

편마비 환자를 위한 3차원 보행 자세 측정 및 디스플레이 시스템

황용하*, 김용석*

A 3D Posture Measuring and Display System for Hemiplegic Patients

Yong-Ha Hwang*, Yong-Seok Kim*

요약

본 논문에서는 편마비 환자는 정상인과 다른 보행 특성을 가지므로 본 논문에서는 이들의 특성을 반영하여 보행 자세를 측정하고 실시간 3차원 그래픽으로 보여주는 시스템을 개발하였다. 환자는 허벅지, 종아리 및 발에 각각 센서 모듈을 착용하며, 측정 정밀도를 높이기 위하여 각 모듈에는 3축 가속도 센서와 3축 자이로 센서를 조합하여 적용하였다. 보행자세 디스플레이를 위하여 센서 모듈들로부터 수신한 데이터를 활용하여 허벅지, 종아리 및 발을 3차원 모형으로 모델링하여 실시간으로 화면에 보여주도록 하였으며, 편마비 환자의 특이한 보행 자세를 분석하기에 편리하도록 사용자의 보는 각도를 임의로 변화시킬 수 있도록 하였다. 또한 측정된 자세 정보를 활용하여 RLA(Rancho Los Amigos) 보행 주기의 단계별 진행되는 과정을 실시간으로 판단하여 화면에 표시할 수 있도록 함으로써 진행 단계 및 단계별 소요시간을 통하여 보행의 특성을 평가할 수 있도록 하였다.

▶ Keywords : 자세측정, 보행주기, 편마비 환자, LabView, 가속도 센서, 자이로 센서

Abstract

In this paper, Hemiplegic patients have gait characteristics different from normal persons. This paper presents a posture measuring and display system reflecting their characteristics. Patients wear 3 sensor modules on thigh, calf and foot. To enhance measuring precision of each sensor module, 3D accelerometer and 3D gyroscope are combined. Gait posture is displayed in 3D by modeling thigh, calf and foot as connected 3D objects based on data of the sensor modules. For convenience in inspecting unusual gait posture of hemiplegic patients, any view angle of the 3D display can be selected. In addition, the current gait phase of RLA(Rancho Los Amigos) gait cycle

•제1저자 : 황용하 •교신저자 : 김용석

•투고일 : 2014. 5. 21, 심사일 : 2014. 6. 24, 게재확정일 : 2014. 8. 5.

* 강원대학교 컴퓨터정보통신공학과(Dept. of Computer and Communications Engineering, Kangwon University)

※ 본 연구는 2013년도 강원대학교 학술연구조성비로 연구하였음(과제번호-C1009743-01-01)

is determined and displayed in real-time by utilizing the posture information. The phase sequence and duration of each phase can be used in evaluating gait quality of patients.

▶ Keywords : Posture measuring, Gait cycle, Hemiplegic patient, LabView, Accelerometer, Gyroscope

I. 서 론

일상생활에서 무심코 이루어지는 보행은 근육의 활동과 관절의 움직임이 역학적으로 그리고 시간적으로 잘 조화되어야 이루어질 수 있는 매우 정교한 운동 과정이다. 편마비 환자의 운동형상학적 분석으로서 보행 자세를 측정하고 분석하는 것은 보행이상 여부, 이상 정도, 및 재활 훈련에 의한 개선 정도 등을 파악하는데 아주 중요하다. 기존의 정밀한 보행 분석 장비들은 규모가 방대하고 설치장소도 제한되며 운용비용도 매우 고가이다. 최근에 가속도 센서와 자이로 센서의 가격이 하락함에 따라서 이들을 결합하여 비교적 저렴하게 보급형 자세 측정 시스템을 구축할 수 있게 되었다.

인체의 움직임을 측정하고 인식하는 연구로는, 크게 관찰 대상자가 어떤 동작을 하고 있는 지를 인식하기 위한 것과 인체의 자세를 정확하게 측정하는 것으로 구분할 수 있다. 관찰 대상자의 동작을 인식하는 것은 인체의 움직임으로부터 당사자가 의도한 적절한 정보를 파악해 내는 것이 목적이다. 이러한 목적으로는 주로 카메라로부터 수집한 영상을 분석하거나 [1,2] 인체에 부착한 가속도 센서 [3], 자이로 센서 [4], 또는 스마트 폰의 센서로부터 얻은 정보[5]를 이용하기도 하였다.

인체의 자세를 정확하게 측정하는 시스템은 모션 캡처를 목적으로 하거나 인체의 운동역학적인 정보를 수집하기 위한 것이다. 이를 위한 시스템으로는 인체에 마커를 부착하고 영상 장치를 이용하여 마커의 이동을 추적하는 방법과 [6] 인체에 직접 센서를 부착하여 움직임에 대한 데이터를 수집하는 방법이 있다[7,8]. 영상장치를 사용하기 위해서는 제한된 공간 내에서만 측정이 가능하다는 한계가 있다. 장소에 구애됨이 없이 자유롭게 활동하면서 인체의 움직임을 측정하기 위해서는 센서를 인체에 부착하고 이동 중에 실시간으로 데이터를 수집하는 방식이 유리하다.

