

비전 및 IMU 센서 융합을 이용한 보행 측정 시스템 개발

Development of a Gait Measurement System using Data Fusion of Vision and IMU Sensors

나수인, 이영삼*
(Su-In Na¹ and Young-Sam Lee^{1*})

¹Department of Electrical Engineering, Inha University

Abstract: This paper presents a gait analysis and measurement system using the Arduino and Open CV. The proposed gait analysis system can be used to help the development of active prosthetic legs by providing the supplementary gait data. Firstly, we introduce a gait measurement system to measure the motion of pelvis, knee, and ankle which are important decision points for gait. Secondly, we propose a gait measurement system, using fused angle data obtained by IMU sensors and a vision sensor. Thirdly, we design a cost-effective measurement apparatus by using open-source vision library and low-cost wireless communication devices. Finally, we present an autonomous display that can be used for the evaluation of the control performance of prosthetic legs. The novelty of the proposed system is that it has advantages over existing systems in terms of applicability and cost.

Keywords: gait measurement, gait analysis, open source vision library, Arduino, open CV

1. 서론

보행장애는 몸의 선천적인 비대칭이나 장애에 의해 발생하며 후천적인 질병, 사고 등에 의해 발생하기도 한다. 또한 동맥경화, 당뇨병과 같은 혈관질환에 의한 절단환자의 수도 급증하는 추세이다[1]. 이러한 보행장애 환자의 경우 집이나 사회에서 독립적인 이동성에 제한을 받게 된다[2]. 이에 따라 보행 장애를 개선하는 균형훈련이나 의족에 대한 요구가 점진적으로 증가하고 있다.

초기 의족디자인은 절단자의 보행능력개선에 집중되었지만 현재는 일상생활뿐만 아니라 스포츠에도 참여할 수 있을 만큼 사용자의 활동성을 보장하는 방향으로 의족이 개발되어오고 있다. 그러나 개개인의 보행특성이 제대로 반영되지 않은 의족의 경우, 골반 변형 등 몸의 비대칭성을 유발한다. 따라서 보행진단을 통해 개인의 특성을 반영한 맞춤형 의족 개발의 필요성이 증대되고 있다.

또한 보행진단은 의족개발 외에도 의학적 진단과 밀접한 관련성을 가지고 있다. 뇌졸중 등에 의한 마비나 소뇌의 이상, 척수 손상, 파킨슨 병 등 보행장애가 발현되는 질병을 진단하는 경우에도 보행 측정 시스템은 필수적이다[3].

그러나 기존의 보행분석 프로그램들은 국내 하지 절환자들의 비정상적 보행특성을 진단함에 있어서 기능적, 정확성, 비용적인 한계를 갖는다[4]. 인간의 보행 측정은 종종 적외선 카메라, 전문화된 데이터 프로세싱 소프트웨어, 센

서가 부착된 특수한 복도와 같은 고가의 장비를 쓰는 전문 실험실을 필요로 한다[5]. 이러한 한계점은 보행 측정과 진단을 원하는 검사자나 의족 개발자의 접근을 어렵게 만든다. 게다가 제한된 환경에서 보행측정을 할 경우 검사자의 자연스러운 보행을 방해할 수 있다[6,7]. 따라서 연구실이나 의족 전문 연구기관의 규모가 작을수록 보행관련 연구에 한계점을 갖게 되고 지리적, 사회적 소외층들이 적절한 보행진단이나 올바른 의족을 착용할 기회를 잃게 된다. 따라서 보행 분석을 통한 의족개발과 다양한 의학적 수요는 높은 접근성을 갖는 보행 측정 시스템을 필요로 하고 있다.

이러한 사회적 수요에 맞추어 라즈베리파이, 아두이노와 같은 오픈소스 하드웨어의 발전은 혁신적으로 비용적인 진입장벽을 낮추고 있다. 오픈 소스 하드웨어를 사용함으로써 설계를 간소화하고 센서나 컨버터, 블루투스 등 수많은 주변장치를 활용할 수 있게 되었다[8]. 또한 비전 데이터는 속도, 정확성, 반복성의 특징을 가지기 때문에 구조화된 장면을 정량적으로 측정하는 데 탁월하다. 비전 정보를 이용하여 자동으로 주행하거나 CCTV 영상에서 범인을 색출해내는 등 실생활에서도 점차 적용의 범위가 넓어지고 있다.

