

족관절의 근전도를 이용한 보행운동의 실험적 연구

Experimental Study on Walking Motion by Ankle Electromyograms

홍 종 한* · 전 한 용* · 전 재 현* · 정 순 일* · 김 진 오† · 박 광 훈**

J. H. Hong, H. Y. Chun, J. H. Jeon, S. I. Jung, J. O. Kim and K. H. Park

(2011년 7월 8일 접수 ; 2011년 9월 22일 심사완료)

Key Words : Ankle Joint(족관절), Electromyograms(근전도), Walking(보행), Motion(운동)

ABSTRACT

This paper experimentally deals with the relationship between the ankle electromyogram(EMG) and walking motion in order to activate the ankle joint of a walking-assistance robot for rehabilitation. Based on the anatomical structure and motion pattern of an ankle joint, major muscles were selected for EMG measurements. Surface EMG signals were monitored for several human bodies at various stride distances and stride frequencies. Root-mean-squared magnitude of EMG signals were related with the walking conditions. It appeared that the magnitude of the ankle EMG signal was linearly proportional to the stride distance and stride frequency, and thus to the walking speed.

1. 서 론

보행 재활 훈련용 보행보조 로봇이 국내에서도 개발되었다⁽¹⁾. 노인 인구 증가와 장애로 인한 보행 재활 훈련 수요가 증가하는 추세에 따른 것이다. 이 장치는 트레드밀(treadmill) 위에서 정상 보행 패턴을 따라 보행운동을 반복하도록 한다.

보행보조 로봇을 개발하기 위한 연구가 국내외에서 활발하게 진행되고 있다. 미국 Berkeley 대학에서 개발된 외골격 보행보조 로봇인 BLEEX⁽²⁾는 보행 할 때 부족한 근력을 보충하기 위한 근력보조 장치이다. 이는 정상인의 보행 근력 향상을 도울 수 있으나 재활훈련에는 적합하지 않다. 일본 CyberDyne사에서 개발된 착용형 로봇인 HAL (hybrid assistive limb)⁽³⁾은 생체 전기 신호를 이용하여 보행을 돕는 장치이다. 스위스 Hocoma사에서

개발된 Lokomat⁽⁴⁾은 트레드밀 위에서 정상 보행 패턴을 따라 보행 운동을 반복시키는 장치이다. 이 장치는 고관절과 슬관절 구동을 통한 재활을 수행하지만 족관절의 운동과 관련된 구동 요소는 갖추고 있지 않다.

이 논문은 트레드밀을 이용하는 보행 재활 훈련용 보행보조 로봇⁽¹⁾의 족관절 기능을 향상시키기 위한 연구의 일환이다. 수동적인 운동을 반복하면 근육의 마비를 방지할 순 있지만 재활 효과가 낮으므로, 능동적으로 근육을 직접 움직이게 하여 보행을 보조하는 방식이 바람직하다. 보행 의지를 감지하기 위하여 관절의 근전도를 측정하는 방안이 적용될 수 있다. 실험을 통하여 측정된 근전도와 보행운동의 상관관계를 밝히는 것이 이 논문의 목적이다.

인체 상지 중 수관절에서 근전도를 측정하여 관절 운동과의 상관관계를 밝힌 사례가 있다^(5,6). 같은 방법을 하지 관절에 적용할 수 있다. 이 논문은 다양한 보행 속도와 보행 주기에서 족관절에서의 근전도를 측정하고 결과 데이터를 분석하여 근전도 크기와 보행운동의 상관관계를 밝힌다.

† 교신저자; 정회원, 숭실대학교 공과대학 기계공학과
E-mail : jokim@ssu.ac.kr

Tel : (02)820-0662, Fax : (02)820-0668

* 정회원, 숭실대학교 대학원 기계공학과

** (주)피엔에스미캐닉스

2. 족관절 구조, 운동형상 및 주요 근육

2.1 족관절의 해부학적 구조 및 운동 형상

발은 보행 동안 충격을 흡수하고 신체가 앞으로 나아갈 수 있게 한다. 족관절은 발의 움직임을 가능하게 하는 관절로서, Fig. 1에 보인 바와 같이 하퇴(shank)의 경골(tibia) 및 비골(fibula)과 후족부(rearfoot)의 거골(talus)로 구성된다⁽⁷⁾. 이러한 뼈들로 구성된 족관절은 일반적으로 근위 경비관절과 원위 경비관절을 포함한 거퇴관절(talocrural joint)을 일컫는다.