본 논문에서는 저가이면서도 사용하기 편리한 보행 자세 측정 및 디스플레이 시스템을 개발하였다. 가속도 센서와 자이로 센서의 결합을 통해서 자세측정의 정밀도를 높였으며, 보행자세를 3차원으로 시각 방향을 원하는 대로 선택하여 디스플레이 할수 있게 함으로써 편마비 환자의 보행 특성을 측정하고 분석하는 데에 편리하도록 하였다.

II. 관련 연구

편마비 환자와 같이 운동에 장애가 있는 사람의 움직임 특성을 측정하는 것은 정상적인 사람의 운동특성을 측정하는 것과는 차이가 있다. 가속도계를 이용하여 편마비 환자의 보행을 분석한 연구로는 가속도계를 허리에 부착하고 수집된 보행 가속도 데이터는 무선으로 분석 시스템으로 전송하여 Matlab을 이용하여 분석한 것이 있다[9]. 이것은 허리에 가속도계를 하나만 부착하였으므로 인체 동작의 복잡성으로 인해서 정밀도에 한계가 있다.

다른 연구로는 기울기 센서, 자이로 센서, 및 가속도 센서를 복합적으로 사용하여 정상 보행과 편마비 보행시의 출력 곡선의 특징적인 정점을 이용하여 보행주기를 검출하고, 정상 보행과의 비교를 통하여 이상 여부를 분석하였다. 기울기 센서와 가속도 센서는 무릎 아래에 부착하고, 자이로 센서는 발 뒤꿈치에 부착하여 각각의 데이터를 분석 시스템으로 전송하여 Matlab으로 분석하였다[10].

압력센서를 자이로 센서 및 가속도 센서와 결합하여 활용한 예로는 신발에 3축 가속도 센서와 2축 자이로 센서를 부착하고, 발가락 부분과 발꿈치 부분에 압력 센서들을 배치하여 수집된 데이터를 컴퓨터로 수집하여 분석하였다. 분석 방법은 좌우의 데이터에 대한 대칭성을 분석하여 보행의 비정상 정도를 구분하였다[11].

본 논문에서는 편마비 환자의 특성을 고려하여 보행 중에 허벅지, 종아리 및 발의 자세를 측정하고 실시간 3차원 그래

픽으로 보여주도록 하였다. 센서로는 3축 가속도 센서와 3축 자이로 센서를 하나의 모듈로 구성하고 이러한 모듈을 허벅지와 종아리 및 발에 각각 착용하도록 하였다. 보행자의 자세를 측정하는 데 있어서 가속도 센서와 자이로 센서의 데이터를 결합함으로써 정밀도를 높였다. 이들을 결합함으로써 3차원 각의 측정 정밀도를 높일 수 있음은 기존 논문에서 확인할 수 있다[12].

또한 본 논문에서는 센서 모듈에서 측정된 각을 실시간으로 컴퓨터로 전송하여 3차원 그래픽으로 보여주는데 있어서 대상이 편마비 환자라는 점을 고려하여 허리를 기준점으로 하여 허벅지와 종아리 및 발이 어떤 방향으로 자세를 취하고 있는지를 보여주도록 하였다. 정상적인 사람의 보행에서는 정면의 한 방향에 대한 데이터만 처리하면 되지만 편마비 환자는 다리의 움직임에 여러 방향의 성분이 포함될 수 있기 때문이다. 발의 경우에는 접질리는 경우도 있기 때문에 발이 비틀리는 경우도 표시되도록 하였다.

환자에 대한 보행분석은 객관적이며 정량적인 방법으로 보행을 평가하는 것으로서 운동형상학적 분석, 운동역학적 분석, 동적 근전도 및 에너지소비량 측정 등이 포함된다[12]. 보행분석을 위해 많은 의료기관에서 사용하고 있는 3차원 동작분석기는 운동역학적 분석과 운동형상학적 분석이 동시에 가능하며 비교적 정확한 결과를 얻을 수 있지만 장치의 규모가 방대하고 많은 비용이 소요되는 문제가 있다. 운동형상학적 분석의 하나로서 Rancho Los Amigos (RLA) 방식의 보행주기를 검사하는 방법이 있다 [14]. 한 걸음을 움직이는 과정을 처음 발을 앞으로 내미는 단계부터 한걸음이 완성되는 단계까지를 총 8단계 (initial contract, loading response, mid-stance, terminal stance, pre-swing, initial swing, mid-swing, terminal swing)로 구분하고 있다. 본 논문에서는 방대한 보행분석 장비가 없이도 측정된 자세 정보를 기준으로 보행 주기의 8단계가 진행되는 과정을 실시간으로 판단하여 화면에 표시할 수 있도록 하였다.

