

정상 보행과 발가락 보행의 하지 근육 근 활성화도 비교

김택훈, 최홍식
한서대학교 물리치료학과
김창인
연세대학교 대학원 재활학과
이진복
연세대학교 대학원 의용공학과

Abstract

Normal Walking Versus Toe-walking in Healthy Subjects: An Electromyographic Analysis

Kim Tack-hoon, M.P.H., P.T.

Choi Hong-sik, Ph.D., P.T.

Dept. of Physical Therapy, Hanseo University

Kim Chang-in, B.H.Sc., P.T.

Dept. of Rehabilitation Therapy, The Graduate School, Yonsei University

Yi Jin-bock, B.Eng., B.H.Sc., P.T.

Dept. of Biomedical Engineering, The Graduate School, Yonsei University

This study was designed to identify the effects of walking conditions (normal walking vs. toe-walking) on electromyographic (EMG) activity of gastrocnemius, tibialis anterior, and soleus muscle. Seven healthy adult males participated in this study. The exclusion criteria were orthopedic or neurologic disease, congenital anomaly or acquired deformity, or pain in low back or lower extremities. The maximal voluntary isometric contraction for each muscle was used for the reference contraction, and EMG activity of each muscle during normal walking and toe-walking was expressed as a percentage of reference contraction. The gait cycle was determined with two foot switches, and gait was normalized as 100% gait cycle for each condition. The maximal values of EMG activity in terminal stance (30~50% of gait cycle) of each condition were compared for data analysis. No significant differences were found in EMG activity of the tibialis anterior and soleus ($p>.05$), whereas significant decrement was found in EMG activity of gastrocnemius during toe-walking compared to normal walking ($p<.05$). There is a limitation to generalize the results of this study, because small number of subjects participated for this study and only EMG was used for data collection. The treatment methods should be developed to improve gait efficiency by substituting the weakened muscles secondary to upper motor neuron, or by strengthening the distal muscles in lower extremity.

Key Words: EMG activity; Gait; Gastrocnemius; Toe-walking.

1. 서론

발가락 보행(toe walking)은 뇌성마비나 뇌졸중, 외상성 뇌손상, 다발성 경화증 환자에서 나타나며, 한쪽이나 양쪽 발의 앞면(forefoot)으로 걷는 것을 말한다(Winter 등, 1987). 뇌손상 환자는 원시적인 신전근 패턴으로 인해 보행 동안 종아리근(calf muscle)의 과도한 작용이 나타난다(Perry, 1992). 뇌성마비 아동에게서 나타나는 발가락 보행은 장딴지근(gastrocnemius)과 넓다리 네갈래근(quadriceps femoris)의 이상에 기인한다고 하였다(Rose 등, 1999). 뇌성마비 아동의 이러한 비정상 보행패턴은 일차적으로는 중추 신경계의 손상에 의하여 나타나지만, 이로 인한 생체역학적인 제한(biomechanical constraint)에 의해 강화된다(Davids 등, 1999). 임상에서는 신경근 질환에 의한 직접적인 결과와 보행의 변화로 인한 생체역학적인 제한에 따른 이차적인 보상작용에 의한 변화 사이의 구별이 필요하다.

상위운동신경원 손상 환자의 치료적 접근 방법은 여러 가지가 있지만 보바스 치료의 경우, 신전성 강직(extensor spasticity)이 보행 시 발목과 발가락의 배측 굴곡을 방해한다고 하였으며, 치료는 발 신전근의 신전성 강직을 감소시켜야 한다고 하였다(Bobath, 1980). 그러나 비정상 보행패턴의 원인이 근약화에 기인한다면 이러한 치료 방법은 환자의 근력을 더욱 약화시켜 수행 능력을 더욱 약화시킬 것이다(Kerrigan 등, 2000). 근육약화는 정상 수준의 근력을 생성할 수 없는 강직성 편마비 환자들에서 볼 수 있으며, 근력의 결핍으로 인해 자세 유지, 운동의 시작, 근-골격계의 부하상태 동안의 운동 조절 등에 필요한 장력을 생성하는 근육의 능력이 감소된다고 하였다(Schmidt와 Rogers, 1982). 이러한 문제에 대한 생체역학적 모형(biomechanical model)의 접근방법은 발가락

보행을 할 때, 보행의 효율성을 증가시키는 역학적 이점이 있다는 것이다. Kerrigan 등(2000)의 연구에서 정상 보행과 발가락 보행을 비교한 결과, 발가락 보행이 입각기 말기와 전유각기(pre-swing phase)에 저축 굴곡근(plantarflexor)의 힘의 생산이 적었다고 하였고, 이것은 역학적인 이점에 의한 보상작용이라고 하였다.