족관절의 운동은 인체의 각 평면(전두면, 시상면, 수평면)에서 회내와 회외 운동으로 구분된다⁽⁷⁾. 족관절인 거퇴관절의 운동은 주로 시상면에서 배측 굴곡(plantar flexion) 및 저측 굴곡(dorsiflexion) 운동으로 나타나며, 이것이 보행에서 족관절의 주된 운동이다.

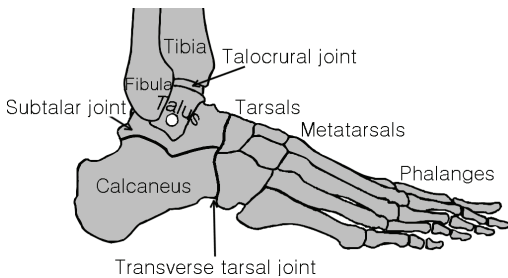


Fig. 1 Main joints and skeletons at an ankle

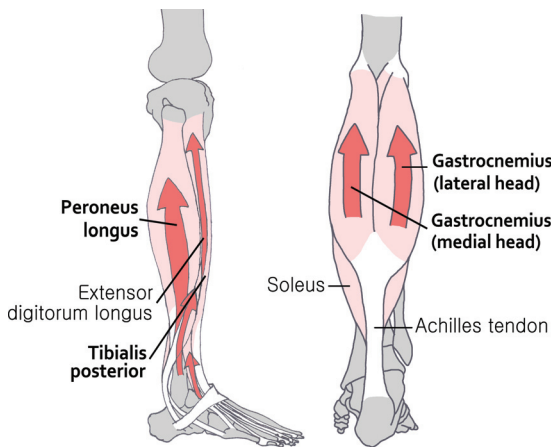


Fig. 2 Main muscles at an ankle

2.2 족관절의 주요 근육

족관절에 위치한 근육들은 서 있는 자세를 위한 정적인 조절, 보행운동을 위한 동적인 전진 및 충격 흡수의 기능을 한다. 각 근육들의 생리학적 횡단면적이 클수록 큰 힘을 낸다⁽⁵⁾. 따라서, 보행 운동에 따른 족관절 주요 근육의 근전도 신호를 측정할 때, 단면적의 크기를 고려하여 주요 근육을 선정할 수 있다. 족관절의 주요 근육들을 Fig. 2에 나타내었다.

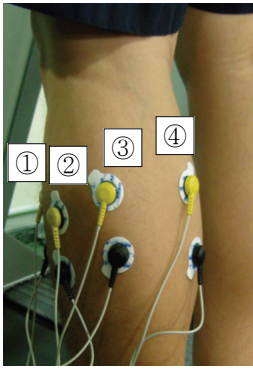
족관절을 배측 굴곡 시키는 전방 구획의 근육들은 전경골근(tibialis posterior), 장지신근(extensor digitorum longus), 장무지신근(extensor hallucis longus), 제3비골근(peroneus tertius) 등으로서, 보행 할 때 입각기 초기와 유각기 동안 활동적으로 움직인다. 입각기 중반부터 후반까지 활동적인 외측 구획 근육들은 Fig. 2에 보인 장비골근(peroneus longus)과 단비골근(peroneus brevis)으로서, 발을 회외 운동시키고 족관절을 저측 굴곡시킨다⁽⁷⁾.

후방 구획 근육들은 족관절을 저측 굴곡 시키며 입각기 동안에 가장 활동적으로 작용한다. 이들은 표층 근육군과 심부 근육군으로 나뉜다. 표층 근육군에는 Fig. 2에 보인 비복근(gastrocnemius), 가자미근(soleus), 족척근(plantaris)이 있으며, 표면근전도 신호를 측정하는 대상이다. 이 연구에서는 전경골근, 장비골근, 비복근을 근전도 측정 대상으로 선정하였다.

