

족부 진단용 3차원 움직임 측정을 위한 무선 이동형 시스템 개발

준회원 김진호*, 정회원 김화인**, 김동욱***, 원용관****, 김정자****

Development of Wireless Ambulatory System Measuring 3-D Motion as Podiatric Diagnosis

Jin-ho Kim* Associate Member,

Hwa-in Kim**, Dong Wook Kim***, Yonggwon Won****, Jung-ja Kim**** Regular Members

요 약

본 연구에서는 보행 시 발의 3차원 움직임에 대한 보다 정확한 동작 각도를 측정하고, 기존의 마커 방식에 의한 유선 동작 분석 시스템의 불편함을 해결하기 위해서 임상에 실제 사용 가능한 족부 진단용 무선 이동형 시스템을 개발하였다. 시스템의 주요 모듈은 3축 가속도계와 3축 자이로계로 이루어진 관성 측정 장치와 블루투스 전송 모듈로 구성되었다. 피험자는 전주 소아과 족부 임상 전문의에게 평발과 아킬레스건염을 진단 받은 소아과 환자 5명의 10족에 대한 측정을 하였으며, 족부 전문의의 이학적 소견과 대비하여 개발 시스템에서 측정된 값과 근전도 데이터를 바탕으로 그 타당성을 평가하였다. 발목의 ROM은 외측 복사뼈에서 측정된 최대 피크와 최소 피크의 차이로 측정하였고, 이 값에 근거하여 평발이 심할수록 외반의 비율이 상대적으로 높아짐을 보였다. 근전도 측정 결과 내반근으로 작용하는 전경골근의 보상 작용으로 인해 전경골근의 근 활성화도가 높게 측정되었고, 아킬레스건염에 의해 족배골곡이 제한됨으로 인해 족저골곡근으로 작용하는 비복근의 근 활성화도가 높아짐을 보임으로서 족부 질환에 따르는 발의 비정상적인 움직임과 특정 근육의 활성화 사이에 상관성이 있음을 확인 하였다.

Key Words : Podiatric Diagnosis, Motion Measurement, Ambulatory System, Accelerometer, Gyroscope

ABSTRACT

In this research, a wireless movable systems is introduced that is applicable for real-world clinical examination in order to resolve the inconvenience of wired motion analysis system which uses markers by measuring more accurately the angle of the 3D motion. The system is composed of bluetooth data transmission and 6 DOF inertial measurement system that is composed of 3-axis acceleration and 3-axis gyroscope. The samples were collected from 10 feet of 5 young children who were confirmed as patients having flat feet and achilles tendonitis by podiatric expert in pediatrics, and the validity of the system was evaluated by comparison with the opinion by the expert using the EMG data and the data measured by the developed system. ROM of ankle was measured by the difference between the maximum and the minimum peaks of 3-axis values (pitch, roll and yaw) measured at lateral malleolus bone, and based on this measured value, the eversion rate became relatively higher as flat feet state become worse, which is equivalent to the opinion from the podiatric experts. It was shown that there is a relation between the certain muscle activities and the abnormal motion of foot caused by disease.

* 이 논문은 2009년도 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 기초연구사업(No. 2009-0077586) 및 한국학술진흥재단의 지원을 받아 수행된 연구임.(지방연구중심대학육성사업/헬스케어기술개발사업단)

* 전북대학교 헬스케어공학과(equsjin@nate.com), ** 전주내과의원 소아족부클리닉(mssy1016@yahoo.co.kr),

*** 전북대학교 바이오메디컬공학부(biomed, jungjakim@jbn.ac.kr), (°: 교신저자),

**** 전남대학교 공과대학 전자컴퓨터공학과(ykwon@chonnam.ac.kr)

논문번호: KICS2010-12-576, 접수일자: 2010년 12월 1일, 최종논문접수일자: 2011년 3월 24일

I. 서 론

발은 직립 보행을 하는 인간에게 보행 시에 가장 중요한 작용을 하는 신체 부위이다. 보행은 인간의 신경계와 근골격계 등이 총괄적으로 사용되는 과정으로 고도로 협응을 필요로 하는 연속적이고 반복적인 동작이다. 또한 일상생활을 영위하는데 가장 많이 사용되는 지는 움직임 중의 하나로써 이를 분석하고 이해하는 것은 인간의 이동체계를 설명하는데 도움이 된다^[1-3]. 완전한 보행이 이루어지기 위해서는 하지와 골반, 체간, 상지와 상호 연관성을 통해 안정성과 균형을 유지하며 신체의 중심을 이동 시키는 것이 필수적이다^[2]. 발의 구조와 기능은 대칭적인 움직임을 방해하고 그로 인해 야기되는 비정상적인 움직임 즉, 과회내(Overpronation), 과회외(Oversupination)등의 움직임을 창출하고 이는 하지와 골반 더 나아가 척추 정렬에도 영향을 미친다^[4-6]. 특히 과회내의 결과로 나타나는 평발(Pes Planus)변형은 발바닥의 안쪽 아치가 비정상적으로 낮아지거나 소실되는 변형으로 이차적으로 발뒤꿈치와 발 앞쪽이 바깥쪽으로 향하게 된다. 그로 인해 후경골근(Tibialis Posterior)이 늘어나고 아킬레스건에 긴장(Tension)이 증가 하면서 아킬레스건염(Achilles tendonitis)을 동반한다. 이러한 평발변형은 소아기에 시작하는 것이 보통이나, 사춘기에 들어서면서 그 증세가 발생하는 일이 흔하며, 보행이나 기립 시 자발통과 피로를 동반하거나 스포츠 및 다른 과도한 운동 시 그 기능을 저하 시킨다^[7]