생체역학적 모형의 치료방법은 발가락 보행을 감소시키고, 정상보행(heel-toe walking)을 만들기 해서는 보행의 효율을 증가시키기 위한 관련 근육군의 약화된 작용을 대처하는 방법을 사용하거나, 원위 근육을 강화시켜야 한다고 하였다(Kerrigan 등, 2000). 또 다른 연구에서는 저축 굴곡근이나 배축 굴곡근이 약한 환자에게 발목보조기(rigid ankle-foot orthosis)를 착용시켰더니 발목의 토크가 증가하고 정상보행에 가깝게 회복되었다고 보고하였다(Corcoran 등, 1970; Kerrigan 등, 1996). 뇌성마비 아동에게 보행 동안 근전도 바이오 피드백을 이용하여 저축 굴곡근을 자극하여 힘의 생산을 증가시켰더니 발가락 보행이 감소하였으며(Colborne 등, 1994), 전기자극치료를 통한 저축 굴곡근 강화도 같은 결과를 보였다(Carmick, 1993). 이러한 연구를 살펴볼 때 상위운동신경원 손상환자에게 나타나는 병적인 보행에 대한 생체역학적인 접근방법은 신경생리적 치료법과는 다른 것을 알 수 있다. 생체역학적 모형에 의한 역학적 이점에 의해 발가락 보행이 나타나고 입각기시 저축 굴곡근의 최대 토크와 발목관절의 힘 생산이 감소하였다는 연구에 기초하여 본 연구에서는 발가락 보행이 정상보행보다 입각기에서 발목 근육의 근전도상의 근 활성화도가 감소될 것이라는 가설을 설정하였다.

본 연구의 목적은 상위운동신경원 환자에게 나타나는 발가락 보행을 모의 실험(simulation)하여 정상 보행과 발가락 보행시 입각기 말기에서 작용하는 하지의 근육

중 장딴지근(gastrocnemius), 앞정강근(tibialis anterior), 가자미근(soleus)의 근 활성도의 차이를 알아보기 위하여 실시하였다.

I. 연구방법

1. 연구대상

연세대학교 원주캠퍼스에의 학생 가운데 연구참여에 동의한 건강한 성인 7명을 대상으로 하였다. 하지에 정형 외과적 혹은 신경학적 질환이 없는 자, 선천적인 기형, 하지나 허리에 통증이 없는 자로 하였다.

2. 실험도구

근전도 측정을 위해 사용한 증폭기는 Bagnoli-8 EMG System¹⁾으로 MP100WS W2에 연결하여 사용하였다. 증폭기 각 채널의 이득(gain)은 1,000으로 설정하였다. 사용한 전극은 전치증폭(preamplification) 기능이 있는 표면전극(model: DE-3.1, Delsys Inc., MA, USA)으로 이중 차동증폭(double differential amplification)이 가능한 전극이다. 전극의 공통성분제거비(CMRR: Common Mode Rejection Ratio)은 92 dB이다. 이 전극은 길이 10 mm, 폭 1 mm의 막대(bar) 형태로 막대 3개가 10 mm의 간격을 두고 일렬로 배치되어 있으며 막대의 재질은 순은으로 만들어졌다. 근전도 신호의 주파수 대역폭(bandwidth)은 20~450 Hz로 정하였으며 신호의 표본추출 비율(sampling rate)은 2048 Hz로 설정하였다. 그리고 근전도 신호의 잡음을 제거하기 위해 노치필터(notch filter) 60 Hz를 이용하였고 근전도 신호를 정량화하기 위한 방법으로 RMS(root mean square) 방법을 이용하였으며 64 표본(sample) 단위로 RMS를 계산하여 신호처리를 하였다. 이러한 근전도 신호처리와

저장은 소프트웨어 프로그램인 Acqknowledge 3.7.1 (BIOPAC System Inc., CA, USA)을 이용하였다.