논문 [15]에서는 정상보행과 비정상 보행을 구분하는 방법의 하나로서 양다리의 보행자의 보폭, 보행속도, 소요시간을 측정하고 양 발간의 유사성 여부를 통해서 정상보행과 그렇지 않은 비정상 보행을 구분하였다. 본 논문에서와 같이 보행주기의 단계별 진행 과정을 분석하게 되면 임상 분석 자료를 통하여 진행단계의 순서, 단계별 소요시간의 비율 등을 통하여 보행의 특이점을 구별해 낼 수 있게 될 것이다.

III. 보행 자세 측정

1. 보행 자세 측정 장치의 구성

보행 과정의 자세를 측정하기 위해서는 허벅지, 종아리 및 발의 각도를 측정한다. 그런데 편마비 환자들의 보행은 정상적인 사람의 보행과는 다른 동작 패턴을 보일 수 있다. 정상적인 사람은 정면으로 진행되는 방향의 자세만 측정하면 되지만 편마비 환자는 좌우 방향의 움직임이 수반된다. 따라서 각 부위별로 3차원의 각도를 측정할 필요가 있으므로 3축 가속도 센서와 3축 자이로 센서를 하나의 모듈에 결합하여 사용하였다. 2가지 센서를 결합하여 사용함으로써 정밀도를 높이면서 각 센서의 특성으로 인한 오차를 줄일 수 있다.

전체 시스템의 구성은 그림 1과 같다. 각 모듈은 각도를 계산하기 위해서 가속도 센서와 자이로 센서의 데이터를 결합하고 Kalman 필터를 적용하여 각 축별 경사각을 계산한다. 보행자세 디스플레이 장치는 각 부위별, 축별 각도를 받아서 LabView를 이용하여 보행 자세를 3차원으로 보여주고, 보행 단계별로 진행되는 과정을 판단하여 표시해 준다. LabView는 연구용으로도 널리 사용되지만 실행파일로 변경하여 제품에 직접 탑재할 수도 있다. 특히 의료기기의 경우에는 소프트웨어 부분도 인증을 받아야 하는데 LabView는 구성 모듈들이 이미 인증을 받은 것이어서 최종 제품의 인증을 확보하는데 유리하다.

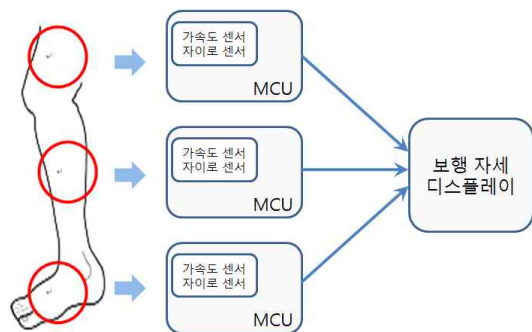


그림 1. 전체 시스템의 구성
Fig. 1. Overall system structure

자이로 센서는 기울기가 변하면서 짐벌 락이 발생할 수 있다. 즉, 2개의 짐벌이 동일한 축으로 회전하게 되면 하나의 자유도를 잃게 된다. 따라서 센서의 기본 방향을 보행시의 기본자세를 기준으로 설정함으로써 90도 근방까지 기울어지는

상황이 발생하지 않도록 하였다. 즉, 허벅지 모듈과 종아리 모듈은 착용한 상태로 서 있을 때에 자이로 센서가 수평이 되도록 제작하고, 발 모듈은 발이 수평을 유지할 때 자이로 센서가 수평이 되도록 제작하였다. 그림 2는 모듈별로 센서의 방향을 달리한 외관을 보여준다. 그림 3은 3개의 모듈을 다리에 착용한 모습이다. 모듈에 사용된 센서는 표 1과 같이 자이로 센서와 가속도 센서가 하나의 부품으로 통합되어 있는 것을 사용하였다.

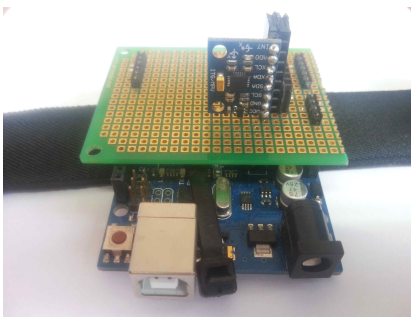
허벅지 모듈은 정면 방향 (pitch 방향)의 움직임을 나타내는 x축 각도와 측면 방향 (roll 방향)의 움직임을 나타내는 y축 각도를 사용한다. z축 방향 (yaw 방향)은 허벅지 자체가 비틀리는 경우이므로 제외하였다. 종아리 모듈도 허벅지 모듈과 동일하다. 발 모듈은 발이 수평일 때 센서가 수평이 되도록 제작하였으므로 발끝이 들리는 방향이 x축에 해당하고 발의 축을 기준으로 회전하는 방향이 y축에 해당한다. 발의 축 방향으로 회전하는 경우는 발이 접질리는 상황에 해당한다. 참고로, 가속도 센서와 자이로 센서만으로는 센서 자체의 특성상 z축 방향의 각도는 정확도가 떨어지며, 이를 보정하기 위해서는 지자기 센서와 같은 다른 종류의 센서를 결합하는 방법을 동원해야 한다.



