

## 관성센서 기반 보행 분석 시스템 구현

### Implementation of Gait Analysis System Based on Inertial Sensors

조재성\*, 강신일, 이기혁, 장성호, 김인영, 이종실  
 J. S. Cho, S. I. Kang, K.H. Lee, S. H. Jang, I.Y. Kim, J. S. Lee

#### 요 약

본 논문은 하지의 움직임 측정하고 분석할 수 있는 관성센서 기반 보행분석 시스템에 관한 것이다. 본 시스템 구현을 위해 자이로스코프, 가속도계 및 지자계 신호를 이용한 자세·방위 측정장치 모듈을 일체형으로 개발하였으며, 다수의 모듈을 환자의 분절에 부착하여 공간상에서 각 분절의 방위각을 제공할 수 있도록 하였다. 또한 재활과 관련된 많은 응용에 있어 중요한 생체역학 측정값인 신체 분절간의 관절각을 추출하는 알고리즘을 제안하였다. 개발한 자세·방위 측정장치 모듈의 성능을 평가하기 위하여 3차원 공간상의 변위 및 방위를 밀리미터 해상도로 제공할 수 있는 Vicon을 참조 측정 시스템으로 이용하였으며, yaw와 pitch에서 1.08, 1.72도의 평균 제공근 오차를 얻을 수 있었다. 보행 분석 시스템의 성능 검증을 위하여 7개의 AHRS 모듈을 하지에 부착하고 고관절, 무릎, 발목에 대한 관절각을 계산하여, Vicon과의 비교 실험을 수행하였다. 실험 결과 본 연구에서 개발한 시스템은 뇌졸중 후 회복단계 동안 사지 및 보행 동작을 실시간으로 분석, 제공함으로써 재활의 효과, 난이도 조절 및 피드백 요소를 제공할 수 있을 것으로 판단된다.

#### ABSTRACT

In this paper, we present an inertial sensor-based gait analysis system to measure and analyze lower-limb movements. We developed an integral AHRS(Attitude Heading Reference System) using a combination of rate gyroscope, accelerometer and magnetometer sensor signals. Several AHRS modules mounted on segments of the patient's body provide the quaternions representing the patient segments' orientation in space. And a method is also proposed for calculating three-dimensional inter-segment joint angle which is an important bio-mechanical measure for a variety of applications related to rehabilitation. To evaluate the performance of our AHRS module, the Vicon motion capture system, which offers millimeter resolution of 3D spatial displacements and orientations, is used as a reference. The evaluation resulted in a RMSE(Root Mean Square Error) of 1.08 and 1.72 degree in yaw and pitch angle. In order to evaluate the performance of our the gait analysis system, we compared the joint angle for the hip, knee and ankle with those provided by Vicon system. The result shows that our system will provide an in-depth insight into the effectiveness, appropriate level of care, and feedback of the rehabilitation process by performing real-time limb or gait analysis during the post-stroke recovery.

**Keyword** : Inertial sensor, Gait analysis, Rehabilitation, Attitude heading reference system

접 수 일 : 2015.05.01

심사완료일 : 2015.05.21

게재확정일 : 2015.05.22

\* 조재성 : 한양대학교 의용생체공학과 박사과정

jaesung@bme.hanyang.ac.kr (주저자)

강신일 : 한양대학교 생체의공학과 박사과정

shinil@bme.hanyang.ac.kr (공동저자)

이기혁 : 한양대학교 생체의공학과 석사과정

khlee@bme.hanyang.ac.kr (공동저자)

장성호 : 한양대학교병원 재활의학교실

systole77@hanmail.net (공동저자)

김인영 : 한양대학교 의공학교실 교수

iykim@hanyang.ac.kr (공동저자)

이종실 : 한양대학교 의공학연구소 연구교수

netlee@hanyang.ac.kr (교신저자)