발바닥 스위치는 보행주기를 구별하기 위하여 사용하였으며 MP100WSW에 연결하여 근전도 신호와 동시에 저장하였다. 그리고 보행주기를 표준화하기 위해 Matlab (MathWorks, Inc., MA, USA)프로그램을 이용하였다.

3. 보행방법과 보행주기의 측정

가. 정상보행과 발가락 보행방법

정상 보행은 연구 대상자가 평소대로 편안하게 걷게 하였고, 발가락 보행은 두 다리 중 한쪽의 무릎을 편 상태에서 발뒤꿈치를 들고 걷게 하였으며 다른 한 발은 평소처럼 걷게 하였다. 각 대상자에게 우세 발로 발가락 보행을 하도록 하였으며 각 3회씩 반복하여 걷게 하였다. 각각의 보행 속도를 통제하기 위하여 메트로놈(metronome)을 사용하였으며 분당 76보의 속도로 걷게 하였다. 측정을 시작하기 전 대상자가 메트로놈 박자에 의한 보행 속도에 익숙해 질 때까지 충분한 연습 시간을 두었다.

나. 보행주기의 측정

보행주기는 첫 발뒤꿈치가 닿는 시점부터 다음 발뒤꿈치가 닿는 시점까지이다. 보행주기를 구분하기 위해 두 개의 발바닥 스위치(footswitch)를 이용하였다. 발바닥 스위치는 우세 발에 부착하였으며 하나는 첫 번째 발허리뼈머리(head of metatarsal bone) 아래에 부착(이하 발허리뼈 스위치)하였고, 다른 하나는 발꿈치뼈(calcaneus) 아래에 부착(이하 발꿈치뼈 스위치)하였다.

정상보행에서 발뒤꿈치 닿기(heel strike)는 발꿈치뼈 스위치가 켜진 시점으로 하였으며, 두 개의 발바닥 스위치가 모두 켜있는 시기를 중간 입각기(midstance)로 보았고 발꿈치뼈 스위치가 꺼진 시점을 발뒤꿈치 들기(heel

1) Delsys Inc., MA, USA

2) BIOPAC System Inc., CA, USA

off)로 보았다. 발허리뼈 스위치가 꺼진 시기를 발가락 떼기(toe off)시기로 보았다. 따라서 발꿈치뼈 스위치가 켜진 시점부터 발허리뼈 스위치가 꺼지기 전까지를 입각기로 간주하였다. 그리고 발허리뼈 스위치가 꺼진 시점부터 같은 발의 발꿈치뼈 스위치가 다시 켜지기 전까지를 유각기로 간주하였다.

발가락 보행은 발허리뼈 스위치만 작동하므로 스위치가 켜져 있는 시기를 입각기로 간주하였고 스위치가 꺼진 시기를 유각기로 간주하였다.

다. 보행주기의 표준화과정

대상자간의 보행주기를 맞추기 위하여 보행 속도를 일정하게 하였으나 보행주기를 따지는 시간이 서로 달랐다. 따라서 대상자간 보행주기를 비교하기 위해서 보행주기에 대한 표준화가 필요하였다. 발바닥 스위치에 의해 구분된 보행 한 주기에 해당하는 근전도 신호를 ASCII 파일로 저장한 뒤 Matlab 프로그램을 이용하여 보행주기를 100%로 표준화하였다.

4. 근전도 신호의 측정 및 표준화 과정

가. 전극부착

표면전극을 피부에 부착하기 전 모든 대상자에게 피부 저항을 감소시키기 위한 일련의 처리과정을 거쳤다. 전극 부착부위에 털이 있는 경우 면도를 하여 털을 제거한 뒤, 사포를 이용하여 각질을 제거하였으며 알코올로 닦았다. 그리고 표면전극에 전해질 젤을 문힌 뒤 테이프를 이용하여 고정하였다. 이 때 전극을 구성하는 막대의 길이방향이 근섬유의 주행방향과 수직이 되도록 부착하였다.

앞정강근의 전극 부착부위는 경골결절(tibial tuberosity)에서 네 손가락 아래 경골능(tibial crest)의 외측으로 한 손가락 떨어진 위치에 부착하였다. 장딴지안쪽갈래근(gastrocnemius

medial head)은 종아리 안쪽 근육에서 다리 오금선(popliteal crease) 아래로 손 하나 떨어진 위치에 부착하였다. 가자미근은 종아리 아래쪽으로 1/3되는 지점에 발꿈치힘줄(calcaneal tendon)의 외측에 부착하였다.