본 연구에서는 비전 센서와 IMU 센서 융합을 이용한 접근성 높은 보행 측정 시스템을 제안한다. 오픈소스 라이브러리인 Open CV를 활용하여 특수한 환경이나 연구실에서 벗어나 자연스러운 보행 측정이 가능하도록 측정기구부를 설계하였다. Marker의 라벨링을 통한 의미 있는 영역의 3차원 정보를 활용하여 인식의 속도를 높이고 시스템 구축 비용 절감과 생산성 효율향상의 결과를 가져올 수 있다[9]. 또한 IMU (Inertia Measurement Unit) 센서와의 정보 결합을 통해 다양한 환경 속에서도 측정 데이터의 신뢰성을 잃지 않도록 하였다. 각각의 센서와 영상 데이터 알고리즘을 이용해서 얻어낸 각 관절의 각도 정보는 자체적인 디스플레이

* Corresponding Author

Manuscript received February 20, 2017 / revised April 5, 2017 / accepted April 13, 2017

나수인, 이영삼 : 인하대학교 전기공학과
(425621@naver.com/lys@inha.ac.kr)

※ 이 논문은 한국전력공사의 재원으로 기초전력연구원의 2015년 선정 기초연구개발과제의 지원을 받아 수행된 것임. (과제번호 : R15XA03-12)

레이를 통해 직관적으로 확인할 수 있도록 개발되었다. 본 연구의 목적은 맞춤형 의족 시스템 개발용 보행 측정 시스템을 구축하는데 목적을 가진다.

II. 보행 측정 기구부의 구성

본 연구의 보행 측정 시스템에 사용되는 측정 기구부는 오픈소스 하드웨어인 아두이노와 몇 가지 센서, 그리고 전용 marker를 이용해 설계하였다. 저비용으로도 효율성 있는 시스템을 제작하고자 오픈소스 하드웨어와 오픈소스 라이브러리를 적용한다. 비전 센서는 외부의 환경으로부터 경사각을 측정할 수 있으며, 자이로 센서를 이용한 경사각 추정 방법과 달리 적분방법을 사용하지 않기 때문에 오차가 누적되지 않는 장점이 있다[10].

정상적인 보행(normal gait)이란 하지와 골반, 체간의 조화된 관절의 움직임과 근육활동으로 적은 에너지를 소비하면서 부드럽고 효과적으로 신체의 무게중심을 앞으로 이동시키는 것을 의미한다[11]. 인간의 하지 운동은 주로 고관절(hip joint), 슬관절(knee joint), 발목관절(ankle joint)의 3개의 관절과 발의 상호 관계로 이루어지므로[12], 본 시스템에서도 보행 측정 변수를 골반각, 무릎각, 발목각으로 선정하였다. 각 관절의 각도를 측정하기 위해서 센서를 부착한 압박밴드와 영상 인식을 위한 marker만을 사용하였다. 아래의 그림 1에 본 시스템에서 제작한 보행 측정 기구를 착용한 모습을 나타내고 있다.

보편적으로 각도 측정을 위해 사용하는 엔코더의 경우, 각도변화에 대해 정확한 데이터를 얻어낼 수 있지만 하나의 각을 측정하기 위해서 완전히 고정된 2개의 지지대가 필요하다. 이러한 고정된 지지대는 착용자의 자연스러운 움직임을 제한하는 요인이 된다. 따라서 측정 기구부를 설계함에 있어서 간편한 착용성과 경량성, 그리고 보행에 최소한의 제약을 가하도록 고려하였다. 또한 적외선 카메라와 같은 특수 장비 없이도 정확도 높은 측정 시스템을 구현하고자 고전적인 센서와 영상 센서를 동시에 사용하여 각각의 단점을 서로 보완하는 형태로 적용한다.

고전적 센서는 작고 가벼운 MPU6050을 사용한다. 가속도 센서와 자이로 센서의 결합 형태인 MPU6050은 3축의 가속도 변화를 감지해낼 수 있다[13]. 이를 이용하여 각도계산

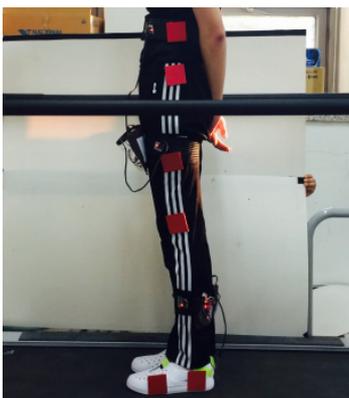


그림 1. 개발한 보행 측정 기구부를 착용한 모습.

Fig. 1. Appearance of developed gait measuring instrument.

알고리즘을 설계하고 착용과 보행 편의성면에서 더욱 간편하도록 기구부는 설계된다. 골반, 무릎, 발목의 각도를 각각 얻어내기 위해 각 다리마다 Arduino와 4개의 MPU6050(각도 측정 센서), 그리고 HC-06(블루투스 센서)을 이용한다. 주변 장치로부터 일정 거리를 확보하여 보행 시 자연스러운 보행을 측정하고자 무선통신방식을 기반으로 제작된다.

영상처리를 통해 각 3개의 각도 정보를 얻기 위해 6개의 marker는 각 다리마다 부착된다. 영상은 특수한 카메라 대신 스마트폰을 이용하여 촬영된다. 적외선 카메라와 달리 검사자의 움직임을 투시할 수 없기 때문에 각 관절의 각도변화가 시각적으로 가장 잘 보이는 측면촬영방식을 선택한다. marker는 5m 이내의 거리에서도 충분히 인식할 수 있도록 가로세로 10cm×10cm인 정사각형모양의 크기로 제작한다. 빛 반사에 민감하지 않도록 반사가 적은 아크릴 소재를 사용하여 전문화된 실험실에서 벗어나 자연광 상태에서도 측정이 가능하다. 전체 기구부는 3kg이내이며 보행에 적은 제약을 가하도록 압박밴드와 벨크로(velcro)를 사용하여 기구부를 설계한다.