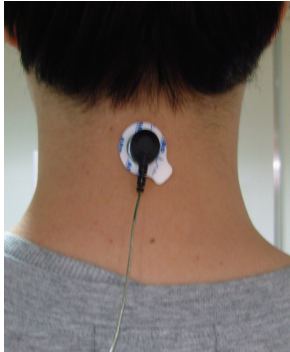
3. 근전도 신호 측정

3.1 측정 장치 및 방법

족관절 주요 근육의 표면근전도 신호 측정에는 통상적인 EMG 측정 장비를 활용한다. 근전도 측정장비는 침근전도(needle EMG) 방식과 표면근전도(surface EMG) 방식으로 나뉜다⁽⁸⁾. 침근전도 방식은 운동신경 세포로부터 근섬유다발에 이르는 경로에서 관찰되는 신경펄스열로부터 근전도를 측정한다. 실제로는 근에 바늘을 삽입하여 근섬유에 전달되어 온 전기 신호를 관측한다. 표면근전도 방식은 피부 표면에서 근전도를 측정한다. 대상으로 하는 근을 덮고 있는 피부 상에 표면전극을 배치하여 전기신호를 관측한다. 이 연구에서는 신체 운동 해석을 위한 계측에 비교적 용이하게



(a) EMG sensor



(b) Earth electrode

Fig. 3 EMG sensor locations

사용할 수 있는 표면근전도 방식을 선택하였다.

사용한 표면근전도 측정 장치는 LAXTHA사의 제품으로서, 컨트롤러(PolyG-A)와 표면근전도 센서(SECS-4)로 구성된다. 이 센서는 설치가 용이하여 의학 전문인이 아닌 일반인이 사용할 수 있다. Fig. 3의 (a)는 족관절의 주요 근육에 대한 센서 부착 위치를 보여주고, (b)는 접지 전극 부착 위치를 보여준다. Fig. 3(a)의 숫자는 센서 채널 번호로서, 각 센서의 위치는 Table 1에 기재한 주요 근육의 위치에 해당한다. 네 개의 주요 근육은 전경골근, 장비골근, 외측두 비복근, 내측두 비복근이다.

사람마다 근섬유의 조성이 달라 근전도 신호의 크기가 다를 수 있으므로, 피험자를 5명으로 하여 평균적인 경향을 분석하였다. 피험자들의 신장은 173.6 ± 4.3 cm, 체중은 69.4 ± 11.3 kg이다. 피험자들을 대상으로 활보 빈도, 즉 1분당 활보 횟수를 세 가지 40, 60, 90 spm(stride per minute)로 선정하고, 활보 거리를 세 가지(가령, 0.9, 1.2, 1.8 m 등)로 선정하여, Table 2의 보행 조건들로 트레드밀에서 보행하며 근전도를 측정하였다.

피험자별로 동일한 보행조건에서 2회씩 총 18회 측정을 하였다. 또한 피험자가 별도의 긴장을 하지 않도록 하기 위하여 측정여부를 알리지 않고, 임의로 약 20~30초 가량의 신호를 측정하였다.

Table 1 Major muscles at an ankle joint

Channel No.	Muscle appellation	Muscle function	Working moment
Ch. 1	Tibialis posterior	Dorsiflexion	Swing phase
Ch. 2	Peroneus longus	Eversion	Stance phase
Ch. 3	Gastrocnemius (lateral head)	Plantar flexion	Toe-off
Ch. 4	Gastrocnemius (medial head)	Plantar flexion	Toe-off

Table 2 Walking speeds at various stride distances and stride frequencies(spm, stride per minute)

Stride distance (m)	Walking speed(km/h)		
	40 spm	60 spm	90 spm
0.9	2.2	3.2	4.3
1.2	2.9	4.3	5.8
1.8	4.3	6.5	8.6

3.2 측정 결과

Fig. 4는 20초 간 측정된 EMG 신호의 예이다. 이는 외측두 비복근에서 측정된 근전도 신호이다. 활보 주기 동안의 근전도 신호 크기 변화를 관찰한 사례도 있으나⁽⁸⁾, 이 연구에서는 여러 주기 동안의 평균 신호크기를 구하였다. 측정된 근전도 신호는 Fig. 4에서 보듯이 0을 기준으로 진동하므로 산술 평균값은 무의미하다. 근전도 신호의 크기를 나타내는 방법으로는 제곱평균제곱근(RMS, root mean square), 적분 근전도(IEMG, integrated EMG), 정류평균값(ARV, average rectified value) 등이 있는데⁽⁸⁾, 이 논문에서는 제곱평균제곱근(V_{RMS})을 택하였다.