※ 이 논문은 2012년도 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 기초연구사업임

## 1. 서론

편마비는 CVA (Cerebral Vascular Accident)에 따라 발생하는 전형적인 장애이다. 뇌의 영역에 공급하는 동맥의 혈액이 급격히 옹고 또는 파열에 의해 중단되었을 때 뇌졸중이 생긴다. 뇌졸중의 가장 빈번한 원인은 내경동맥이나 중대뇌 동맥 (76 %) 또는 대뇌 반구 운동 영역의 혈전증, 추골 동맥의 유사한 병리는 뇌간손상 (15 %)을 일으키며, 출혈은 뇌졸중 (9 %)로서 드문 원인이다[1]. 이러한 증상들은 심혈관 질환의 악화와 뇌졸중을 일으키는 원인이 되며, 발병 후 한쪽 상지 혹은 하지의 운동 기능을 손상시켜 균형 감각을 상실하게 된다[2].

이전까지 뇌졸중 치료 연구는 물리치료, 직업치료, 언어치료 등 주관적인 결과에 의존하여 임상와 연구원들 사이에서 운동 능력의 객관적인 평가가 요구되어져 왔다[3].

최근에는 뇌졸중 환자들의 삶의 질을 개선시키기 위해 다양한 신체 운동과 활동을 하게 하는 치료법으로서 보행 분석(gait analysis)이 가장 많이 사용되고 있다. 보행 분석 시 뇌졸중 환자는 정상인에 비해 발목, 무릎, 고관절 굴곡/신전(flexion/extension) 각도가 줄어드는 현상을 보인다. 또한 느린 보행속도 및 줄어든 보폭과 보행주기가 증가된 유각기(swing period), 보행 비대칭 등의 특성들을 보인다[4]. 양쪽 하지 사이에서 보행 비대칭이 나타나는 이유는 뇌혈관 사고가 경직성, 쇠약성을 포함하여 운동 신경원 증후군 (motor neuron syndrome)을 유발함으로써 손상된 하지는 진행이 느려지게 되어 전형적인 편마비 자세가 되며, 보행에 영향을 준다.

이러한 결점들에 대한 손상된 기능을 교정하기 위한 보상 메커니즘으로서 환자들은 밸런스를 맞추기 위해 손상되지 않은 하지에 의존하게 되며 이로 인해 손상되지 않은 하지도 역학적인 변화를 야기시킨다[5].

보행 분석을 위한 모션 트래킹 센서(motion tracking sensor)의 경우 광학식(optical), 기계식(mechanical), 전자식(electrogoniometer) 등이 있다. 이 중에 전형적인 보행 분석 방법으로 카메라를 기반으로 사용자에게 마커를 부착하고, 트레드밀(treadmill)이나 워크웨이(walkway)에서 움직일 때 광학적으로 마커를 추적하여 움직이는 데이터를 분석하는 방법들이 연구되어 오고 있다.

그러나 광학식 카메라를 이용하는 경우 비싸고,

전문가가 카메라를 위치에 맞게 설치해야 하며 제한된 공간에서만 사용할 수 있는 단점이 있다. 그 밖의 다른 센서들도 부정확성 및 공간의 제한, 안정성 부족 등의 단점이 있다[6].

이러한 단점을 보완하기 위하여 최근 연구에서는 관성센서(IMU: Inertial Measurement Units)를 이용한 보행 분석 연구들이 진행되어 오고 있다[7-9]. 관성센서 즉, 자이로스코프(Gyroscope), 가속도계(Accelerometer), 지자계(Magnetometer) 센서를 이용하여 중력과 각속도 등을 측정할 수 있으며, 자이로스코프를 이용한 오일러각 yaw, pitch, roll 축 각도에 대한 변화를 검출할 수 있다. 관성센서는 상기 기술한 모션 트래킹 센서와 달리 작은 사이즈와 적은 비용, 높은 정확성을 가지고 있으며, 휴대하기가 용이해 뇌졸중 환자로 하여금 보행 분석을 하는데 공간적 제약이 없다는 장점이 있다.