보행측정은 기구부를 착용한 피실험자를 통해 비전과 센서 측정을 동시에 이루어진다. 측정된 데이터는 arduino와 Open CV에서 각 관절의 각도 정보로 변환되어 TXT파일로 저장된다. 저장된 TXT파일을 GUI 프로그램에서 실행시키면 보행 분석과 디스플레이가 자동으로 이루어진다.

III. 센서를 이용한 각도 측정 알고리즘

본 연구에서 제안한 보행 측정시스템에서 센서 측정의 중요한 점은 시각적으로 보이지 않는 순간에도 측정이 계속해서 이루어지고 있다는 점이다. 영상 촬영의 경우 빛의 영향이나 몸의 기울어짐 정도에 따라 순간적으로 각도 데이터가 소실되는 경우가 발생할 수 있다. 이러한 단점을 보완하기 위해 고전적인 센서를 동시에 사용하였다.

그림 2는 측정 기구부에서 각 다리에 부착하는 MPU6050들의 위치를 나타내고 있는 그림이다. 센서의 측정 위치는 영상 측정 기구부인 marker들을 가리지 않으며 체형의 영향을 적게 받기 위해 하지를 둘러싼 부위 중 가장 빠와 가

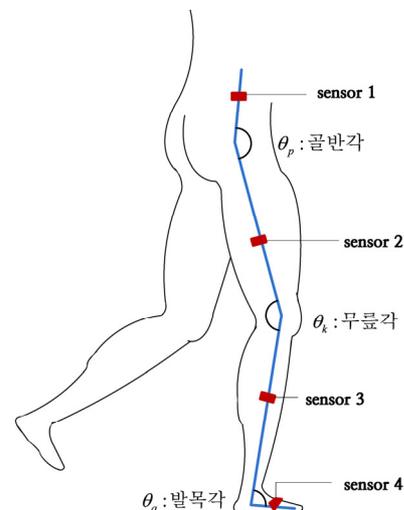


그림 2. 각 관절각을 측정하는 센서의 위치.

Fig. 2. The position of the sensor measuring each joint angle.

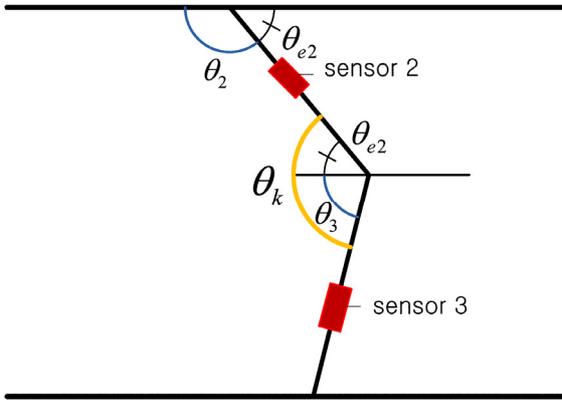


그림 3. MPU6050을 이용한 관절각 계산방법.

Fig. 3. Joint angle conversion method using MPU6050.

까운 정면 위치로 선정하였다. 센서를 부착한 압박밴드를 이용해 각 측정부위에 센서를 고정한다. 각 센서는 순서대로 척추, 대퇴골(허벅지 뼈), 비골(종아리 뼈), 발등의 뼈의 움직임을 측정하여 수식적으로 관절의 접합 각도를 도출한다.

IMU센서인 MPU6050은 센서가 회전할 때, X, Y, Z축의 각속도 변화량과 중력가속도를 측정한다. 이렇게 가속도 센서와 자이로 센서를 결합함으로써 각각의 단점을 보완하고 정밀도를 높인다. 그림 3은 sensor 2와 sensor 3을 이용하여 무릎각도인 θ_k 를 환산하는 과정을 나타낸다.

센서를 이용한 관절각도 도출 과정에서 사용되는 변수 $\theta_p, \theta_k, \theta_a$ 는 각각 골반각(pelvis), 무릎각(knee), 발목각(ankle)을 나타내며 각 센서의 측정 각도는 센서에 명명된 순서대로 $\theta_1, \theta_2, \theta_3, \theta_4$ 로 표시하였다. θ_{e2}, θ_{e3} 는 각각 θ_2 와 θ_3 의 외각을 의미한다.