발을 진단하기 위해 수행되는 이학검사로써는 Resting Calcaneal Stance Position(RCSP)를 측정하는 방법이 있다^[8]. 측정을 위해 피실험자를 배와위(Prone Position)로 편하게 눕게 한다음, 뒤꿈치뼈의 양측 면을 잡아서 이등분선을 표시한다. 그 후 발 사이의 거리를 10~15cm정도 벌린 상태로 자연스럽게 선뒤 Anglefinder(700 contractor magnetic angle locator, Johnson level & Tools, USA)를 이용해서 종골 이등분선의 기울기를 측정한다. 내측으로 기운 각은 (-)로 표기 하고 외측으로 기운 각은 (+)로 표기한다. 측정된 RCSP에 따른 발의 구분은 그림 1과 같다. 하지만 RCSP의 측정은 정적인 상태에서 측정된 결과이며 측정자의 주관적인 관점과 피측정자의 잘못된 움직임에 따른 데이터 오류의 발생 가능성이 매우 높다.

좀 더 객관적인 측정을 위해 대형 병원이나 대학교에서는 3차원 동작 분석기를 사용하고 있다. 이는 신체에 마커(marker)를 붙여서 해당 마커들의 움직임을 카메라로 캡처(Capture)하여 신체 각 부위의 움직임을

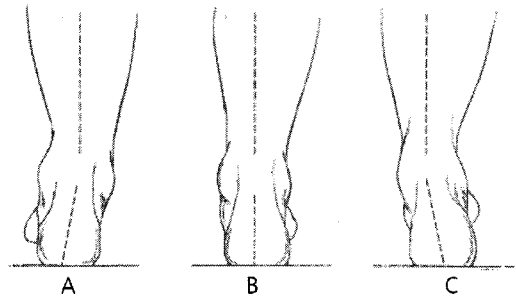


그림 1. A : 평발 B : 정상 C : 요족
Fig 1. A : Pes planus B : Normal C : Pes cavus

분석할 수 있는 장비이다. 하지만 고가이니 만큼 접근성이 용이하지 않고 카메라에 의한 촬영 방식으로 다양한 각도에서의 데이터 획득을 위해서는 다수의 카메라가 필요하며, 분석을 위해 넓은 전용 공간이 필요하다. 또한 자외선 방식이기 때문에 실외 측정의 어려움이 있어서 장소적 한계성을 극복하지 못하고 있다.

임호용(2005)등은 초등학교 5학년 학생 1256명을 대상으로 족부의 변형 유무를 조사한 결과 발에 이상이 있는 어린이는 4.936%, 평발 변형은 3.343%인 42명, 요족 변형은 1.592%인 20명으로 나타났다고 보고하였다^[9]. 이재영(2004)등은 보행 가속도 신호를 측정할 수 있는 휴대용 무선 가속도 측정 시스템과 편마비 환자의 보행 인자를 계산하고 보행 규칙성과 대칭성을 평가하는 알고리즘을 개발하여 8명의 편마비 환자를 대상으로 보행 구분점을 모두 검출 하였다^[10]. 정진엽(2005)등은 4~17세 10명, 18~40세 10명 41세 이후 10명으로 각각 1, 2, 3군으로 나누어 VICON 3차원 동작 분석기기를 이용해 골반, 고관절, 슬관절, 족관절의 회전 각도를 시상면, 관상면, 횡단면으로 나누어 측정하여 한국인의 보행 특성 정상치를 구하기 위한 예비 보고를 하였다^[11]. 또한 Ryo Takeda(2009)등은 가속도센서와 자이로센서를 이용하여 실외에서 보행 분석이 가능한 시스템을 개발하였으며 3명의 피험자를 대상으로 골반의 굴곡-신전, 내전-외전 그리고 무릎의 굴곡-신전을 측정하여 3차원 동작분석 시스템의 결과와 매우 일치하는 결과를 나타내었다^[12].

본 연구는 보행 시 발목의 움직임을 객관적이고 편리하게 측정 가능 하도록 MEMS(Micro Electro Mechanical System)기술이 적용된 3축 자이로센서와 3축 가속도센서 모듈인 6자유도 관성 측정 장치(6-Degree of Freedom Inertial Measurement Unit)를 이용하여 정량적 동작 각도를 측정하고 측정된 데이터를 무선으로 전송 가능한 시스템을 개발하였다. 또

한 족부 임상전문인에게 평발과 아킬레스건염을 진단 받은 8세~12세의 소아환자를 대상으로 대퇴직근(Rectus femoris), 대퇴이두근(Biceps femoris), 내측비복근(Medial Gasrocnemius) 그리고 전경골근(Tibialis Anterior)의 근전도(EMG) 데이터와 함께 개발된 시스템에서 측정된 값의 타당성에 대하여 검토하였다.