본 연구에서는 관성센서를 이용하여 재활 시 해당 신체 부위의 동역학 정보를 정량적으로 분석, 제공하기 위한 보행 분석 시스템을 개발하였다. 특히, 개발 되어진 AHRS(Attitude Heading Reference System)을[10] 기반으로 자이로스코프와 가속도계/지자계 센서를 일체형으로 교체 및 소형화된 AHRS 모듈을 개발하였으며, 이들 모듈을 신체의 각 분절에 부착하여 각 분절의 방위 정보를 블루투스 무선 통신을 통해 PC로 전송하고 움직임을 분석할 수 있도록 하였다. 재활에 있어 중요한 요소인 신체 각 분절(segment)간의 관절각(joint angle)을 추출하는 알고리즘을 이용하여 보행 패턴 및 관절각을 분석하였다. 또한 개발한 시스템을 재활 및 운동 능력 평가에 객관적인 지표로 적용하기 위해 기존에 상용화된 제품을 이용하여 검증 및 평가하였다.

## 2. 자세·방위 측정장치(AHRS) 모듈

### 2.1 AHRS 모듈 제작

본 연구에서는 신체의 각 분절에 부착하여 각 분절의 동역학적 움직임을 객관적으로 측정할 수 있는 관성센서 기반 자세·방위 측정장치 모듈을 설계 제작하였다.

그림 1은 제작한 AHRS 모듈의 블록다이어그램을 보여주고 있다. AHRS 모듈은 관성센서 및 신호 획득, 처리를 위한 마이크로 컨트롤러, 무선 통신을 위한 블루투스 모듈, 배터리 충전을 위한 회로 등으로 구성되어 있다.

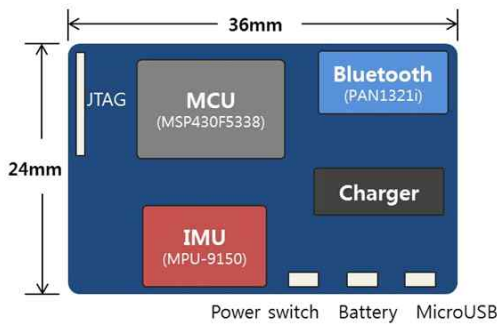


그림 1. 소형화 AHRS 모듈 블록 다이어그램

그림 2는 제작한 AHRS 모듈의 외관도 및 3축 방향을 보여주고 있다. 본 모듈은 무선시스템으로 효율적인 소모 전력 관리를 위하여 저전력을 지원하는 마이크로컨트롤러(MSP430F5338, TI, USA)를 사용하였으며, 배터리는 마이크로컨트롤러의 적정 구동 전압 및 장시간의 데이터 측정을 위하여 휴대폰에서 사용되는 충전 가능한 리튬이온 배터리를 사용하였다. 본 모듈에서 관성센서는 자이로스코프(range  $\pm 2000^\circ/s$ )와 가속도계(range  $\pm 2g$ ) 그리고 지자계(range  $\pm 12Gauss$ ) 일체형 센서(MPU9150, Invensense, USA)를 이용하였으며, 이들 신호는 각각 100hz로 I2C 통신을 통해 마이크로컨트롤러로 전송되도록 프로그래밍하였다. 획득된 각속도, 가속도, 지자계 값들을 조합하여 기울기 하강법(gradient descent algorithm)을 이용하여 AHRS 모듈의 방위 값인 오일러각(Euler angle) yaw, pitch, roll 값을 구하고, 이들 값들을 블루투스 모듈(PAN1321i, Panasonic, Japan)을 통해 무선으로 PC로 전송하도록 하였다.