본 시스템에서 MPU6050은 직립 상태에서 90도를 나타내도록 설정되어있으며 다리가 뒤쪽으로 회전 시 0도, 앞으로 회전 시 180도에 근접한다. 무릎각도인 θ_k 는 허벅지와 종아리가 접하는 내각을 나타낸다. θ_k 를 측정하기 위해 허벅지에 부착된 sensor 2와 종아리에 부착한 sensor 3을 이용해 θ_2 와 θ_3 의 각도를 측정한다. 그 다음 측정값을 이용해 수학적으로 θ_k 를 도출하는 과정은 다음과 같다.

$$\theta_k = (180^\circ - \theta_2) + \theta_3 = \theta_{e2} + \theta_3 \quad (1)$$

골반과 발목각의 경우 무릎과 다르게 각 센서가 이루는 선분의 외각을 측정한다. 따라서 다음과 같이 변형된 공식에 따라 골반각 θ_p 와 발목각 θ_a 를 구한다.

$$\theta_p = \theta_1 + (180^\circ - \theta_2) = \theta_{e2} + \theta_1 \quad (2)$$

$$\theta_a = \theta_3 + (180^\circ - \theta_4) = \theta_{e3} + \theta_4 \quad (3)$$

각각의 MPU6050에서 측정된 각도 값은 HC-06을 이용한 블루투스 통신으로 마이크로컨트롤러에게 전송된다. 이때 마스터 모드의 HC-06과 연결된 Arduino는 송신 받은 각도 정보를 이용해 위와 같은 관절각을 계산하여 TXT 파일로 저장한다. 측정된 각도는 엔코더로 비교해 보았을 때 5% 이내의 각도오차를 가지는 것으로 확인되며 신뢰성 있는

데이터를 얻을 수 있다.

무선통신방식을 기반으로 하는 본 시스템에서 사용하는 HC-06은 2.4GHz의 주파수 ISM 대역을 사용하고 동기식 통신 속도는 최대 1Mbps를 수행할 수 있는 블루투스 모듈이다. 개발한 보행 측정 시스템은 각 다리마다 4개의 MPU6050을 사용하며 각각의 센서 간의 관계로 보행각도를 도출해 내기 때문에 각각의 다리는 하나의 마이크로컨트롤러로 연결되어야 한다. 인간의 보행을 측정하기 때문에 초당 60회 이상의 측정이 불필요하기 때문에 전체 측정 장치에서 하나의 마이크로컨트롤러를 사용해도 무방하다. 하지만 무선 통신에서 안정적인 대역폭을 확보하고 두 다리 중 하나의 다리만 측정할 경우에도 분리하여 편하게 사용할 수 있도록 각각의 다리는 다른 마이크로컨트롤러로 연결하였다. 2개의 허브로 각각의 다리에서 측정되는 데이터를 분리함으로써 통신에 안정성을 확보하고 다리의 측정 장비를 분리하여 개별다리 측정이나 착용이 더욱 편리해졌다. 더불어 측정 장비의 수리비용을 줄일 수 있다.

IV. 영상처리를 이용한 각도 측정 알고리즘

영상처리를 통한 보행측정의 기본적인 이론은 측정하고자 하는 관절을 중심으로 이루어지는 하체의 측면을 촬영하고 다시 각도를 계산하여 관절의 움직임을 측정하는 것이다. 영상을 이용해 각 관절의 각도를 추출하기 위해서 각각의 다리에 6개의 아크릴 소재의 marker를 사용하며, 스마트폰을 이용해 검사자의 측면을 촬영하였다. 그림 4는 영상

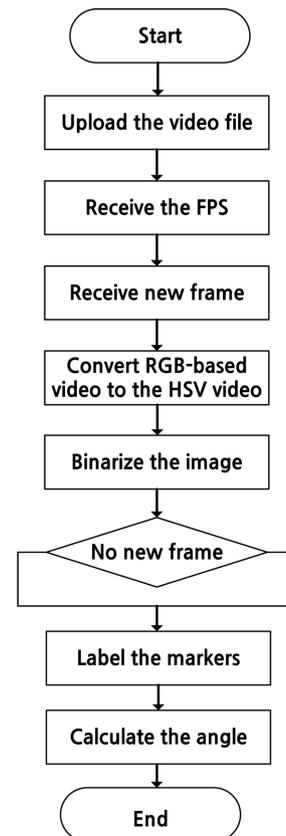


그림 4. 영상처리 알고리즘.

Fig. 4. Image processing algorithm.



그림 5. 외부 환경에서 보행 측정하는 모습.

Fig. 5. Measuring gait in an external environment.

처리를 통해 관절 각도를 측정해 설계한 알고리즘이다.

각 marker는 위쪽부터 허리, 골반, 허벅지, 무릎, 발의 앞쪽 측면과 뒤쪽 측면에 부착하였다. 가장 먼저 보행 장면을 촬영한 스마트폰 영상을 이용하여 오픈 소스 버전 C 라이브러리인 Open CV에서 marker를 인식하는 과정을 진행한다. 영상을 Open CV에 업로드하면 초당 촬영된 프레임의 수를 계산한다. 각 프레임마다 인식된 marker를 기준으로 각 관절간의 관계를 분석하고 관절 각도를 계산하여 도출하는데 이용된다.

원본 영상을 그대로 처리하면 배경 등이 자연광에 marker가 반사됨에 따라 많은 잡영을 발생시키게 된다. 잡영이 있는 상태의 영상은 marker를 정확히 인식하지 못하고 결과적으로 관절각을 왜곡하여 측정하게 된다. 따라서 marker를 주변 환경과 명확하게 구분할 수 있도록 촬영된 RGB 기반의 영상은 HSV 색채 기반의 영상으로 변환되어 특정 색을 갖는 marker를 인식하게 한다. 자체적으로 설계한 HSV 조정 트랙바를 이용해 자연광 상태에서 같은 marker도 다르게 인식될 수 있는 취약점을 개선하였다. 이와 같은 작업을 통해 그림 5처럼 실험실 외부에서도 보행 측정이 가능하다.