근전도 신호 V 를 제공하고 구간내의 평균을 구한 후에 제곱근을 취하는 방식으로 V_{RMS} 를 구하였다. V_{RMS} 는 그 결과가 일정 시간 동안의 평균이므로 근육을 수축시키는 근전도의 크기를 시간에 무관하게 파악하는데 적합하다.

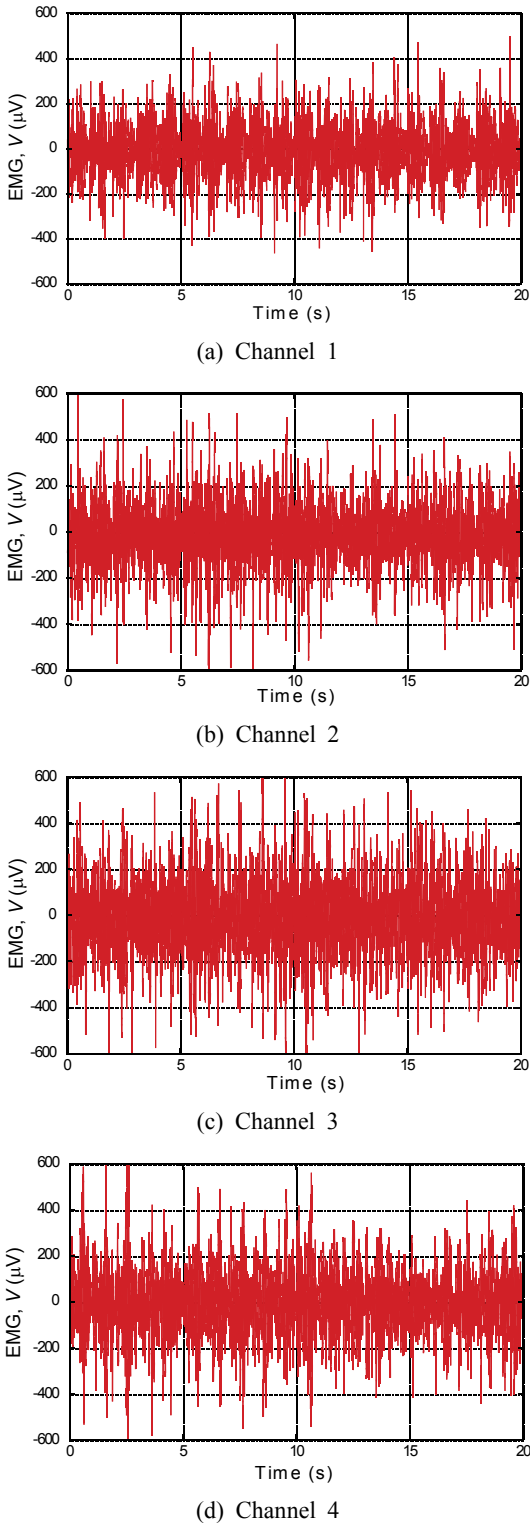


Fig. 4 EMG signals measured at 1.2 m stride and 60 spm

4. 보행운동과 근전도 분석

Fig. 4의 근전도 신호를 분석 할 때 왜곡이 발생하는 것을 방지하기 위하여 근전도의 신호 포화 (saturation) 및 잡음(noise)의 과다를 미리 확인한다. 신호 포화는 최대 측정범위를 넘어서는 근전도가 발생하는 현상이다. 이는 범위 설정 오류로부터 나타나며, 과위의 분석 결과에 왜곡을 유발한다. 잡음은 전극과 연결된 기선의 흔들림이나 기기의 불완전한 접속 때문에 나타나는 현상이다. 이는 신호 크기의 분석에 왜곡을 유발하므로 잡음이 클 경우 측정 결과를 사용하지 않는다.