그림 2. 제작한 AHRS 모듈의 외관도

보행 분석을 하는데 있어 AHRS 모듈들을 신체의 각 분절에 부착하여 모션을 분석하기 위해서는 모듈간에 구분이 되어야 하므로 헤더(header)에 모듈 아이디로 0x81~0x87를 부여할 수 있도록 하였

다. 오일러 각은 yaw, pitch, roll 각각에 대하여 3바이트를 할당하여, 소숫점 3자리까지 제공할 수 있도록 하였다.

본 연구에서는 기울기 하강법[10] 기반으로 지구 자기장의 정보를 제공하는 지자계 센서 정보 및 중력 가속도 정보를 제공하는 가속도계 정보를 이용하여 자이로스코프가 제공하는 부정확한 각속도를 보정하면서 적분을 수행하여야 신뢰할 수 있는 방위각, 즉 오일러각을 구할 수 있도록 하였다.

## 2.2 관절각 추출 알고리즘

재활 시 보행 분석 동안에 신체 분절 간의 관절각을 측정하기 위해 총 7개의 AHRS system을 부착하였다. 부착 위치는 그림 3과 같이 요추를 포함하여 양쪽 하지의 대퇴골(femur) 및 경골(tibia), 발 영역에 스트레치 밴드와 함께 부착하여 AHRS 모듈을 각 모듈에서 전송되는 오일러 각을 이용하여 관절각을 계산하였다.

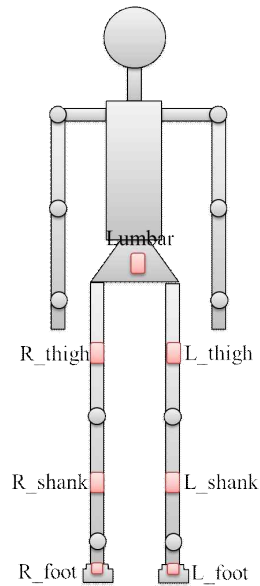


그림 3. AHRS 모듈 배치도

재활과 관련된 많은 응용에 있어 중요한 생체역학 측정값인 신체 분절간의 관절각을 추출하는 알고리즘을 제안하였다[11,12]. 그림 4는 인접한 분절(segment)간의 관절각(joint angle)을 구하는 알고리즘에 대한 개념도로서 대퇴골 및 경골 사이의 관절각을 예시로 한 것이다. 본장에서는 경골 및 대퇴골 사이의 각도를 유도하는 방법에 대해 기술하며, 다른 이웃하는 분절간의 관절각에 대해서도 동일한 알고리즘이 적용된다.

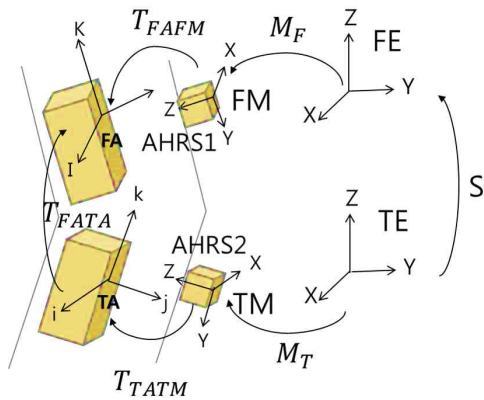


그림 4. 분절간의 관절각 추출 개념도

그림 4에서 TA(Tibia Anatomical)는 경골, FA(Femur Anatomical)는 대퇴골 부위를 나타내고, 각 센서축은 TM(Tibia Measurement), FM(Femur Measurement)으로 표기하였다. 각 센서 축을 하나의 축으로 변환하기 위한 변환 행렬  $T_{TATM}$ 은 센서 축에서 경골 축으로 변환된 행렬이고,  $T_{FAFM}$ 은 대퇴골 축으로 변환된 행렬을 의미한다. 최종적으로 두 센서의 사이각(joint angle)을 나타내는 행렬은 식(8)로 나타낼 수 있다.

$$T_{FATA} = T_{FAFM} M_F S M_T^{-1} T_{TATM}^{-1} \quad (8)$$

$$T_{FAFM} = T_{TATM} = \begin{bmatrix} -1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \\ 0 & 1 & 0 \end{bmatrix}$$

식 (8)에서 S는 두 지구 축 센서(FE, TE) 사이의 얼라인먼트(alignment) 행렬이고,  $M_F$ ,  $M_T$ 는 지구 축에 대한 대퇴골과 경골의 방위를 나타내는 행렬이다.