변환된 HSV 색채 기반 영상에서 주변 배경과 marker를 구분할 수 있도록 이진화 시키는 작업을 수행한다. 이후 흑백 처리된 영상에서 marker의 크기 허용 범위를 한정지어 잡영을 한 차례 더 제거해준다. 이 과정에서 최소 면적 미만이거나 최대 면적 초과인 잡영들은 대부분 제거된다. 배경과 구분된 marker를 정확하게 인식할 수 있게 된다. 다음으로 인식된 각각의 marker가 몸의 어디에 위치하는지 구분하여 관절각을 계산할 수 있도록 labeling 작업을 수행하게 된다. 보행 방향에 따라 5,6번 marker를 설정하는 것이 달라지므로 보행 방향을 확인해준다.

marker가 모두 추출되었으면 Marker들의 좌표를 이용해 각 관절의 각도를 계산한다. 가장 상단에 위치한 골반각의 경우 marker 1, 2, 3번을 이용한다. 1, 2번 marker가 이루는 선분과 2, 3번 marker가 이루는 선분을 이용해 골반각도를 계산한다. 다른 각들도 같은 방식으로 도출한다.

이와 같은 절차를 모든 프레임을 다 수행할 때까지 알고리

즘이 반복되고 더 이상 프레임이 없을 경우 각 각도정보는 TXT파일로 저장된다.

V. 보행 분석 디스플레이

1. 센서와 영상의 융합 데이터 처리

각각의 데이터가 모두 TXT파일로 저장되지만 영상과 센서가 측정하는 주기는 매우 다르다. 영상은 보통 24-29FPS로 측정하는 반면 센서는 초당 90회의 측정 속도를 가진다. 또한 영상처리의 marker는 다리의 측면에 부착되어 있고 센서는 다리의 정면부에 부착되어있다. 이러한 위치상의 차이로 발생하는 차이가 최고 50도이다. 최대 오차는 발이 엉덩이에 닿도록 다리를 완전히 접었을 때 센서가 다리를 이루는 뼈와 살에 의해 더 이상 가까워질 수 없을 때 발생한다. 그러나 이는 보통의 보행 상황에서는 일어나지 않고 보행상황에서는 최대 20도 정도의 차이를 보인다. 이러한 측정 속도의 차이나 3차원적인 측정 위치상의 차이를 보완하여 본 시스템이 제시하는 보행 데이터 대푯값을 구하기 위해서는 데이터 융합과정이 필요하다.

측정 기구부로부터 얻어진 영상과 센서 데이터의 TXT 파일은 matlab으로 옮겨져 데이터 변환작업과 디스플레이에 이용된다. 데이터 개수가 차이나는 것을 보정하기 위해서 영상 데이터의 개수에 맞추어 센서 데이터를 샘플링 한다. 단순히 데이터의 개수만 줄이면 센서 데이터가 소실되면서 본래의 측정값과 오차가 발생하게 된다. 이를 방지하기 위해 Normalization기법을 적용하여 프로그래밍한다. 1:1 대응이 되도록 보정된 센서데이터를 θ_s' 이라 한다면 얻어지는 보행 데이터 대푯값은 다음과 같이 평균을 이용해 산출한다.

$$\theta_a = \frac{(\theta_v + \theta_s')}{2} \quad (4)$$

(θ_a : 보행 대푯값, θ_v : 영상 측정값, θ_s' : 센서 측정 보정값)

샘플링 된 데이터는 본래의 데이터와 파형을 비교해보았을 때 미소한 차이만 갖게 된다.

2. 보행 분석 디스플레이

그림 6는 보행 데이터를 matlab의 GUI기능을 이용해 디스플레이 창을 구성하고 제안하는 보행 분석 시스템을 나타낸 것이다. 연구실에서 자체 개발된 능동형 의족과 본 논

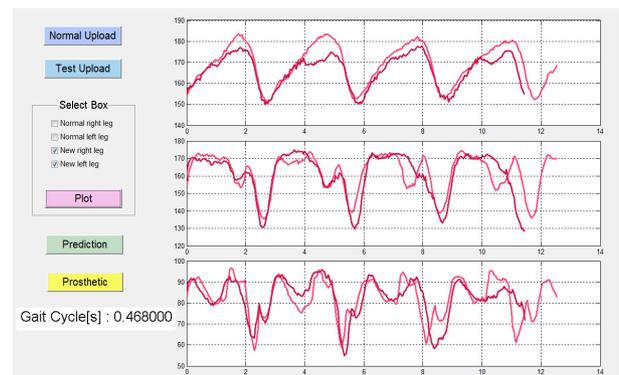


그림 6. 보행 분석 디스플레이.

Fig. 6. Display of the gait analysis system.