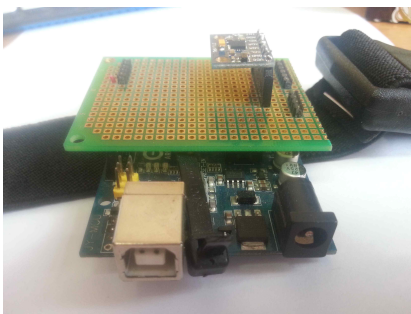
그림 3. 센서 모듈들을 착용한 모습
Fig. 3. The wearing figure of sensor modules

표 1. 센서 사양
Table 1. Sensor specification

모델명	MPU5060
공급 전원	2.3 ~ 3.4V
자이로스코프 감도	131 LSB/dps
자이로스코프 측정범위	±250, ±500, ±1000, ±2000dps
가속도 센서 감도	16,384 LSB/g
가속도 센서 측정범위	±2g, ±4g, ±8g, ±16g
인터페이스	I ² C



(a) 허벅지/종아리 모듈



(b) 발 모듈

그림 2. 센서 모듈의 외관

Fig. 2. The appearance of sensor modules

2. 가속도와 각속도를 이용한 각도 측정

3축 자이로 센서는 x, y, z 3축 방향의 각속도를 측정한다. 각 축별로 각속도를 적분하면 현재의 각을 결정할 수 있다. 즉, 각속도에 시간을 곱하면 각의 변화가 되고 이것을 다음과 같이 누적하면 현재의 각이 된다. 여기서 ω_x 와 ω_y 는 각각 자이로 센서를 이용하여 측정된 x축과 y축의 각속도이고, Δt 는 경과 시간을 나타내며, θ_x^g 와 θ_y^g 는 각각 이들을 이용하여 계산한 x축과 y축 방향의 각이다.

$$\theta_x^g \leftarrow \theta_x^g + \omega_x \cdot \Delta t \quad (1)$$

$$\theta_y^g \leftarrow \theta_y^g + \omega_y \cdot \Delta t \quad (2)$$

3축 가속도 센서는 x, y, z 축 방향의 가속도를 측정한다. 각 축별로 가속도를 적분하면 속도가 되고 이것을 다시 적분하면 변위가 되므로, 이 변위를 이용하여 각도를 구할 수 있다. 그러나 일반적인 보행 중에 가속도는 중력 가속도 분이 대부분이고 보행에 따른 가속도 변화 분은 아주 미미하므로

현재의 각의 근사치를 다음과 같이 간편하게 구할 수 있다. 센서의 정밀도가 아주 높지는 않기 때문에 이 근사치로도 충분하다. 여기서 a_x , a_y 및 a_z 는 각각 가속도 센서를 이용하여 측정된 x축, y축 및 z축 방향의 가속도이고, θ_x^a 와 θ_y^a 는 각각 이들을 이용하여 계산한 x축과 y축 방향의 각이다.

$$\theta_x^a \leftarrow \tan^{-1}(a_y/a_z) \tag{3}$$

$$\theta_y^a \leftarrow \tan^{-1}(a_x/a_z) \tag{4}$$

3차원 디스플레이 시스템 상에 다리관절의 피치 방향 기울기로서 허벅지, 종아리 및 발의 정면방향 기울기에 해당하여 실질적으로 보행주기 및 패턴분석에 사용되는 x축을 기준으로 설명한다. 가속도 센서가 수평으로 정지해있는 자세라고 가정하면 수직 방향의 a_z 만 양의 값이고 a_x 와 a_y 는 0이다. x축을 기준으로 회전하여 기울어지면 a_y 성분과 a_z 성분으로 나누어지고 이 값의 비율이 곧 기울기가 되므로 θ_x^a 는 $\tan^{-1}(a_y/a_z)$ 로 계산할 수 있다. 참고로, 센서가 수직에 가까워질수록 a_y 성분에 비해서 a_z 성분이 아주 작아지므로 정밀도가 떨어지게 된다.

θ_x^a 와 θ_y^a 를 결합하여 x축 방향의 각 θ_x 를 구하기 위해서 널리 사용되는 Kalman 필터를 적용하였다. 이 과정에서 고주파 잡음 부분과 센서별 오류 특성이 줄어들어서 측정된 각의 정밀도가 높아지게 된다. 이러한 방법으로 각 센서 모듈에서 x 축 방향의 각도와 y 축 방향의 각도를 결정하여 보행자세 디스플레이 장치로 전송하는 과정을 그림 4에 나타내었다.