식 (9)와 같이  $T_{FATA}$  행렬의 항들을 이용하여 관절각인 굴곡/신전(flexion/extension), 외전/내전(abduction/adduction), 내/외회전(internal/external rotation) 구하였다.

$$Flexion/Extension = \tan_2^{-1} \left( \frac{-T_{FATA}(2,3)}{T_{FATA}(3,3)} \right)$$

$$Abduction/Adduction = \sin^{-1} (T_{FATA}(1,3)) \quad (9)$$

$$Internal/External = \tan_2^{-1} \left( \frac{-T_{FATA}(1,2)}{T_{FATA}(1,1)} \right)$$

상기 기술한 내용은 경골 및 대퇴골 사이의 각도를 이용하여 무릎 관절각(knee joint angle)을 유도하는 방법에 대해 기술하였으며, 고관절(hip joint

angle) 발목 관절각(ankle joint angle) 을 유도하는 분절간의 관절각에 대해서도 동일한 알고리즘이 적용된다.

### 2.3 보행 주기에 따른 패턴 분석

보행 분석을 함에 있어 신체 분절 간의 관절각을 주기 별로 분석하기 위해 2.2 절의 예시와 같이 경골 및 대퇴골 에 AHRS 모듈을 각각 부착하여 모듈에서 전송되는 오일러 각을 실제로 획득 및 관절각을 계산하였으며, 무릎 관절각을 기반으로 보행 주기를 구분하였다.

그림 5에서 (a), (b)는 실제 측정하려는 대상자의 대퇴골 및 경골 분절에 AHRS 모듈을 부착한 이후에 보행 분석을 하는 동안 얻어진 오일러 각의 구성요소인 yaw, pitch, roll 축 각도에 대한 변화를 동시에 보여주고 있다.

그림 6은 대퇴골과 경골에서 측정하여 얻어진 각각의 오일러각의 구성요소인 yaw, pitch, roll 값을 기반으로 2.2절에서 언급한 관절각 추출 알고리즘 을 이용하여 두 분절 사이의 관절각, 다시 말해 무릎 관절각을 계산 하였으며, 이는 식 9와 같이 시상면(sagittal plane), 관상면(frontal plane), 수평면(transverse plane)과 같은 3차원 공간 상에서의 굴곡/신전, 외전/내전, 내/외회전 으로서 표현 할 수 있다[12].