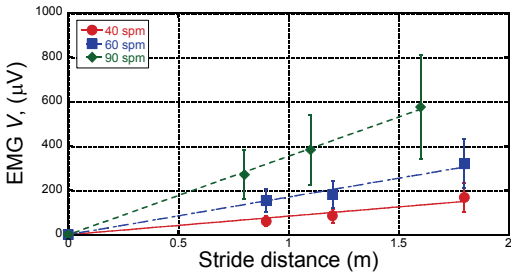
Fig. 4와 같은 근전도 신호 데이터로부터 V_{RMS} 를 얻는다. 활보 거리와 활보 빈도에 따른 근전도 신호 크기 V_{RMS} 를 Table 3에 나타내었다. 이 분석 결과를 그래프로 나타낸 것이 Figs. 5~6이다.

Fig. 5는 근전도 신호 크기를 활보 거리의 함수로 나타낸 것이다. 근전도 신호 크기가 활보 거리에 선형 비례하는 경향을 보인다. 데이터에 편차가 30~50% 있는데 이는 피험자 5인의 개인별 근전도 신호 크기 차이에 의한 것이다.

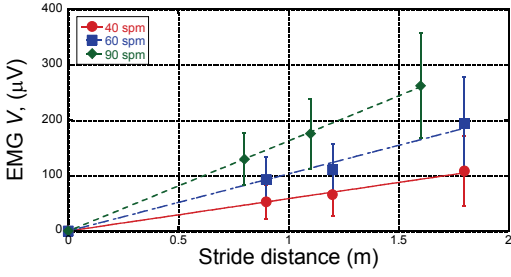
Fig. 6은 근전도 신호 크기를 활보 빈도(spm)의 함수로 나타낸 것이다. 근전도 신호 크기가 활보 빈도에 선형 비례하는 경향을 보인다. 보행 속도는 활보거리와 활보빈도의 곱으로서 두 가지 변수에 비례하므로, 족관절 근전도 신호 크기는 보행 속도에 비례하는 것을 알 수 있다.

Table 3 EMG magnitudes at various walking conditions

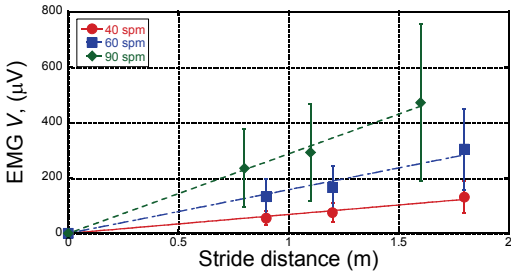
Stride distance (m)	Stride frequency (spm)	EMG magnitude, V_{RMS} (μV)			
		Ch. 1	Ch. 2	Ch. 3	Ch. 4
0.9	40	60.5	52.5	54.7	52.7
	60	153.9	93.3	132.6	94.2
	90	270.4	129.6	234.9	173.3
1.2	40	85.2	65.6	74.7	58.5
	60	180.7	110.3	165.4	119.0
	90	383.0	175.8	292.4	230.4
1.8	40	167.3	108.1	131.0	84.9
	60	320.1	194.1	303.5	197.7
	90	575.7	262.1	472.0	310.8