나. 근전도 신호의 표준화과정

근전도 신호를 대상자간 비교나 근육간 비교 또는 측정일간 비교를 하기 위해서 표준화 과정이 필요하다. 근전도 신호를 표준화하는 방법은 최대 등척성 수축(Maximal Voluntary Isometric Contraction: MVIC)을 사용하여 표준화하는 %MVIC 방법과 특정 동작의 근 수축을 기준 수축(reference contraction)으로 삼아 이를 기준으로 표준화하는 %RVC 방법이 있다(Cram 등, 1998). 이번 실험에서는 최대 등척성 수축을 이용하는 %MVIC 방법을 사용하여 보행 시 근전도 신호를 표준화하였다.

최대 등척성 수축은 각각 5초 동안 지속하도록 하였으며 세 근육에서 각각 2회씩 측정하였다. 5초간의 근 수축동안 얻은 근전도 신호 중 최대값을 최대 등척성 수축값으로 정하였다. 이 값으로 두 가지 보행방법동안 얻은 근전도 신호를 나누어 각 근육의 근전도 신호를 표준화하였다.

장딴지근, 앞정강근, 가자미근의 최대 등척성 수축은 Daniel과 Worthingham의 맨손근력검사(manual muscle testing) 자세에서 측정하였다(Hislop과 Montgomery, 1995). 장딴지근의 측정자세는 선 자세에서 비우세쪽 다리는 의자에 힘을 뺀 상태로 올려놓고, 우세쪽 다리는 무릎을 펴고 발뒤꿈치를 들게 한 뒤 양쪽 어깨 부위에 5초 동안 최대 저항을 주었다. 가자미근은 장딴지근의 측정자세와 같으나 무릎을 구부린 상태에서 발뒤꿈치를 들게 하였다. 앞정강근의 측정자세는 선 자세에서 발목을 배측굴곡하게 한 후 발허리뼈에 부위에 최대 저항을 주면서 5초 동안 근전도

신호를 측정하였다.

5. 자료분석 방법

보행 중에 얻은 근전도 신호를 최대 등척성 수축값으로 나누어 표준화하였다. 그리고 두 가지 보행 방법(정상보행, 발가락 보행)의 보행주기를 표준화하였다. 정상 보행주기를 100%로 보았을 때 추진력을 얻는 시기인 입각기 말기(terminal stance)는 30~50% 시기에 해당한다(Perry, 1992). 그러므로 이번 실험에서 30~50% 시기를 비교구간으로 정하였으며 이 시기에 세 근육의 근전도 신호량(%MVIC) 중 최대값을 측정값으로 하였다. 보행에 따라 근전도 신호량(%MVIC)의 최대값에 차이가 있는지를 분석하기 위해 짝비교 t-검정을 이용하였다.

III. 결과

1. 연구대상자의 일반적 특성

연구대상자로 참여한 남성 7명의 평균 연령은 32세, 평균 체중은 69.2 kg, 평균 신장은 174.1 cm이다(표 1).

2. 보행방법에 따른 각 근육의 근전도 신호(%MVIC)의 최대값의 비교

전체 보행주기의 30~50%에 해당하는 입각기 말기 시기에서 앞정강근과 가자미근의 근전도 신호량의 최대값은 보행 방법에 따라 유의한 차이가 없었다($p>.05$), (표 2). 장딴지

근은 정상 보행의 입각기 말기 시기에서 근전도 신호량의 최대값이 크게 나타났으며 통계학적으로 유의한 차이가 있었다($p<.05$), (표 2), (그림 1). 대상자 7명에게서 측정된 장딴지근에서의 근전도 신호량(%MVIC)을 전체 보행주기에 대해 평균한 결과는 그림 2와 같은 양상을 나타내었다.