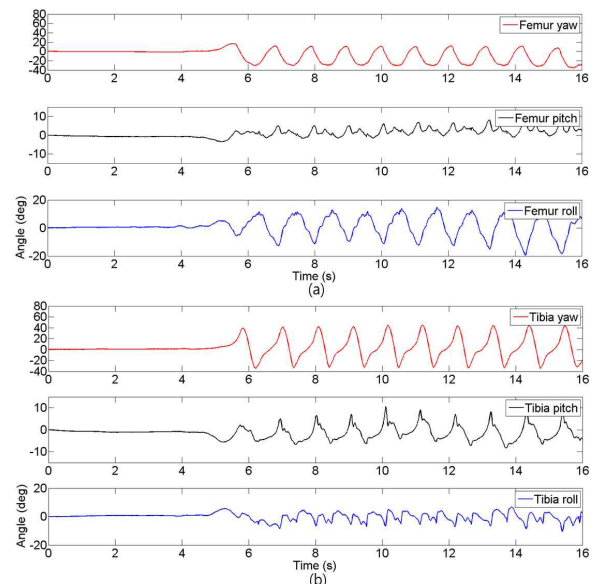


그림 5. 대퇴골과 경골에서 측정된 오일러 각 변화

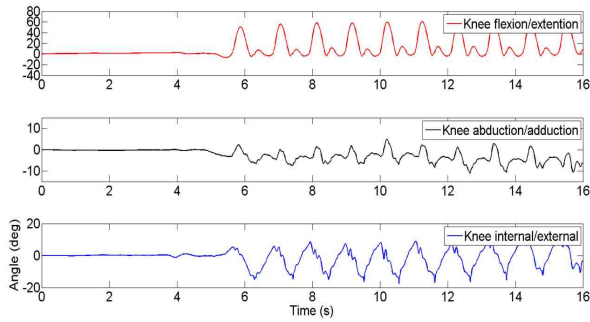


그림 6. 대퇴골과 경골 사이에서의 관절각

본 연구에서는 인체 각 분절에 부착한 AHRS 모듈로부터 전송된 각 분절의 방위각인 오일러각을 기반으로 하여 신체 분절간의 관절각을 보행 주기별로 처리할 수 있도록 하였다[1,13]. 보행주기는 무릎관절각을 기반으로 구분한 것이다. 정상인의 경우, 그림 7과 같이 한 주기 동안 두 번의 호가 발생하는 패턴이 나타나며, 다른 관절각에 비해 전체적인 각도가 크게 나타남으로서 주기를 구분하기 용이하다. 고관절과 발목 관절각 주기는 무릎관절 주기 정보와 동일하게 하여 처리하였다.

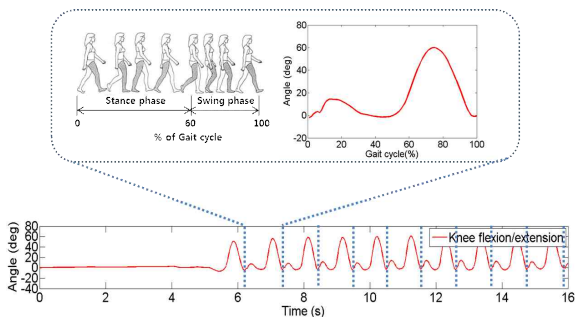


그림 7. 무릎관절각을 기반으로 한 보행 주기 구분

### 3. 실험결과

본 논문의 연구는 재활과 관련된 많은 응용에 있어 중요한 생체역학 측정값인 신체 분절간의 관절각을 추출하기 위해서 개발한 AHRS에서 전송된 오일러 각신뢰성을 평가하고자 제작한 강체 모델 (rigid body model)에 카메라 인식용 마커와 AHRS 모듈을 셋팅하고, Vicon(T-Series, Vicon Motion System, UK)과 결과 값을 비교하였으며, 관절각 추출 알고리즘을 적용한 보행분석 성능을 평가하기 위해 7 개의 AHRS 모듈을 부착해 고관절, 무릎, 발목에 대한 관절각을 분석하였다.

### 3.1 AHRS 모듈 성능 평가

그림 8은 강체 모델을 이용하여 AHRS에서 전송된 오일러 각을 평가하기 위한 실험으로서, 1개의 AHRS 모듈과 Vicon 모션 캡처 시스템(10대의 적외선 카메라와 12개 마커를 이용)과의 비교함으로써 성능 평가를 수행하였다.



그림 8. Vicon을 이용한 AHRS 모듈 검증

AHRS와 Vicon 시스템의 샘플링 주파수는 100Hz로 동일하게 설정하였으며, 실험은 2분 동안 강체 모델의 회전에 대한 오일러 각을 각각 측정하였다. 그림 9는 각 시스템으로부터 측정된 결과를 동시에 보여주고 있다. (a)는 제작한 AHRS로, Vicon 시스템을 이용하여 얻은 각각의 오일러각에서의 yaw 값, (b)는 pitch 값을 출력한 결과이다.