문에서 제안하는 측정시스템을 이용해 실험한 보행 분석 결과를 디스플레이하고 있다. 실험에서는 오른쪽에 능동형 의족을 착용하고 보행 측정 기구부를 양 다리에 부착하여 측정을 비교하였다.

능동형 의족 수요자, 소규모 단위 연구실, 능동형 의족 연구실 등에서 쉽게 적용될 수 있도록 가시성이 높은 디스플레이의 형태로 제작하였다. 보행장애 재활치료, 보행분석, 의족 보행의 대칭성분석 등의 목적으로 사용할 때 정상 보행과 진단되는 검사자의 보행이 쉽게 비교될 수 있도록 정상 보행과 테스트 버튼을 나누었다[14]. 이 버튼들을 눌러 측정 데이터를 업로드할 수 있고 업로드 후에는 앞서 언급한 데이터 처리과정이 수행된다. 또한 본 분석 시스템은 보행각도 디스플레이 외에도 보행 주기, 이상보행자를 위한 보행 기준 제시 기능을 제공한다. 이 외에 prosthetic 버튼은 실험을 통해 의족 측정과의 비교를 위해 특수하게 추가되었다.

3. 보행 주기

각 관절의 각을 나타내는 그래프를 보면 주기적으로 비슷한 모양을 그려내는 것을 확인할 수 있다. 전체 그래프의 중심 값을 측정하고 중심 값이 측정 되었다가 다시 측정되는 사이의 최솟값을 보행주기의 시작점으로 결정한다. 같은 과정을 반복하면 주기가 반복되는 지점마다 시작점을 얻을 수 있는데 이때 각 시작점 사이의 데이터 개수는 상이하하다. 각기 다른 데이터 수를 Normalization 하여 개수를 동일하게 만들어주면 시작점과 시작점 사이의 측정시간을 알 수 있다. 이를 세 관절각 그래프를 통해 모두 분석한 결과 소수점 0.00x%의 오차가 있다. 따라서 관절각의 그래프를 통해 보행주기를 도출하여 그림 6의 하단부에 디스플레이 모습을 나타낸다.

4. 이상보행자에 대한 보행 기준 제시

이상보행은 다리의 근육, 뼈, 신경 또는 척추 등에 영향을 미치는 질병 또는 절단을 포함한 장애 등에 의해 발생하는 비이상적인 보행을 의미한다. 의족 착용 시에도 이상보행이 발생할 수 있는데 진단을 통해 적절한 의족을 착용함으로써 개선할 수 있다. 의족연구가 점차 단순히 무릎 축만 움직일 수 있던 것에서 발목의 자율성까지 보장하는 형태로 진행되고 있다[15]. 이에 따라 균형적인 의족보행을 위해 무릎뿐만 아니라 골반으로 진행되는 보행의 연동작용을 모두 살피는 것이 중요하다.

보행 대퇴절단자의 대부분이 의족 착용 시에도 의족 부분을 제외한 골반과 허벅지부분은 본인의 신체를 직접 보행에 이용한다. 이러한 점에서 착안하여 보행기준 제시 기

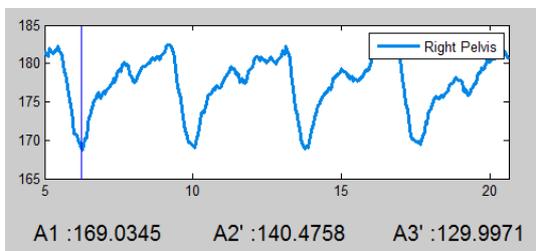


그림 7. 이상보행자를 위한 보행 기준 제시 기능.
Fig. 7. Function of suggested gait standards for abnormal gait.

능은 의족 사용자 또는 이상보행자가 정상보행자처럼 균형 보행을 할 수 있도록 보행자의 현재 골반 각도를 이용하여 무릎과 발목의 정상 보행 상태를 제시하는 기능이다.

그림 6은 본 논문에서 제안하는 이상보행자를 위한 보행 기준 제시 기능을 나타낸다. 제시된 그래프는 보행 측정 시스템으로 측정된 현재 검사자의 오른쪽 골반 각도를 plot한 것이다. 실선이 시간에 따라 이동하며 A1에 현재 골반 각도를 나타낸다. 이어 표시된 A2' 과 A3' 은 무릎, 발목의 정상보행 값을 디스플레이한 각도이다. A1을 기반으로 검사자의 평균 정상 보행 값을 제시함으로써 의족으로 인한 보행 불균형 상태를 정량적으로 비교할 수 있다.

이 기능은 시각적으로 검사자의 보행이 정상보행과 어떤 보행주기에서 큰 차이를 보이는지 확인할 수 있어 보행 훈련에 큰 도움이 될 수 있다. 또한 보행자의 보행 습관이나 균형에 맞추어 의족을 제작할 수 있도록 보행주기의 틀어짐 정도를 확인할 수 있다. 제공하는 보행 기준 제시 기능은 능동형 의족개발 시 보행 임피던스를 조정을 위한 기초 데이터로 활용할 수 있다. 이와 같이 이상보행자에 대한 보행 기준을 제시하는 것은 단순 보행측정에서 나아가 이상보행을 정량적으로 기준보행과 비교하여 보행자의 구조적인 문제를 판별하고 정상 보행으로 이끄는 지표가 될 수 있다.