칼만 필터의 처리는 그림 5와 같이 동작하는데, 직전의 값을 토대로 해서 현재 값을 추정한 다음 현재의 측정 값을 활용하여 적절히 보정하는 과정을 반복한다. 보정을 위해서는 칼만이득을 계산하여 사용하는데 여기에 오차의 공분산이 활용되며 이것 역시 추정과 보정의 과정을 거친다. 본 시스템에서는 x축과 y축의 각을 각각 칼만 필터를 통하여 결정하는데, x/y 축을 위한 칼만 필터에서는 수식 (1)/(2)에 의한 추정값과 수식 (3)/(4)에 의한 측정값을 사용한다.

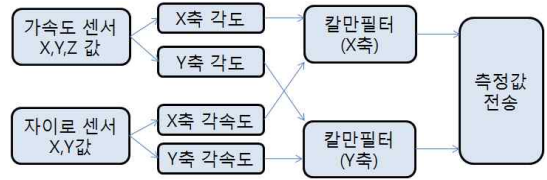


그림 4. 모듈별 각도 측정
Fig. 4. Angle measurement of each module

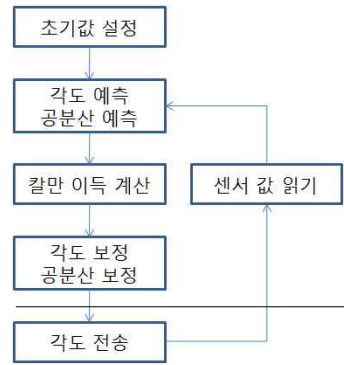
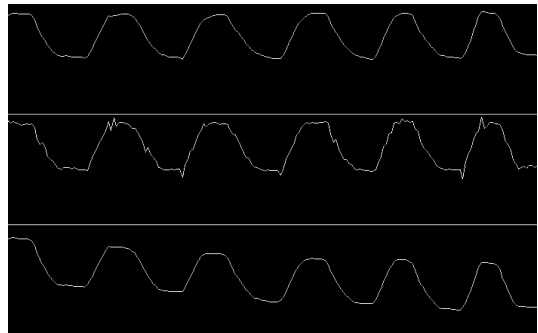


그림 5. 칼만 필터 처리 과정
Fig. 5. Kalman filter processing sequence

그림 6은 이러한 과정에서의 신호의 개선 효과를 보여준다. 앉았다가 일어설기를 반복하면서 측정된 허벅지 모듈의 x 축 방향 각도 신호로서, 위에서부터 차례대로 두가지를 결합하여 Kalman 필터를 적용한 신호, 가속도 센서 값만으로 계산한 신호, 및 자이로 센서 값만으로 계산한 신호이다. 가속도 센서는 잡음이 심하고 자이로 센서는 시간이 지날수록 오차가 누적되지만 Kalman 필터를 적용한 후의 신호는 이러한 여러 부분이 제거된 것을 확인할 수 있다.



(상) 가속도 및 자이로 신호를 결합한 Kalman 필터 출력
(중) 가속도 신호로부터 계산한 각도
(하) 자이로 신호로부터 계산한 각도

그림 6. 자이로 센서와 가속도 센서 신호 결합에 의한 정밀도 개선
Fig. 6. Precision improvement by combining of accelerometer and gyroscope

IV. 보행 자세 모니터링 및 분석

1. 보행자세의 3차원 디스플레이

3개의 센서 모듈로부터 수집된 각도를 이용하여 보행 자세를 실시간으로 3차원으로 표시하는 3차원으로 표시하는 프로그램을 LabView를 기반으로 개발하였다. 특히 편마비 환자의 이상 보행 자세를 확인할 수 있도록 임의의 시각에서 3차원으로 볼 수 있도록 하였으며, 발 부분은 접질리는 경우와 같은 뒤틀림을 확인할 수 있도록 별도로 3차원으로 표시하였다.

그림 7은 보행자세 디스플레이 장치를 위해 LabView로 구현한 프로그램의 구성을 보여준다. 허벅지 모형은 허리부분을 고정하고 무릎까지의 부분이 움직이도록 측정 각도로부터 3차원 모형의 데이터를 생성한다. 종아리 모형은 무릎에 해당하는 상단부를 허벅지 모형의 하단 부분과 일치되도록 조정하고, 발 모형은 뒤축 부분을 종아리 모형의 하단부와 일치하도록 조정한다. 보행주기의 각 단계는 세 부분의 각도를 이용하여 판별하여 표시한다. 보행자세에 있어서 x축 방향의 각도가 옆에서 본 모습을 가장 잘 나타내 주므로 세 부분의 x축 방향의 그래프는 별도로 표시하였다.