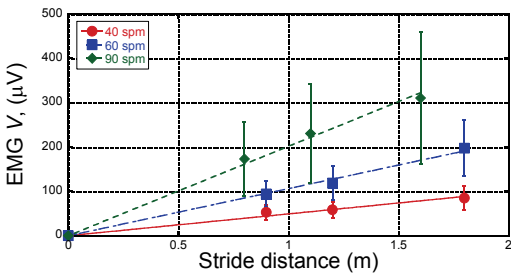
(a) Channel 1



(b) Channel 2

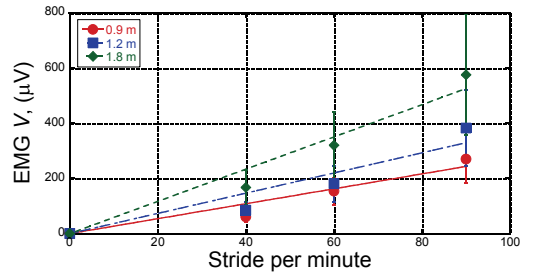


(c) Channel 3

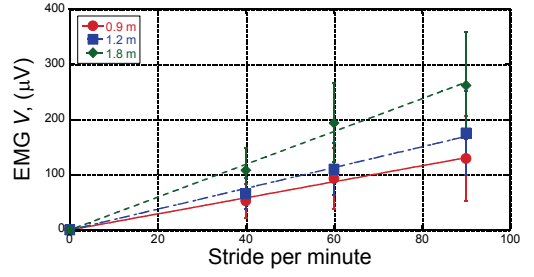


(d) Channel 4

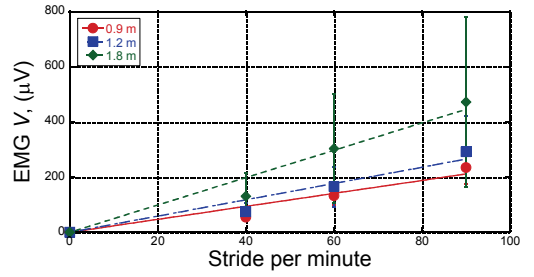
Fig. 5 EMG magnitudes at various stride distances



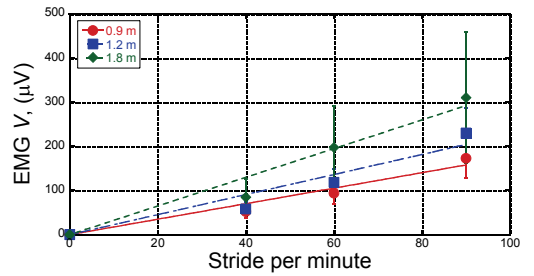
(a) Channel 1



(b) Channel 2



(c) Channel 3



(d) Channel 4

Fig. 6 EMG magnitudes at various stride frequencies

5. 결 론

족관절의 해부학적 구조와 운동 형상을 토대로 전경골근, 장비골근, 외측두 및 내측두 비복근을 근전도 측정 대상 근육으로 선정하였다. 다섯 명의 피

험자를 대상으로 세가지 활보 거리와 세가지 활보 빈도에서 근전도를 측정하였다. 제곱 평균 제곱근으로 표현한 근전도 신호 크기와 보행 운동을 비교 분석하였다.

족관절의 근전도 신호 크기는 활보 거리와 활보 빈도에 각자 선형 비례하는 경향을 나타내었다. 이

로써, 족관절 근전도 크기가 보행 속도에 비례하는 것을 확인하였다. 이러한 결과를 활용해서, 근전도 크기를 측정하여 보행속도 의지를 감지하여 모터 등으로 부족 근력을 보완하는 능동적 보행 재활 훈련 기능에 적용하려 한다.

후 기

이 논문은 중소기업청에서 지원하는 2011년도 산학연 공동기술개발사업(No. 00041088)의 연구수행으로 인한 결과물임을 밝힙니다. 근전도 측정 장비를 대여해 준 신현출 교수에게 감사드립니다.

참 고 문 헌

- (1) Bae, H., Kim, J. O., Chun, H. Y., Park, K. H. and Lee, K. W., 2011, Kinematic Characteristics of Walking-Assistance Robot, Transactions of the KSME(A), Vol. 35, No. 5, pp. 503~515.
- (2) Zoss, A. B., Kazerooni, H. and Chu, A., 2006, Biomechanical Design of the Berkeley Lower Extremity Exoskeleton(BLEEX), IEEE/ASME Transactions on Mechatronics, Vol. 11, No. 2, pp. 128~138.
- (3) Sakurai, T. and Sankai, Y., 2009, Development of Motion Instruction System with Interactive Robot Suit HAL, Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics, pp. 1141~1147.
- (4) Hidler, J., Wisman, W. and Neckel, N., 2008, Kinematic Trajectories while Walking within the Lokomat Robotic Gait-Orthosis, Clinical Biomechanics, Vol. 23, No. 10, pp. 1251~1259.
- (5) Chun, H. Y., Kim, J. O. and Park, K. H., 2010, Correlation of Human Carpal Motion and Electromyogram, Transactions of the KSME(A), Vol. 34, No. 10, pp. 1393~1401.
- (6) Chun, H. Y., Kim, J. O. and Park, K. H., 2011, Vibration Response of a Human Carpal Muscle, Transactions of the Korean Society for Noise and Vibration Engineering, Vol. 21, No. 1, pp. 31~40.
- (7) Neumann, D. A., 2004, Kinesiology of the Musculoskeletal System, Mosby, Chapter 14.
- (8) Kimura, J. and Kohara, N., 2002, Principles and Practice of Nerve Conduction Studies and Electromyography, Igaka-Shoin.