5. 의족을 이용한 보행 측정 데이터 비교

본 연구에서 개발한 보행 측정시스템의 실효성을 검증하기 위하여 의족을 착용한 상태에서 정상 보행과 얼마나 차이가 나는지, 의족으로 인해 각 다리는 어느 정도의 불균형을 초래하게 되는지, 또한 엔코더를 이용해 무릎각도를 측정하는 의족을 이용하여 측정 시스템의 데이터의 신뢰성을 검증하기 위하여 그림 8과 같이 의족을 착용하고 보행 측정하였다.



그림 8. 의족과 보행 측정 기구부를 동시에 착용한 모습.
Fig. 8. Gait measurement instrument and prosthetic.

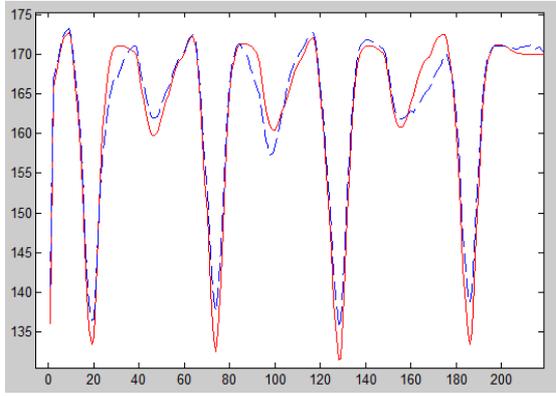


그림 9. 보행 데이터 비교

(의족데이터: 빨간 실선, 분석데이터: 파란 점선).

Fig. 9. Data comparison of the obtained gait data

(Prosthetic data: red solid line, Analysis data: blue dotted line).

의족을 착용한 피실험자가 안전하게 실험할 수 있도록 재활 훈련용 트레드밀 상에서 2Km/h의 기준 보행 속도로 측정한다. 정상인 착용 어댑터를 의족과 연결하여 의족을 착용하고 실제 걷는 다리인 의족과 피실험자의 허벅지 등에 자체 설계한 측정 시스템을 부착한다. 해당 실험에는 의족 보행에 숙련된 실험자가 참여하였다.

모니터링 시스템을 이용해 의족과 보행 측정 시스템에서 얻어진 무릎 각도의 변화를 비교하였다. 그림 9은 실제 보행을 통해 제시된 의족 보행에서 나타난 오른쪽 다리의 무릎 각도와 같은 위치를 측정 시스템으로 얻어낸 무릎각도 비교 그래프이다. 그래프에서 초록색은 의족의 엔코더에서 얻어낸 무릎각도 데이터이고 파란색은 제시한 측정 시스템의 무릎 각도를 plot한 것이다.

위의 그림 9을 살펴보면 의족의 엔코더에서 추출한 각도와 보행 시 나타나는 파형의 경향성이 유사한 것을 볼 수 있다. 그러나 본 측정 시스템과 다르게 의족의 경우 전체 파형이 매끄럽고 매우 규칙적임을 확인할 수 있다. 반면 본 시스템은 파형의 떨림이 있고 의족 데이터와 7°도 이내의 오차를 가진다. 의족의 경우 기계적인 결합을 통해 엔코더가 고정되기 때문에 각도가 흔들림 없이 측정되지만 고전 센서나 영상 marker를 고정적인 장치 없이 부착하기 때문에 흔들림 현상이 발생한다. 장치를 버팀대와 같은 단단한 고정 장치에 부착하면 이러한 현상이 발생하지 않지만 사람 다리가 아닌 의족에도 부착할 수 있을 만큼 피실험자의 체형에 관계없이 착용이 가능하다는 점을 알 수 있다.

VI. 결론

보행 특성을 분석하는 일은 능동형 의족 개발과 보행 진단에 있어서 매우 중요시 된다. 본 논문에서 제안한 시스템은 근거리 무선통신을 이용한 센서 측정과 영상 처리를 이용한 측정 방법으로 착용이 용이하고 보행에 영향을 주지 않는 보행 측정 장비를 특징으로 한다. 오픈소스 하드웨어인 arduino를 이용하여 착용자의 보행에 제약을 최소화한 측정 기구부를 직접 설계하여 구상하였다. 영상 처리부분에

서는 기존의 측정 시스템처럼 적외선 카메라를 이용하지 않고 스마트폰으로 보행 영상을 촬영하였다. 인간의 움직임을 영상에서 추출해내기 위해 marker를 몸에 부착하였고 Open CV를 사용하여 설계한 marker 추출 알고리즘은 각 관절 각도를 측정해 디스플레이할 수 있다. 저렴하고 가벼운 측정 기구부를 통해 높은 접근성을 가진 측정 장비를 개발하였다. 고전적인 센서와 비전 센서를 융합하여 각각의 한계점을 개선하였다. 인간의 움직임 또는 빛의 영향으로 비전 센서의 정보가 순간적으로 소실될 경우 Open CV의 자체적인 알고리즘에서 보정된다. 더 나아가 보행 중 팔로 marker를 가리는 등 오랜 시간 비전 정보가 소실되면 센서 데이터에 신뢰도를 높여주어 각 센서가 상호보완적인 역할을 할 수 있도록 개발될 수 있다.