표 1. 연구대상자의 일반적 특성 (N=7)

일반적 특성	평균±표준편차	범 위
연령(세)	32.0±3.0	28.0~38.0
신장(cm)	174.0±8.7	160.0~183.4
체중(kg)	69.2±11.2	56.5~86.0

IV. 고찰

뇌성마비 아동의 발가락 보행은 장딴지근과 넙다리 네갈래근의 과도한 작용에 기인한다고 하였다(Rose 등, 1999). 여러 치료방법들이 정상 보행(normal heel-toe walking)을 수행하는 것을 목표로 한다. 연속적인 석고붕대, 적극적인 신장법(Ricks와 Eilert, 1993), 신경, 운동점 차단법(Decq 등, 1998) 등 대부분의 치료가 아킬레스건과 저축 굴곡근에 치료의 많은 부분이 집중된다. 이러한 치료 후 발목관절의 배측 굴곡각도는 증가하고 보행 동안 발뒤꿈치 닿기가 좋아졌다고 하지만 보행의 효율(walking efficiency)이 증가했다는

표 2. 보행주기 중 입각기 말기에서 보행 방법에 따른 세 근육의 근전도 신호량(%MVIC)의 비교 (단위: %)

근 육	정상 보행	발가락 보행	t-값
장딴지근	45.50±22.38*	34.51±12.49	2.487*
앞정강근	2.08±1.82	3.34±1.99	-1.020
가자미근	36.28±11.48	33.18±9.94	.727

*평균±표준편차

* $p<.05$

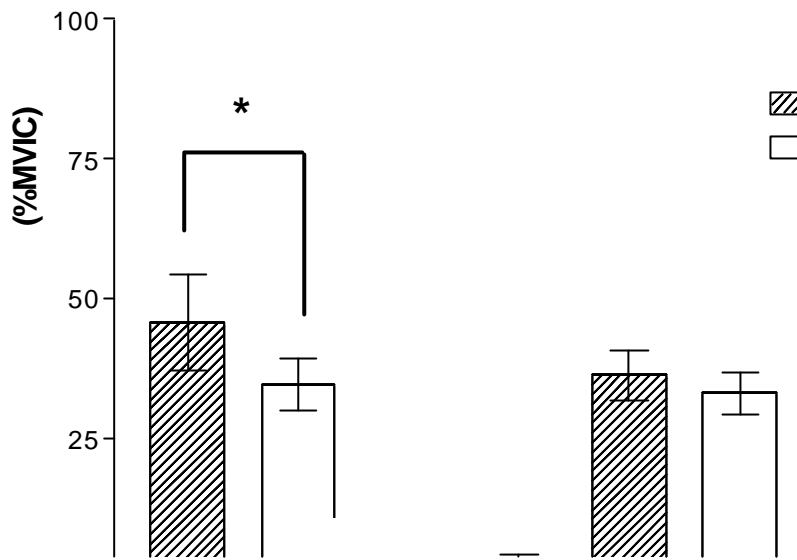


그림 1. 보행주기 30~50%에서 보행 방법에 따른 세 근육의 근전도 신호량(%MVIC) 비교 (* $p < 0.05$)

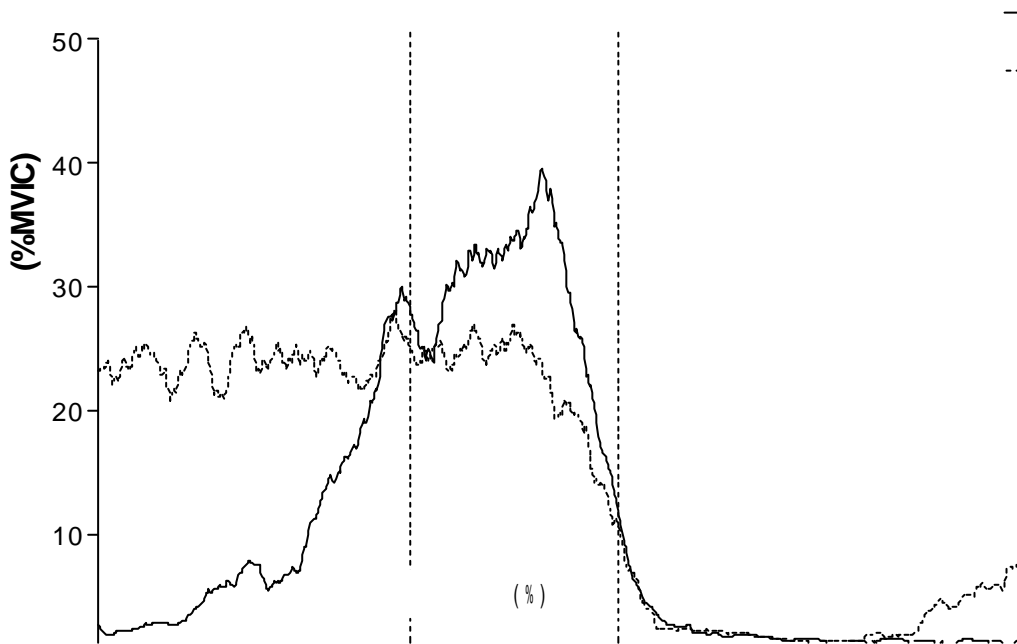


그림 2. 보행주기 중 입각기 말기(300~50%)에서의 장딴지근의 근전도 신호량(%MVIC)