II. 시스템 기술

본 연구에서는 센서모듈을 몸의 각 부분에 자유롭게 부착하기 위하여 센서에서 발생된 동작 데이터를 블루투스 전송 시스템을 이용하여 무선으로 처리 시스템에 전송 하였으며 전송 패킷(Packet)은 그림 2와 같이 구성 되었으며, 전체적인 시스템 구성은 그림 3과 같다.

header	Accel X				Accel Y				Accel Z				
0x7E	0	1	2	3	0	1	2	3	0	1	2	3	
	Gyro Roll				Gyro Pitch				Gyro Yaw				footer
	0	1	2	3	0	1	2	3	0	1	2	3	0x0A

그림 2. 패킷 구조
Fig. 2. Packet Structure

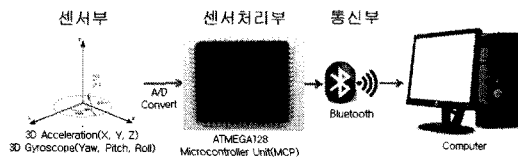


그림 3. 시스템 블록 다이어그램
Fig 3. The block diagram of the system

2.1 측정 시스템 구성

본 연구에서 설계한 측정 시스템은 크게 3축 가속도센서와 3축 자이로 센서를 통하여 보행 특성을 측정할 수 있는 관성 측정 장치, 데이터를 처리하는 마이크로 컨트롤러, 측정된 데이터를 PC로 전송하는 블루투스로 구성되어 있다. 그림 4에서 보이는 바와 같이 PCB기판에 관성 측정 장치와 마이크로 컨트롤러, 블루투스가 부착되어 하나의 무선 보행 측정 시스템이 구성된다. 센서의 부착 위치는 그림 5와 같이 발목의 외측 복사뼈(Lateral malleolus)이며, 부착 형태는 센서 PCB 기판 뒷편에 벨크로를 부착하고 발목에 스트랩을 감아 고정 하였다. 그 후 스트랩과 센서 동체를 케이블 타이(Cable tie)를 이용하여 고정 함으로써

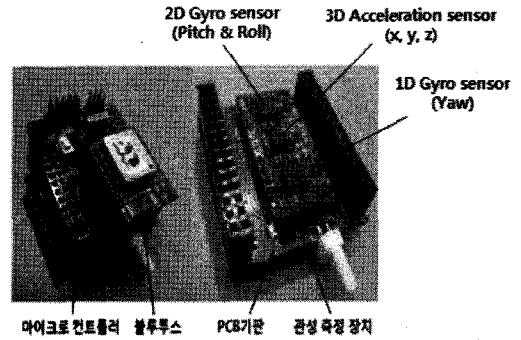


그림 4. 무선 보행 측정시스템
Fig. 4. Wireless ambulatory measurement system

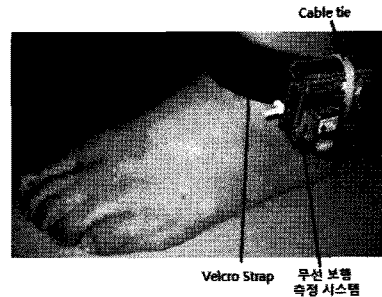


그림 5. 센서 부착 형태
Fig. 5. The form of sensors attached

보행 동작으로 인해 동체가 흔들리는 것을 최대한 방지하도록 하였다.

센서모듈에 사용된 마이크로프로세서(MCU)는 아트멜(ATMEL)사의 Atmega128L을 사용하였으며, 가속도 센서는 Analog Devices사의 ADXL335 3축 가속도 센서를 사용하였다. 각속도 센서는 STMicroelectronics사의 LPR530AL 2축 자이로 센서와 LY530ALH 1축 자이로 센서를 사용하였다. 센서의 형태는 그림 4에서 보이는 바와 같으며 센서의 6개의 아날로그 출력 신호선은 마이크로컨트롤러의 ADC(Analog Digital Converter)채널에 각각 연결 하였다. 가속도 센서는 ±3.6g의 측정 범위를 가지며, 센싱 감도는 3.3v 전원 인가 시에 300mV/g를 갖는다. 각속도 센서는 ±300°/s의 측정 범위를 가지며, 센싱 감도는 3.3v 전원 인가 시에 0.83mV/°/s를 갖는다.