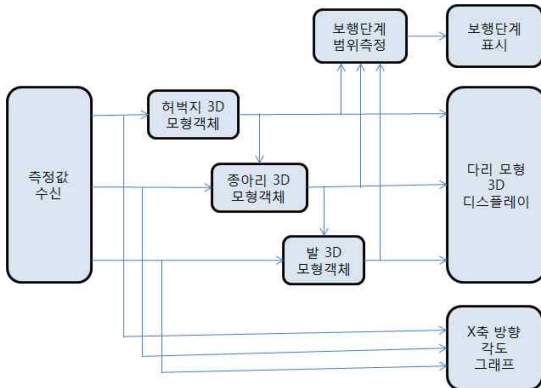


그림 7. 3차원 보행 자세 디스플레이 흐름도
Fig. 7. Flow chart of 3D gait posture display

프로그램의 전체 화면은 그림 8과 같다. 가운데 부분 상단의 보행자세 화면은 현재의 자세를 보여주고, 하단의 발 화면은 발의 뒤틀림을 보여준다. 좌측 상단 보행단계 화면의 8개의 표시등은 보행 주기의 각 단계에 따라 현재의 단계를 추정하여 표시한다. 오른쪽의 피치각도 그래프는 화면은 위에서부터 각각 허벅지, 종아리, 및 발의 x축 방향 (피치 방향)의 각

도가 시간에 따라 변화하는 그래프이다.

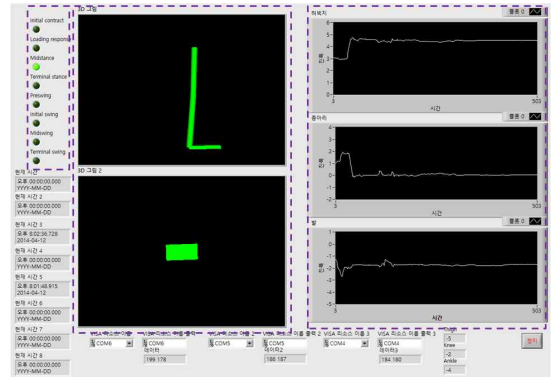
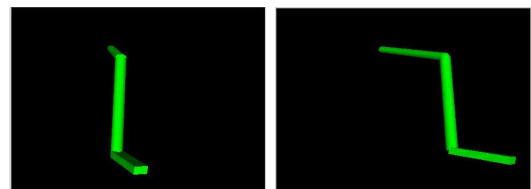
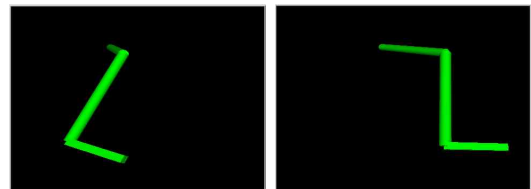


그림 8. 3차원 보행자세 표시 화면
Fig. 8. 3D gait posture display

그림 9는 보행자세 화면에서 정상인의 자세와 환자의 비정상적인 자세를 3차원으로 확인할 수 있는 그림이다. 휠체어에 앉아있는 상태에서 종아리나 발의 뒤틀림을 마우스를 이용하여 원하는 시각으로 변화시켜 가면서 확인할 수 있다. 그림 10은 발 화면으로서 발뒤꿈치에서 바라본 장면이다. 오른쪽은 발이 접질리는 경우와 같이 기울어진 비정상 자세를 보여준다.

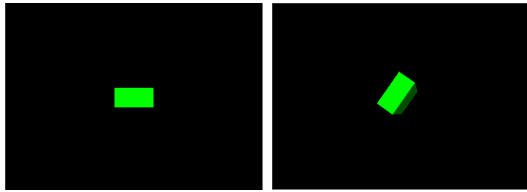


(a) 정상 자세의 정면과 측면



(b) 비정상 자세의 정면과 측면

그림 9. 앉은 상태의 정면과 측면
Fig. 9. Front and side views of sitting posture



(a) 정상 자세 (b) 기울어진 자세
 그림 10. 발의 정상 자세와 기울어진 자세
 Fig. 10. Normal and tilted postures of foot

2. 보행 주기 분석

본 논문에서 개발한 프로그램은 3개의 센서 모듈로부터 수집된 보행자세 정보를 이용하여 각 단계를 순차적으로 진행하는 과정을 판단하여 표시하였다. 보행주기는 RLA 방식의 8단계를 적용하였다. 그림 11은 수집한 각도의 값을 이용하여 RLA 보행주기에 따라 단계별로 현재의 보행자세 (각 화면의 오른쪽)와 보행주기 단계 (각 화면의 왼쪽 표시등)를 표시하고 있는 예를 보여주고 있다.