또한 자체적으로 설계된 디스플레이 창에서 수요자의 데이터 해석능력을 높이기 위해 GUI를 이용하였다. 영상과 센서 측정값을 이용해 정상 보행 주기와 그래프를 객체화하고, 세 개의 각도 데이터, 자의 보행 주기, 실제 측정된 marker 영상을 제공한다. 또한, 측정자의 골반 각을 이용하여 정상 보행 상태에서의 나머지 하지 관절 각도를 제시함으로써 이상보행자를 위한 기준 보행 제시 기능을 제공하였다. 이 기능을 통해 의사가 증상 및 병력을 검토하고 환자의 걷는 방식을 관찰함으로써 환자의 병을 일으키는 구조적 문제가 있는지 진단하고 판별하는데 도움을 줄 수 있다.

REFERENCES

- [1] W. Lim, S. Kim, and Y. Lee, "Development of a powered knee prosthesis using a DC motor," *Journal of Institute of Control, Robotics and Systems (in Korean)*, vol. 20, no. 2, pp. 193-199, Dec 2014.
- [2] Y. Jeong, Y. Jeong, and H. Kim, "Comparison of the effect of treadmill walking combined with obstacles-crossing on walking function in stroke patients," *Korean Research Society of Physical Therapy (in Korean)*, vol. 20, no. 3, pp. 9-18, Aug 2013.
- [3] H. Yeong, "Clinical Application of gait analysis system using a wireless attachable three-axes gyroscope sensor (gait analysis in vestibular neuritis patients)," Ph. D. Dissertation, University of Busan, Korea, Aug 2013.
- [4] D. Kim, T. Yoo, S. Kwon, H. Choi, and M. Jeong "Development of a gait diagnosis supporting system using korean normal gait data," *Journal of the Korean Institute of Industrial Engineers (in Korean)*, vol. 33, no. 4, pp. 480-486, Sep 2007.
- [5] M. I. Chidean, E. Arco, E. Morgado, J. R. Bargueno, and A. J. Caamano, "Ambulatory gait measurement system for natural environments," *International Journal of IEEE Sensors*, vol. 17, no. 4, pp. 1144-1153, December 2016.
- [6] J. M. Hausdorff, "Gait dynamics, fractals and falls: finding meaning in the stride-to-stride fluctuations of human walking," *International Journal of Human movement*

science, vol. 26, no. 4, pp. 555-589, Aug. 2007.

- [7] M. Costa, C. K. Peng, A. L. Goldberger, and J. M. Hausdorff, "Multiscale entropy analysis of human gait dynamics," *Physica A: Statistical Mechanics and its applications*, vol. 330, no. 1-2, pp. 53-60, Dec 2003.
- [8] J. Lee, "Arduino: open source terminals and network devices," *OSIA Standards & Technology Review (in Korean)*, vol. 28, no. 1, pp. 48-63, Mar. 2015.
- [9] E. Kim, K. Kim, U. Wijenayake, and S. Park, "Accurate pose measurement of label-attached small objects using a 3D vision technique," *Journal of Institute of Control, Robotics and Systems*, vol. 22, no. 10, pp. 839-846, October. 2016.
- [10] J. Park, Y. Park, Y. Park, and D. Hong, "Attitude estimation for the biped robot with vision and gyro sensor fusion," *Journal of Institute of Control, Robotics and Systems*, vol. 17, no. 6, pp. 546-551, June. 2011.
- [11] C. C. Norkin and P. K. Levangie, *Joint structure and function a comprehensive analysis*, Pamela K. Levangie, United Kingdom, 2010.
- [12] J. Lee, G. Lee, S. Lee, D. Jang, and B. Lee, "Knee joint control of transfemoral prosthesis based on the EMG signal," *Proc. of IEIE*, vol. 5, no. 1, pp. 281-284, June. 2002.
- [13] B. Moon, J. Ryu, "Implementation of fall direction detector using a single gyroscope," *Journal of Korea Industrial Information Systems*, vol. 21, no. 2, pp. 31-37, Apr. 2016.
- [14] S. Eom, K. Song, M. Jang, and E. Lee, "Study on bilateral exercise interface techniques for active rehabilitation of the upper limb hemiplegia," *Journal of Institute of Control, Robotics and Systems*, vol. 21, no. 6, pp. 510-517, June. 2015.
- [15] J. Bak, K. Lee, and C. Lee, "Study on advanced knee joint linkage of active prosthesis leg," *Journal of RESKO*, vol. 6, no. 2, Sep. 2012.



나수인

2016년 인하대 전기공학과 졸업. 2016년~현재 동 대학원 석사과정. 관심분야는 임베디드 시스템, 메카트로닉 시스템 제어, 영상 기반 계측 시스템.

이영삼

제어 · 로봇 · 시스템학회 논문지, 제15권 제4호 참조.