흔히 3축 가속도계와 3축 자이로계를 이용하여 만든 센서 모듈을 IMU라고 부른다. 여기에 내부적으로 센서 혼합 알고리즘이 내장되어 있어 Roll, Pitch각과 초기 임의의 자세로부터 회전한 상대적 Yaw각을 출력해 주는 장치를 ARS(Attitude Reference System)이라 한다. 가속도계는 기본적으로 자이로를 보상하기

위한 센서이다. 가속도계는 가속도 센서 출력을 이용해서 바로 Roll, Pitch각을 구할 수 있기 때문에 시간에 따라 적분할 필요가 없으며 온도와 충격, 직선 가속도에 의한 오차를 제외하고는 시간에 따라 오차가 증가하지 않는다. 반면 자이로 센서는 적분을 하여 자세각을 구할 수 있기 때문에 오차가 증가하게 된다. 따라서 가속도계와 자이로는 서로 상호보완적(Complementary) 성질이 있다고 할 수 있다. 본 논문에서는 칼만필터를 사용하여 센서로부터의 신호를 정제 하였는데 칼만필터는(Kalman Filter)^[13] 서로 상호보완적 성질이 있는 센서를 퓨전하기에 적합하다. 따라서 칼만 필터를 사용하여 Roll각과 Pitch각을 계산 하였으며 그 결과, 가속도센서 출력에 영향을 미치는 충격과 진동 그리고 자이로센서의 적분오차가 보정된 각도값을 얻을 수 있었다. 센서로부터 얻은 측정값의 신뢰도 검증을 위해 앵술루트 엔코더(Absolute encoder)를 이용하였으며 앵술루트 엔코더의 각도가 각각 -30°, -15°, 15°, 30°의 4가지 조건 일 때 칼만 필터를 사용하여 계산된 센서의 각도와 10회의 반복실험을 수행 후 그 결과를 비교하였다. 표 1에서 보이는 바와 같이 앵술루트 엔코더의 각도가 -30°일 때 0.18%, -15°일 때 0.58%, 15°일 때 0.62%, 30°일 때 0.89%로 각 조건에 대한 오차율을 나타내었으며, 오차율이 1.0% 미만으로 측정되었기에 칼만필터를 통해 측정된 각도를 신뢰할 수 있다고 판단하였다.

표 1. 측정값에 대한 신뢰도
Table 1. Reliability of the measured values

시도 수	앵술루트 엔코더 각도(Degree)			
	-30°	-15°	15°	30°
1	-29.05	-15.13	15.86	29.3
2	-29.77	-15.26	14.62	31.03
3	-30.69	-15	15.07	30.76
4	-30.47	-15.59	14.49	30.58
5	-29.07	-14.35	15.28	29.09
6	-29.22	-15.29	14.25	30.9
7	-29.86	-15.73	15.5	30.21
8	-31.12	-15.46	15.68	30.25
9	-29.62	-15.04	15.31	31.3
10	-30.58	-14.02	14.87	29.26
평균	29.95	15.09	15.09	30.27
표준편차	0.37	0.27	0.27	0.40
오차율(%)	0.18	0.58	0.62	0.89

III. 실험 방법

3.1 실험 대상

본 실험에서는 전라북도 전주 소재의 소아 족부 클리닉에 내원한 환자를 대상으로 수행되었으며 임상의에게 평발과 아킬레스건염을 진단 받은 환자 5명(남: 3명, 여: 2명)의 10족(foot)에 대한 측정을 실시하였다. 피실험자는 평발과 아킬레스건염 외에 신경학적 이상 또는 근골격계에 심각한 병력이 없었다. 표 1은 피험자의 평균 나이, 몸무게, 신장, 오른쪽과 왼쪽의 평균 RCSP 각도를 나타낸다.

3.2 실험 절차

실험은 트레드밀(Gait Trainer, BIODEX, USA)에서 수행 되었으며 보행 속도는 2km/h, 보폭은 50cm로 설정 하였다. 실험 전 피실험자가 트레드밀에 적응할 수 있도록 약 5분 동안 트레드밀 보행 적응 시간을 가진 후 1회 40초씩 총 5회 반복 하였다.

근전도의 측정을 위해 Bignoli EMG System (Delsys corporation, USA) 측정 시스템을 사용하여 왼발과 오른발의 대퇴직근, 대퇴이두근, 전경골근 그리고내측 비복근에 각각 표면 전극을 부착 하였고 1000Hz로 근전도 데이터를 수집하였다. 보행 시 발목의 각도 변화를 측정하기 위해서 본 연구에서 개발된 시스템을 양쪽 외측 복사뼈(Lateral Malleolus)에 부착하여 블루투스 무선 통신을 이용해 100Hz로 데이터를 수집 하였다. 그림 6의 (a)는 실험을 위해 부착된 장비들을 나타내고 있으며, (b)는 전체적인 실험 구성을 나타내고 있다.



그림 6. 장비 부착 위치(a), 실험 구성(b)
Fig. 6. Equipment mounting position(a) Experimental configurations(b)

표 2. 피험자 특성

Table 2. Subject Characteristic

	나이 (year)	몸무게 (Kg)	신장 (cm)	RCSP(L) (degree)	RCSP(R) (degree)
평균	9.2	27.94	127.7	-8	-5.6
SD	0.82	4.71	6.00	2	2.04

3.3 자료 분석

자료 분석을 위하여 40초 동안 측정된 근전도 데이터와 센서에서 수집된 Roll, Pitch각도 데이터의 앞쪽 5초와 뒤쪽 5초를 제외한 30초동안의 데이터를 사용하였다. 발목에서의 Roll 각도는 (+)일 때 외번(Eversion)을 나타내며 (-)일 때 내번(Inversion)을 나타낸다. 또한 Pitch 각도는 (+)일 때 족저굴곡(Plantarflexion)을 나타내며 (-)일 때 족배굴곡(Dorsiflexion)을 나타낸다.