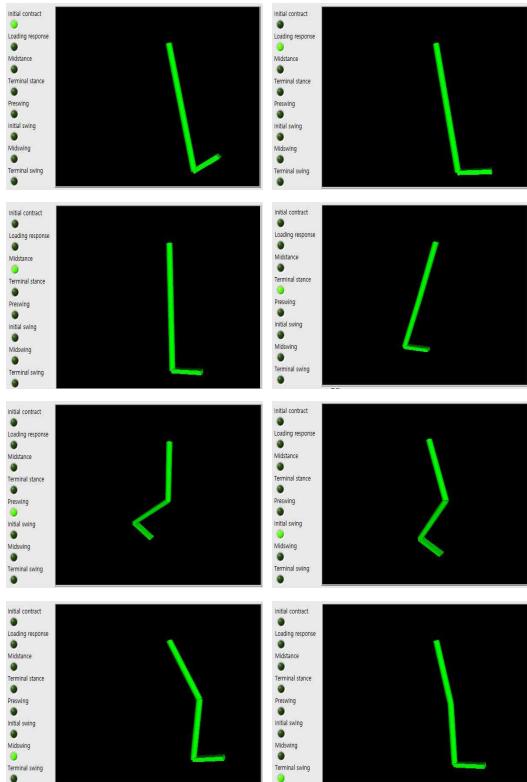


그림 11. RLA 보행주기에 따른 보행 단계 추정
 Fig. 11. Gait phase estimation based on RLA gait cycle

각 단계별 관절의 각도 범위는 문헌에 따라 약간의 차이가 있는데, 표 1은 본 논문에서 적용한 값을 보여준다. 3개의 모듈에서 수집한 x축 방향의 각도를 사용하며, 고관절의 각도는 허벅지 모듈, 슬관절의 각도는 종아리 모듈, 그리고 족관절의 각도는 발 모듈에서 수집한 값을 적용하였다. Midstance 상태의 측정 값을 기본 값으로 설정하고 이후 보행을 통한 값의 변화를 측정하여 적용하였다.

정상적인 보행주기를 기준으로 편마비 환자의 보행주기를 비교하면 보행의 이상 정도를 자동으로 판별할 수 있을 것이다. 본 논문에서는 포함되어있지 않지만 추가적인 임상실험 결과를 반영하면 가능할 것이다. 8단계를 정상적으로 거치지 않는 경우는 비정상적인 보행으로 판단할 수 있고, 각 단계별 소요시간의 비율을 비정상 정도를 판단하는데 활용할 수 있을 것이다. 환자의 재활 치료 과정에서는 보행주기 데이터의 변화 과정을 비교함으로써 재활 훈련에 따른 개선 정도를 추적 분석할 수도 있을 것이다.

표 2. 보행 단계별 각도의 범위
 Table 2. Angle ranges of gait phases

입각기 (Stance phase) (단위: 도)					
관절	Initial contract	Loading response	Mid-stance	Terminal stance	Pre-swing
고관절	5 ~ 20	5 ~ 20	-10 ~ 5	-30 ~ -10	-10 ~ 20
슬관절	-5 ~ 5	-5 ~ 15	-10 ~ 15	-15 ~ 0	-50 ~ -30
족관절	-5 ~ 5	-30 ~ 0	-10 ~ 10	3 ~ 30	-20 ~ 20
유각기 (Swing Phase) (단위: 도)					
관절	Initial swing	Mid-swing	Terminal swing		
고관절	0 ~ 20	15 ~ 40	15 ~ 25		
슬관절	-60 ~ -40	-60 ~ -30	-30 ~ 5		
족관절	-20 ~ -10	-20 ~ 10	-5 ~ 5		

V. 결론

편마비 환자의 보행 자세를 측정하고 분석하는 것은 보행 이상 여부, 이상 정도, 및 재활 훈련에 의해 개선 정도를 파악하는데 아주 중요하다. 기존의 보행 분석 장비들은 규모가 방대하고 설치장소도 제한되었지만, 최근에는 가속도 센서와 자이로 센서의 가격이 하락함에 따라서 비교적 저렴하게 이들을 결합하여 자세 측정 시스템을 구축할 수 있게 되었다.

본 논문에서는 편마비 환자의 특성을 고려하여 보행 중에 허벅지, 종아리 및 발의 자세를 측정하고 실시간으로 3차원 그래픽으로 보여주도록 하였다. 또한 측정된 자세 정보를 기준으로 보행 주기의 단계별 진행되는 과정을 실시간으로 화면에 표시할 수 있도록 하였다.

센서로는 3축 가속도 센서와 3축 자이로 센서를 하나의 모듈로 구성하여 결합함으로써 측정 각도의 정밀도를 높였다. 보행자세의 3차원 디스플레이에서는 원하는 방향의 시각을 자유롭게 조절할 수 있게 함으로써 편마비 환자의 보행자세를 분석하는데 편리하도록 하였다. 특히 발의 경우에는 접질리는 상황 등에 대비하여 회전하는 부분을 별도로 표시되도록 하였다.

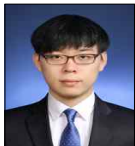
기존의 제품이나 연구결과와의 비교는 대상 장비와 동일한 조건하에서 평가가 이루어져야 하는데 이러한 비교평가는 대상장비를 확보할 수 없어서 현실적으로 쉽지 않다. 대신에 향후 연구로서 임상 데이터를 확보하여 보행 주기별 시간에 따른 보행 자세의 이상 정도를 수치화하고 이를 환자의 보행 자세 평가와 개선 정도를 판정하는 데에 활용할 수 있도록 할 필요가 있다. 또한 발목이 접질리는 상황 등을 자동으로 인식하고 알려주는 기능과 편마비 환자가 일상생활에서 착용하여 자료를 수집할 수 있도록 센서의 데이터를 스마트폰 등의 휴대용 기기를 통하여 수집하고 분석 및 전송하는 기능도 보완이 필요하다.