자료는 부족하다. 생각해 볼 수 있는 가설은 발가락 보행을 할 때, 보행의 효율성을 증가시키는 역학적 이점이 있다는 것이다. 즉 발가락 보행동안 발목은 저축 굴곡되어 있는 상태, 이것이 발목관절과 지면 반발력 선(ground reaction force line)사이의 거리를 짧게 하여 입각기 말기에 저축 굴곡근의 최대 근력생산을 감소시킨다. 게다가 발목이 저축 굴곡 상태로 고정되어 있어 입각기 말기 지점과 전유각기(preswing)에서의 발목 저축 굴곡근의 구심성 수축력이 감소된다고 하였다(Kerrigan 등, 2000).

본 연구의 가설은 생체역학적 모형에 의한 역학적 이점에 의해 발가락 보행이 나타나고, 입각기시 저축 굴곡근의 최대 토크와 발목관절의 힘 생산이 감소하였다는 연구에 기초하여 발가락 보행이 정상보행보다 입각기에서 발목 근육의 근전도상의 근 활성도의 감소가 있다는 것이었다. 이것을 알아보기 위해 정상보행과 발가락 보행 시에 측정된 각 근육의 근전도 값을 최대 등척성 수축값으로 나누어 표준화한 뒤 비교하였다.

보행의 주기는 발바닥 스위치를 이용하여 추정하였고, 두 보행 방법을 100% 보행주기로 표준화하였다. 전체 보행주기 중 30~50% 시기에서의 각 근육의 근전도 신호량(%MVIC)의 최대값을 비교하였다. Perry(1992)는 전체 보행주기에서 30~50%는 입각기 말기에 해당하며 전적으로 한 발로만 서 있는 시기로, 발뒤꿈치 들기(heel rise)시점부터 다른 발의 발뒤꿈치 닿기가 일어나기 전까지의 시기라고 하였다. Kalen 등(1986)의 연구에 의하면 특발성 발가락보행 환자의 경우 보행주기의 15~50%의 입각기 동안 장딴지근이 근전도상 활성화 되었다고 하였다. 이러한 이유로 30~50%의 입각기가 선택되었으며 연구결과, 보행주기 30~50% 기간동안에 앞정강근, 가자미근의 근전도 신호의 최대값은 보행 방법에 따라 유의한 차이를 보이지 않았으나($p>.05$),

장딴지근은 보행 방법에 따라 통계학적으로 유의한 차이를 보였다($p<.05$). 이러한 결과로 볼 때 입각기의 발뒤꿈치 들기와 발가락 떼기(toe off) 때의 최대토크와 발목관절의 힘 생산이 감소하는 이유 중 장딴지근의 작용이 감소되는 것과 관계가 있다고 생각할 수 있다.

장딴지근의 약화로 인한 역학적 보상작용으로 발목의 저축굴곡이 일어난다. 이러한 것을 해결하기 위해서는 위에 언급한 장딴지근, 아킬레스건을 늘리는 것만으로는 정상보행을 성취하기 어려우므로 이 근육의 근력강화가 필수적이고 근력강화가 불가능하다면 보조기와 같은 다른 대체 방법이 필요한 것이다. 본 연구의 대상자 수가 적었고, 생체역학적인 자료중 근전도 자료만으로 결론을 일반화하기에는 문제가 있지만, 치료모형의 다양화를 위한 관점에서 역학적 모형에 대한 보다 폭넓은 연구가 필요하고 본다.