근전도 분석은 근육의 수축 또는 근 긴장 정도를 반영하는 RMS 분석법을 사용하였으며, 오른쪽과 왼쪽의 전경골근과 내측 비복근 RMS의 최대값들을 계산하여 평균과 표준편차를 나타내었다. 발목에서 측정된 각도 데이터는 왼쪽 다리의 Roll과 Pitch 그리고 오른쪽 다리의 Roll과 Pitch 각각으로 나누어 보행주기(Gait Cycle)동안 나타난 최대값과 최소값들의 평균과 표준편차로 나타내었다.

IV. 결과 및 논의

실험을 통해 환자 5명의 10족에 대한 측정을 하여 왼쪽 5족에 대한 발목의 시상면(Sagittal Plane)과 관상면(Coronal Plane)의 움직임에 대한 최대값과 최소값을 측정된 결과 표 3과 같이 9.77±3.07°의 외번각, 6.54±1.65°의 내번각, 19.73±4.32°의 족저굴곡각 그리고 6.40±2.28°의 족배굴곡각이 나타났으며 오른쪽 5족의 경우 11.22±1.72°의 외번각, 4.00±1.61°의 내번각, 17.31±3.13°의 족저굴곡각 그리고 6.94±2.16°의 족배굴곡각이 나타났다. 그림 7과 그림 8에서 막대 그래프로 표현된 발목 각도 결과를 볼 수 있다. 근전

표 3. 족관절 각도 결과(degree)

Table 3. Ankle Angle Result(degree)

	Left Ankle	SD	Right Ankle	SD
외번	9.77	3.07	11.22	1.72
내번	6.54	1.65	4.00	1.61
족저굴곡	19.73	4.32	17.31	3.13
족배굴곡	6.40	2.28	6.94	2.16

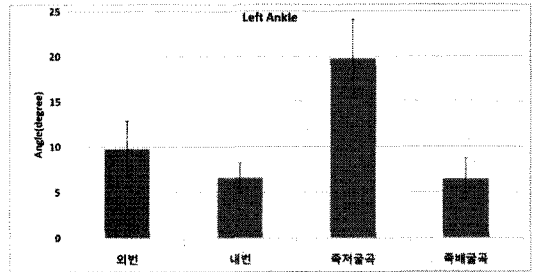


그림 7. 왼발 족관절 각도
Fig. 7. Left Ankle Angle

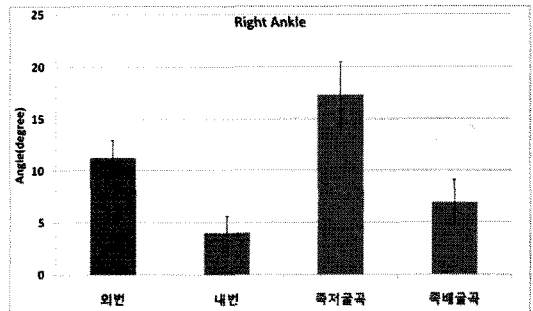


그림 8. 오른발 족관절 각도
Fig. 8. Right Ankle Angle

도 측정 결과 표 4와 같이 왼쪽 대퇴직근에서는 1.04±1.06uV, 대퇴이두근에서는 2.52±1.76uV, 전경골근에서는 6.76±1.99uV, 내측 비복근에서는 5.89±1.82uV의 근 활성도를 나타냈으며 오른쪽 대퇴직근에서는 0uV, 대퇴이두근에서는 2.83±2.01uV, 전경골근에서는 5.55±1.61uV 그리고 내측 비복근에서는 5.76±1.7uV의 근 활성도가 나타났다. 그림 9와 그림 10에서 막대 그래프로 표현된 근전도 결과를 볼 수 있다.

전경골근은 경골 외측 근위의 1/2과 외과, 골간막, 심근막 그리고 외측 근간격막에서 기시하여 내측 설상골의 내측과 저측 그리고 제1 중족골의 기저부에서 정지하는 근육으로 발목관절을 족배굴곡시키며 발의 내반 운동에 중요한 영향을 미친다. 내측비복근은 대퇴골의 인접부, 내과 근위부와 후부 그리고 무릎 관절 낭에서 기시하여 종골 후면 중앙부에서 정지하는 근육으로 발목관절을 족저굴곡 시키는 운동에 중요한

표 4. 근전도 결과(uV)

Table 4. EMG Result(uV)

	Left	SD	Right	SD
대퇴직근	1.04	1.06	0	0
대퇴 이두근	2.52	1.76	2.83	2.01
전경골근	6.76	1.99	5.55	1.61
내측 비복근	5.89	1.82	5.76	1.77

영향을 미친다.