참고문헌

- [1] Tae Keun Yoo, Jae Lim Choi, and Deok Won Kim, "Tracking a Walking Motion Based on Dynamics Using a Monocular Camera," *Journal of the Institute of Electronics Engineers of Korea*, 49(1), pp. 20-28, Jan. 2012
- [2] Eunmi Cha, Kyoungmi Lee, "2D Human Pose Estimation Using Component-Based Density Propagation," *Human Computer Interaction KOREA*, Feb. 2007
- [3] S. Kallio, J. Kela and J. Mantyjarvi, "Online gesture recognition system for mobile interaction," *IEEE International Conference on Systems*, vol. 3, pp. 2070-2076, Oct. 2003
- [4] A. Hofer, A. Hadjakos, and M. Muhlhauser, "Cyroscope-based conduction gesture recognition," *NIME09*, Jun. 2009
- [5] Yong Cheol Leem Chil Woo Lee, "Android Platform based Gesture Recognition using Smart Phone Sensor Data," *Smart media journal*, 1(4), pp. 18-26, Dec. 2012
- [6] Dixon, P.C., H. Böhm, and L. Döderlein, Ankle and midfoot kinetics during normal gait: A multi-segment approach. *Journal of Biomechanics*, 45(6), pp. 1011- 1016, Apr. 2012
- [7] G. T. Kang, K. T. Park, G. R. Kim, B. C. Choi, D. K. Jung, "Real time gait analysis using acceleration signal," *J. of Korean Sensorws Society*, vol. 18, no. 6, pp. 449-455, Nov. 2009
- [8] Hyun-moon Park, Byung-chan Jeon, Won-ki Park, Soo-Hyun Park, Sung-chul Lee, "Smart-clothes System for Realtime Privacy Monitoring on Smart-phones," *Journal of Korea Multimedia Society*, vol. 16, no. 8, Aug. 2013
- [9] Jae Young Lee, Kyoung joun Lee, Young Ho Kim, Sung Ho Lee, Si Woon Park, "Development of Gait Analysis Algorithm for Hemiplegic Patients based on Accelerometry," *Journal of the Institute of Electronics Engineers of Korea*, 41(4), pp. 55-62, Jul. 2004
- [10] Sun Woo Park, Ryang Hee Ryu, Young Ho Kim, "Comparison of Motion Sensor Systems for Gait Phase Detection," *Journal of the Korean Society for Precision Engineering*, Vol. 7, No. 2, pp. 145-152, Feb. 2010
- [11] Geun Sub Heo, Seung Han Yang, Sang Ryong Lee, Jong Gyu Lee, Choon-Young Lee, "A Study on Particular Abnormal Gait Using Accelerometer and Gyro Sensor," *Journal of the Korean Society for Precision Engineering*, Vol. 29, No. 11, pp. 1199-1206, Nov. 2012
- [12] J. Favre, B. M. Jolles, O. Siegrist and K. Aminian, "Quaternion-based fusion of gyroscopes and accelerometers to improve 3D angle measurement," *Electronics Letters*, vol. 42, no. 11, pp. 612-614, May. 2006
- [13] Jong Woo Choi, Sei Joo Kim, Sung Bum Ko, Joon Shik Yoon, "The Result of Gait Analysis of Hemiplegic Patients with the Newly Developed

- Three Dimensional Electrogoniometer Domotion,” Korean Journal of Clinical Neurophysiology, 6(1), pp. 35-38, May. 2004
- [14] J. Perry and J. Burnfield, Gait Analysis: Normal and Pathological Function, 2nd ed., Slack Inc., 2010
- [15] Min Young Lee, Sooyong Lee, “Gait Estimation System for Leg Diagnosis and Rehabilitation using Gyroscopes”, Journal of Institute of Control, Robotics and Systems, 16(9), pp. 866-871, Sep. 2010

저 자 소 개



황 용 하

2005: 강원대학교
컴퓨터정보통신공학전공 공학사

2012: 강원대학교
컴퓨터정보통신공학과
공학석사 과정

현 재: 강원대학교
컴퓨터정보통신공학과
공학석사 과정

관심분야: 임베디드 시스템,
리버스엔지니어링

Email : yonghagg@naver.com



김 용 석

1984: 서울대학교 해양학과 이학사
(전자공학 부전공)

1986: KAIST
전기및전자공학과 공학석사

1989: KAIST
전기및전자공학과 공학박사

현 재: 강원대학교
컴퓨터정보통신공학과 교수

관심분야: 운영체제, 실시간 시스템,
임베디드 시스템

Email : yskim@kangwon.ac.kr