V. 결론

본 연구는 7명의 정상 성인 남자를 대상으로 정상보행과 발가락보행을 실시하여 장딴지근, 앞정강근, 가자미근의 근활성도 차이를 근전도를 통해 비교하였다. 연구대상은 하지에 정형 외과적 혹은 신경학적 질환이 없는 자, 선천적인 기형, 하지나 허리에 통증이 없는 자로 하였다. 정상 보행과 발가락 보행 시에 측정된 각 근육의 근전도 신호량을 최대 등척성 수축값으로 나누어 표준화한 뒤 비교하였다. 보행의 주기는 발바닥 스위치를 이용하여 추정하였고, 두 보행 방법을 100% 보행주기로 표준화하였다. 전체 보행주기 중 30~50% 기간 동안 측정된 근전도 신호량(%MVIC)의 최대값을 비교한 결과 다음과 같은 결과를 얻었다.

전체 보행주기의 30~50%에 해당하는 입각기 말기 시기에서 앞정강근과 가자미근에

서 측정된 근전도 신호량의 최대값은 보행 방법에 따라 유의한 차이가 없었으나($p>.05$), 장딴지근은 정상 보행에서 근전도 신호량의 최대값이 크게 나타났으며 통계학적으로 유의한 차이를 보였다($p<.05$). 이러한 결과는 본 연구의 가설과 일치한다. 그러나 연구대상이 적었고 근전도의 결과만으로 일반화하는 것이 문제는 있지만, 임상에서 상위운동신경원 손상환자의 정상보행을 만들기 위해서는 관련 근육군의 약화된 작용을 대치하는 방법을 사용하거나, 원위부 근육을 강화하여 보행의 효율을 증가시키는 치료가 필요하다고 사료된다.

인용문헌

- Bobath B. Adult Hemiplegia: Evaluation and Treatment, 3rd ed. London, Heinemann Medical Book, 1980:118.
- Carmick J. Clinical use of neuromuscular electrical stimulation for children with cerebral palsy, Part I: lower extremity. *Phys Ther*, 1993;73:505-513.
- Colborne GR, Wright FV, Naumann S. Feedback of triceps surae EMG in gait of children with cerebral palsy: a controlled study. *Arch Phys Med Rehabil*, 1994;75:40-45.
- Corcoran PJ, Jbsen RH, Brengelman GL, et al. Effects of plastic and metal leg braces on speed and energy cost of hemiplegic ambulation. *Arch Phys Med Rehabil*, 1970;51:69-77.
- Cram JR, Kasman GS, Holtz J. Introduction to Surface Electromyography. Gaithersburg, An Aspen Pub., 1998:43-78.
- Davids JR, Foti T, Dadelstein J, et al. Voluntary (normal) versus obligatory (cerebral palsy) toe-walking in children: a kinematic, kinetic, and electromyographic analysis. *J Pediatr Orthop*, 1999;19(4):461-469.
- Decq P, Cuny E, Filipetti P, et al. Role of soleus muscle in spastic equinus foot. *Lancet*, 1998;352:118.
- Hislop HJ, Montgomery J. Muscle Testing: Techniques of Manual Examination, 6th ed. Saunders, 1995:212-219.
- Kalen V, Adler N, Bleck EE. Electromyography of idiopathic toe-walking. *J Pediatr Orthop*, 1986;5:31-33.
- Kerrigan DC, Thirunarayan MA, Sheffler LR, et al. A tool to assess biomechanical gait efficiency: a preliminary clinical study. *Am J Phys Med Rehabil*, 1996;75:3-8.
- Kerrigan DC, Riley, PO, Rogan S, et al. Compensatory advantage of toe walking. *Arch Phys Med Rehabil*, 2000;81(1):38-44.
- Perry J. Gait Analysis: Normal and Pathological Function. New York, McGraw-Hill, 1992:195-196.
- Ricks NR, Eilert RE. Effects of inhibitory casts and orthoses on bony alignment of foot and ankle during weight-bearing in children with spasticity. *Dev Med Children Neurol*, 1993;35:11-16.
- Rose J, Martin J, Torburn L, et al. Electromyographic differentiation of diplegic cerebral palsy from idiopathic toe walking: involuntary coactivation of the quadriceps and gastrocnemius. *J Pediatr Orthop*, 1999;19(5):677-684.
- Schmidt GL, Rogers MW. Factors contributing to the regulation and clinical assessment of muscular strength. *Phys Ther*, 1982;62:1283-1290.
- Winter TF, Gage JR, Hicks R. Gait patterns in spastic hemiplegia in children and young adults. *J Bone Joint Surg Am*, 1987;69:437-441.