정상 보행을 하는 성인에게서 족배굴곡은 중간 입각기(Mid stance)와 말기 입각기(Terminal stance)의 처음 반 정도를 통해서 계속 되고, 보행주기의 48%에 의해 최대 10°에 도달한다. 이 자세는 단하지지지기의 마지막까지 유지된다. 이때 족배굴곡근(Dorsiflexor)인 전경골근의 강도(Intensity)는 초기 유각기(Initial swing)를 통해 즉시 증가하여 그 부분의 마지막에서는 근이나 근 군의 최대 수축을 측정하는 MMT (Manual Muscle Test)가 35%에 달하게 된다. 그 후 중간 유각기동안 근육의 작용은 MMT 10%로 최소를 유지한다. 초기 접지기(Initial Contact)에서 족배굴곡근 들은 모두 순차적으로 작용하며 전경골근의 강도는 최대 MMT 45%까지 증가한다. 말기 양하지 지지기의 발생에 따라서 족관절의 족저굴곡이 빠르게 일어나고, 입각기의 마지막에서 평균 20°에서 최대 30°에 도달하게 된다.

족저굴곡근(Plantar Flexors)은 족관절의 뒤쪽으로 지나가는 근육으로 비복근은 이론적으로 족저굴곡 토크의 93%를 차지한다. 비복근은 중간 입각기때 MMT 25%정도까지 천천히 올라오고 말기 입각기를 시작할 때는 MMT 60%의 강도로 빠르게 증가하여 최고점에 이른다^[4].

성인의 경우 족관절의 족배/족저굴곡의 가동범위는 30°이며 전체 가동범위(Range of Motion)에서 족저굴곡은 66.6%, 족배굴곡은 33.3%의 비율을 차지한다^[15-17]. 본 실험의 결과 왼발의 전체 가동범위에서 족배굴곡은 28.61%, 족저굴곡은 71.38%의 비율을 차지한다. 또한 오른발의 전체 가동범위에서 족배굴곡은 24.49%, 족저굴곡은 75.50%를 차지 하였다. 이 결과 실험에 참가한 피실험자들이 정상 성인의 족저굴곡 비율 보다 더 높은 비율을 나타내는 것을 볼 수 있으며 또한 이는 아킬레스건염으로 인해 족배굴곡의 제한으로 나타난 결과라 할 수 있다. 그림 9와 그림 10에서 왼발과 오른발의 족저굴곡근으로 작용하는 비복근 활성화도 결과를 확인 할 수 있다.

보행 중 외번(Eversion)과 내번(Inversion)은 유각기와 입각기 양쪽에서 다 발생하며, 특히 입각기 동작에서 하지 전체의 체중 부하(Weight-bearing) 정렬에 영향을 더 미친다. 외번은 발이 바닥에 접촉된 후 바로 부하반응기의 부분에서 시작한다. 외번의 정점은 초기 중간 입각기에서 평균 4°~6°로 나타나며 말기 유각기를 통해서 내번으로 역전 된다^[4].

초기 중간 입각기에 도달한 외번이 과도하게 일어나면 과회내의 결과로 평발 변형 나타나게 된다. 본

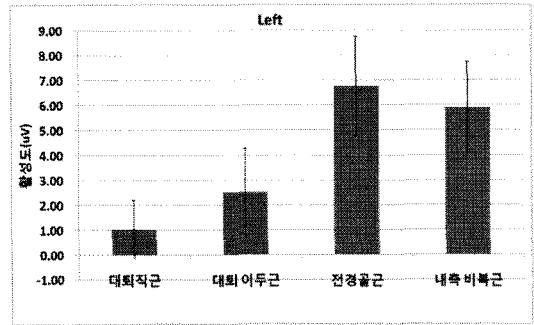


그림 9. 왼다리 근전도
Fig. 9. Left-leg EMG

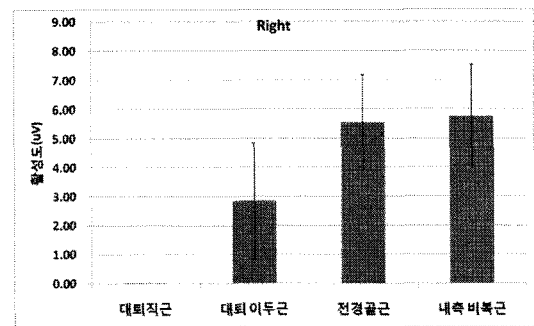


그림 10. 오른다리 근전도
Fig. 10. Right-leg EMG

실험의 결과 왼발의 전체 가동범위에서 외번의 비율은 59.9%, 내번의 비율은 40%로 나타났으며 오른발의 전체 가동범위에서 외번의 비율은 73.71%, 내번의 비율은 26.38%로 나타났다. 전체 보행주기에서 발목의 외번 비율이 높기 때문에 내번근(Invertor muscles)으로 작용하는 전경골근의 상호보완 작용에 의해 높은 활성도를 나타내게 된다. 그림 9와 그림 10처럼 전경골근의 근육 활성도를 확인할 수 있다.

V. 결 론

보행은 인간의 신경계와 근 골격계 등이 총괄적으로 사용되는 과정으로 일상생활을 영위하는데 가장 많이 사용되어지는 움직임 중의 하나이다. 발은 인체의 모든 중량을 받쳐주는 곳으로써 지면으로 부터의 충격을 흡수하고 분산시키는 역할을 한다. 이러한 발에 질환이 생기면 정상적인 보행을 할 수 없게 되고 잘못된 보행 습관으로 인한 족압의 불균형은 어깨통, 요통, 무릎통증, 두통 등을 초래한다^[8].

