는 본 연구와 매우 일치하는 것으로 나타났다.

이상의 결과에서 나타났듯이 파워워킹 시 IDSP(initial double stance period)구간, ISLS(initial single limb support)구간, TDSP(terminal double stance period)구간, TSLS(terminal single limb support)구간의 모든 구간에서 상지의 승모근과 상완 이두근의 근활성도가 높았던 이유는 팔을 의도적으로 "V"자 형태나 "L"자의 형태로 유지하기 상지의 주동근이 수동적으로 동원되어 일반보행보다 근활성도가 높게 나타난 것으로 판단되며, 특히 상완 이두근의 경우는 근육이 수축

되어 있는 상태로 유지되기 때문에 일반보행의 근활성도에 비하여 5배 정도의 근활성이 일어난 것으로 사료된다.

하지근의 경우 파워워킹 시 IDSP구간은 오른발이 지면에 닿아 있는 상태이고 체공기를 준비하는 과정이기 때문에 상대적으로 내비복근과 외비복근의 근활성도가 높았으리라 판단되고, 발바닥을 발뒤꿈치, 발 바깥쪽, 엄지발가락 순으로 중심을 이동해야 하기 때문에 일반보행보다 전경골근의 근활성도가 높았으리라 사료된다. 파워워킹 시 ISLS구간은 오른발로만 체중을 지지하고 빠른 속도를 유지해야 하며 신체의 중심을 잡기 위하여 더욱 강한 힘으로 발바닥을 지면에 닿아야 하므로 일반보행보다 대퇴이두근, 내비복근, 외비복근, 전경골근, 가자미근의 근활성도가 높게 발생했을 것으로 판단된다. 파워워킹 시 TDSP구간은 오른발을 강한 힘으로 지면을 밀어야 하기 때문에 일반보행에 비하여 상대적으로 종아리 부분이 강하게 수축되어 내비복근과 외비복근에서 3배 정도의 근활성이 이루어진 것으로 사료된다. 파워워킹 시 TSLS구간은 오른발의 체공기 구간이므로 하지근육의 근활성도가 서서히 줄어드는 상태로 예상할 수 있으며 내비복근, 외비복근, 가자미근에서 이러한 현상을 찾아볼 수 있었다.

IV. 결 론

본 연구는 20대의 남자대학생 10명을 대상으로 파워워킹과 일반보행 시 나타나는 보행의 운동학 및 근전도 변인들의 차이를 규명하는 연구로서 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 파워워킹과 일반보행 시 지시시간, 체공시간, 전체 소요시간은 파워워킹의 소요시간이 더 적게 나타났다.
2. 파워워킹과 일반보행 시 보폭과 보폭/하지장 길이는 파워워킹에서 더 길게 나타났다.
3. 파워워킹과 일반보행 시 발목 관절각에서는 파워워킹의 LIC, RTO순간 발목이 높은 저축굴곡이 되어지는 양상을 보였으며, 무릎 관절각에서는 전체적으로 파워워킹 시 무릎을 더 많이 굴곡하여

걷는 양상을 나타냈고, 고관절에서도 파워워킹 시 LIC, RTO순간 고관절을 더 많이 굴곡하여 걷는 패턴을 나타냈다. 어깨관절각과 팔꿈치관절각에서는 파워워킹의 특성으로 파워워킹 시 어깨의 움직임이 더 컸으며, 팔꿈치를 더 많이 굴곡하여 걷는 형태를 나타냈다.

4. 파워워킹 시 모든 구간의 모든 근육에서 근활성도가 높게 나타났는데, 특히 상지근의 상완이두근과 하지근의 내비복근, 외비복근, 가자미근에서 높은 근활동이 일어났다.

본 연구의 내용을 정리해보면 파워워킹 시 신체의 활동범위와 근활동성이 일반보행에 비하여 상대적으로 높게 나타나 전신의 근력강화 및 에너지 대사에 많은 도움을 줄 것으로 사료되며, 다이어트와 웰빙에 관심이 있는 사람에게 유용한 정보가 될 것으로 생각된다.

참 고 문 헌

- 기세준, 김연정, 장익제, 채원식(2005). 정상보행과 파워보행 시 하지근의 근전도 비교 추계 한국운동역학회 학술대회 & 스포츠용품 심포지엄 논문집, 63-74.
- 김로빈(2000). 보행시 속도와 보폭 변화에 따른 하지관절의 운동역학적 분석. 미간행 박사학위 논문. 연세대학교 대학원.
- 김상원, 선주성(2004). 한국형 파워 워킹. 조선일보사.
- 김유신(2002). 트레드밀 보행 시 경사도와 속도에 따른 보행형태의 운동학적 분석. 미간행 석사학위 논문. 강릉대학교 대학원.
- 문곤성(2005). 보행 속도 변화에 따른 발목 관절의 운동학적 분석과 하퇴 근육의 근전도 분석. 한국운동역학회지, 15(1), 177-195.
- 성기홍(2004). 파워 워킹. 21세기북스.
- 이병구(2004). 파워 워킹. 중앙일보사.
- 정철수, 신인식, 서정석, 은선덕(2001). 연령과 속도에 따른 보행 형태와 역학적 효율성 분석. 한국운동역학회지, 10(2), 205-219.
- 한상덕(1983). 인간공학. 서울: 학문사.

- Abdel-Aziz, Y. I. & Karara, H. M.(1971). Direct linear transformation from comparator coordinates into object space coordinates in close-range photogrammetry. *Proceedings of the Symposium in Close-Range Photogrammetry* 1-18. Falls Church, VA : American Society of Photogrammetry.
- Eckert, H.(1987). *Motor development*. Indianapolis, IN : Benchmark Press.
- Hof, A. L.(2002). The force resulting from the action of mono-and bi-articular muscles in a limb. *Journal of Biomechanics*, 34, 1085-1089.
- Margaria, R. (1976). *Biomechanics and Energetics of Muscular Exercise*. London: Oxford University Press.
- Ohmichi, H, & Miyashita, M. (1983). *Relationships between Step Length and Selected Parameters in Human Gait*. In H. Matsui, & K. Kobayashi(Eds.), *Biomechanic VIII-A*(pp. 480-484). Champaign, IL: Human Kinetics.
- Olney, S. J. & Richards, C.(1996). Hemiparetic gait following stroke. part 1 : Characteristics. *Gait and Posture*, 4(2), 136-148.
- Otter, A. R., Geurts, A.C.H., Mulder, T., & Duyssens, J.(2003). Speed related changes in muscle activity from normal to very slow walking speeds. *Gait and Posture*, 19(3), 270-278.
- Scott, S. H, & Winter, D. A.(1990). Internal forces at chronic running injury sites, *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 22(3), 357-369.
- Soames, R.W. & Richardson, R.P.S. (1985). *Stride length and cadence: Their influence on ground reaction forces during gait*. In D. A. Winter, R. W. Norman, R. P. Wells, K. C. Hayes, & A. E. Patla(Eds.), *Biomechanics IX-A*(pp. 406-410). Champaign, IL. Human Kinetics.
- U. S, DHHS.(1992). *Selected Topic in Surface electromyography for use in the Occupational Setting*. Expert Perspectives. DHHS. Pub.
- Whittle, M. W.(1990). *Gait analysis : An introduction*. Oxford : Orthopaedic Engineering Center University of Oxford.
- Winter, D. A.(1990). *Biomechanics and motor control of human movement*(2nd Ed), New York, NY : John wiley & sons, Inc.

투 고 일 : 04월 30일
 심 사 일 : 05월 15일
 심사완료일 : 05월 30일