본 연구에서는 6자유도 관성센서를 이용하여 보행 시 발의 동적인 움직임을 정량적으로 측정하고 측정

된 데이터를 무선으로 전송함으로써 장소의 제약 없이 객관적인 평가를 할 수 있는 측정 시스템을 개발하였다. 또한 개발된 시스템을 이용하여 족부 임상전문인에게 평발과 아킬레스건염을 진단받은 환자들을 대상으로 실험을 수행 하였으며 근전도 데이터를 토대로 타당성을 검토 하였다.

실험 결과 전체 관절 가동 범위에서 왼발의 외변과 족저굴곡의 비율은 각각 59.9%, 71.38%, 내변과 족배굴곡의 비율은 각각 40%, 28.61%로 나타났다. 오른발의 외변과 족저굴곡의 비율은 각각 73.71%, 75.50%, 내변과 족배굴곡의 비율은 각각 26.38%, 24.49%로 나타났다. 이는 평발 변형에 의해 외변의 비율이 높아졌다고 볼 수 있으며 따라서 내변근으로 작용하는 전경골근의 보상 작용으로 인해 족배 굴곡이 제한되었음에도 불구하고 전경골근의 근 활성화도가 높게 측정되었다고 할 수 있다. 또한 그로 인해 족관절이 과회전을 한다고 유추 할 수 있다. 전경골근의 활성화는 증가 하였지만 족저굴곡의 비율이 증가 한 것과 비복근의 활성도를 확인 하여 아킬레스건염이 있다고 유추 할 수 있다. 본 연구에서 개발한 시스템은 기존의 3차원 동작분석기기의 단점을 극복하고 임상 진단 시에 장소나 공간적 제약 없이 편리하고 경제적으로 족부 진단에 활용할 수 있다. 즉 기존 임상 진단에서 발의 정렬 상태를 육안으로만 판단했던 정적 측정의 제한을 벗어나 동적 보행 측정을 통해 3차원 보행 특성정보(보행 시 발목의 외·내반, 족저·족배 굴곡, 외·내변 등)를 제공하는데 큰 장점이 있다. 이는 임상 진단 시 의사들에게 객관적이고 유용한 결과를 제공할 수 있을 것이라 사료된다.

최근 각종 정보 기술을 활용 하여 언제 어디서나 맞춤형 개인 건강을 관리 할 수 있는 U-헬스케어(U-Healthcare)시대를 맞아 맞춤 깔창(Inssole)뿐만 아니라 맞춤 신발까지 제작되고 있다^{[19][20][21]}. 이러한 맞춤 깔창이나 신발을 제작하기 위해서는 발의 특징이나 보행 패턴을 정확히 측정하는 것이 중요하다. 따라서 본 연구에서 개발된 시스템을 이용하여 발의 움직임 정량적으로 측정하여 보행 특성을 쉽게 파악하고 해당 보행에 적합한 인솔 및 신발을 알려주며 새로운 신발에 대한 적합성 정도를 평가 하는데 응용 한다면 웰빙 및 고령화 사회에서의 삶의 질을 높일 수 있는 하나의 계기가 될 수 있을 것으로 판단된다.

향후 발에 이상이 없는 정상 소아군과 본 연구에서와 같이 족부 질환을 가진 소아 환자군을 대상으로 실험을 실시하여 비교하는 연구를 수행하고자 한다.

참 고 문 헌

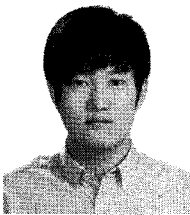
- [1] 정남주, 윤희중. “남자 비만 어린이 보행주기의 생체역학적 분석,” 한국운동역학회지, Vol.10(2) pp.179-193, 2001
- [2] 채원식. “롤러 신발과 조깅 슈즈 신발 착용 후 보행시 지면반력의 형태 비교 분석”, 한국운동역학회지, Vol.16(1) pp.101-108, 2006
- [3] 홍완성, 김기원. “신경근 전기자극으로 유발된 대퇴사두근의 피로도”, 동남보건대학논문집, Vol.21 pp.35-42, 2003
- [4] Ronald L. Valmassy, “Clenical Biomechanics of the Lower Extremities”, Mosby, pp.104-112, 2004
- [5] Wolf Schamberger, “부정렬증후군”, Churchill Livingstone, pp.125-152, 2002
- [6] 이홍재, “만성요통을 호소하는 축구 선수들의 골반 및 하지의 생체역학적 특징”, 대한스포츠의학지, Vol. 22(1) pp.59-66, 2004
- [7] 정종구, 정문상, 한문식, “편평족에 관한 고찰”, 대한정형외과학회지, Vol. 12, pp.533-766, 1978
- [8] Root ML, W. Weed J., “Normal and abnormal function of the foot”, LA:Clinical Biomechanic, vol 10(17), 1977
- [9] 임호용, 임진택, “초등학교 5학년 어린이의 족부 건강에 대한 조사 연구”, 대한물리치료사학회지 Vol.12(3) pp.34-45, 2005
- [10] 이재영, 이경중, 김영호, 이성호, 박시운, “가속도계를 이용한 편마비 환자의 보행 분석 알고리즘 개발”, 전자공학회논문지, Vol.41(4) pp.231-240, 2004
- [11] 정진엽, 박문석, 최인호, 조태준, 유원준, 김진영, “정상 한국인의 3차원 보행 분석 - 예비보고 -, 대한정형외과학회지, Vol.40(1) pp.83-88, 2005
- [12] Ryo Takeda, Shigeru Tadano, Akiko Natorigawa, Masahiro Todoh, Satoshi Yoshinari, “Gait posture estimation using wearable acceleration and gyro sensors”, Journal of Biomechanics, Vol.42 pp.2486-2494, 2009
- [13] Greg Welch, Gray Bishop, “An introduction to the kalman filter” University of North Carolina at Chapel Hill Department of Computer Science, 2001
- [14] Perry, J., “Gait Analysis : Normal and

Pathological Function", SLACK Inc., 1992

- [15] Cerny K, Perry J, Walker JM, "Effect of an unrestricted knee-ankle-foot orthosis on the stance phase of gait in healthy persons", *Orthopedics*, vol 13(10) pp.1121-1127, 1990
- [16] Kadaba MP, Ramakrishnan HK, Wootten ME, Gainey J, Gorton G, Cochran GVB, "Repeatability of kinematic kinetic and eletromyographic data in normal adult gait", *J Orthop Res*, Vol.7 pp.849-860, 1989
- [17] Murray MP, Drought AB, Kory RC, "Walking patterns of normal men", *J Bone Joint Surg*, Vol.46A(2) pp.335-360, 1964
- [18] 이종현, 이영신, 이재욱, 박성하. "Orthotics 착용에 따른 정상, 요족, 평발의 생체역학적 보행분석 및 시뮬레이션", *대한기계학회논문집*, vol 31(11) pp.1115-1123, 2007
- [19] 안시영, 이태영, 김도원, 오하령, 성영락, 박준석, "센서 네트워크 기술에 기반한 유헬스 서비스 공간 구현", *한국통신학회논문지*, Vol.35(2) pp.225-231, 2010
- [20] 김일곤, 김항찬, 예정훈, 이병기, 광연식, "유헬스 표준화와 인증", *한국통신학회지(정보와통신)*, Vol.27(9) pp.9-14, 2010
- [21] 김현성, 조재형, 최윤희, 오정아, 이진희, 윤건호, "만성질환자 관리를 위한 유비쿼터스 헬스케어 시스템", *한국통신학회지(정보와통신)*, Vol.27(9) pp.3-8, 2010

김 진 호 (Jin-ho Kim)

준회원



2008년 전북대학교 생체정보공학과 학사 졸업
 2011년 전북대학교 헬스케어공학과 석사 졸업
 2011년~현재 전북대학교 헬스케어 공학과 박사 과정
 <관심분야> 바이오인포매틱스, 데이터마이닝, 족부생체역학

김 화 인 (Hwa-in Kim)

정회원



1990년 원광대학교 의과대학교 입학
 1996년 원광대학교 의과대학교 졸업 및 의사자격증 취득
 1997년 원광대학교 의과대학원 병원 인턴수료
 2001년 원광대학교 의과대학교 병원 소아과레지던트 수료 및 소아과 전문의 자격증 취득
 2006년~현재 전주소아청소년과 원장
 <관심분야> 의료용 신발, 발의교정, 보행

김 동 욱 (Dong Wook Kim)

정회원



1988년 전북대학교 기계공학과
 1992년 일본 Hokkaido 대학 생체공학과 석사
 1995년 일본 Hokkaido 대학 생체공학과 박사
 1997년~2000년 서남대학교 의용공학과 전임강사
 2000년~2006년 순천향대학교 정보기술공학부 부교수
 2006년~현재 전북대학교 바이오메디컬공학부 정교수
 <관심분야> 감각정보공학, 진단/치료기기, 재활기기

원 용 관 (Yongwan Won)

정회원



1987년 한양대학교 전자공학과 학사 졸업.
 1991년 미국 미주리주립대학교 컴퓨터공학석사 졸업.
 1995년 미국 미주리주립대학교 컴퓨터공학 박사 졸업.
 1995~1996년 한국전자통신연구원(ETRI).
 1997~1999년 한국통신(KT).
 1999~현재 전남대학교 전자컴퓨터공학부 교수.
 <관심분야> 패턴인식, 신호 및 영상처리, 컴퓨터 의료진단 및 기기

김정자 (Jung-ja Kim)

정회원



1985년 전남대학교 계산통계
학과 학사 졸업

1988년 전남대학교 전산학과
석사

2002년 전남대학교 전산학과
박사

1988년~2002년 전남대학교
전산학과 외래교수

2002년~2004년 전남대학교 전자통신 연구소
post-doc

2004년~2006년 한국 Bio-IT 파운드리 사업단 광주
센터 연구교수

2006년~현재 전북대학교 바이오메디컬공학부 교수
<관심분야> 바이오인포매틱스, 데이터 마이닝, 생체
역학, 족부 의공학