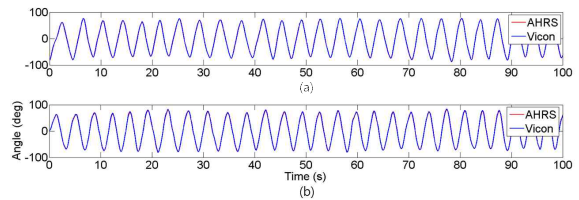


그림 9. AHRS 와 Vicon 간의 오일러 각 비교

두 시스템 간의 동기화를 맞추기 위해 실험 시작 시 트리거(trigger)를 준 시점부터 데이터를 비교하였으며, 동일한 프로토콜로 10회 실험을 반복하였다. 실험 결과 평균 제곱근 오차는 yaw 에서 1.08, pitch에서 1.72 도로서 동작함을 확인할 수 있었다.

### 3.2 보행분석 시스템 성능 평가

보행 분석 동안에 양쪽 하지의 분절 간의 관절각을 측정하기 위해 총 7개의 AHRS system을 부착하였다. 부착 위치는 요추를 포함하여 양쪽 하지의 경골 및 대퇴골, 발에 부착하여 AHRS 모듈을 각 모듈에서 전송되는 오일러 각을 기반으로 2.2절에서 기술한 관절각 추출 알고리즘을 이용하여 계산하였다. 실험은 15미터의 거리를 보행하면서 각각의 분

절에 부착된 AHRS로부터 얻어진 오일러 각을 이용하여 관절각을 계산하였으며, 동일한 프로토콜로 10명을 대상으로 10회 실험을 반복하였다.

최대치, 최소치로써 보여주고 있다. 실험결과 보행 주기마다 양쪽 하지에서의 관절각 패턴이 안정적으로 얻을 수 있음을 확인하였다.

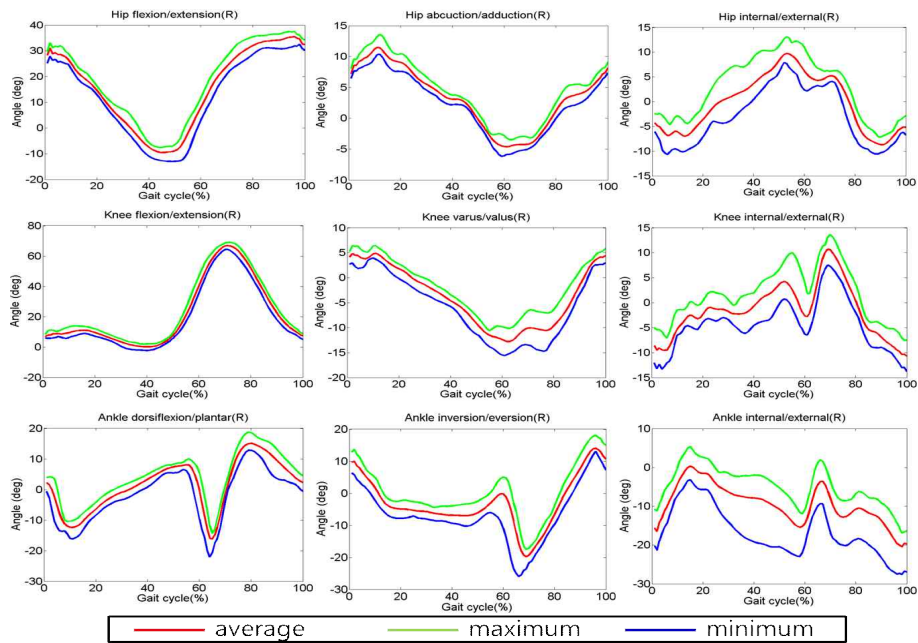


그림 10. 보행분석을 통한 오른쪽 하지에서의 3차원 관절각 패턴

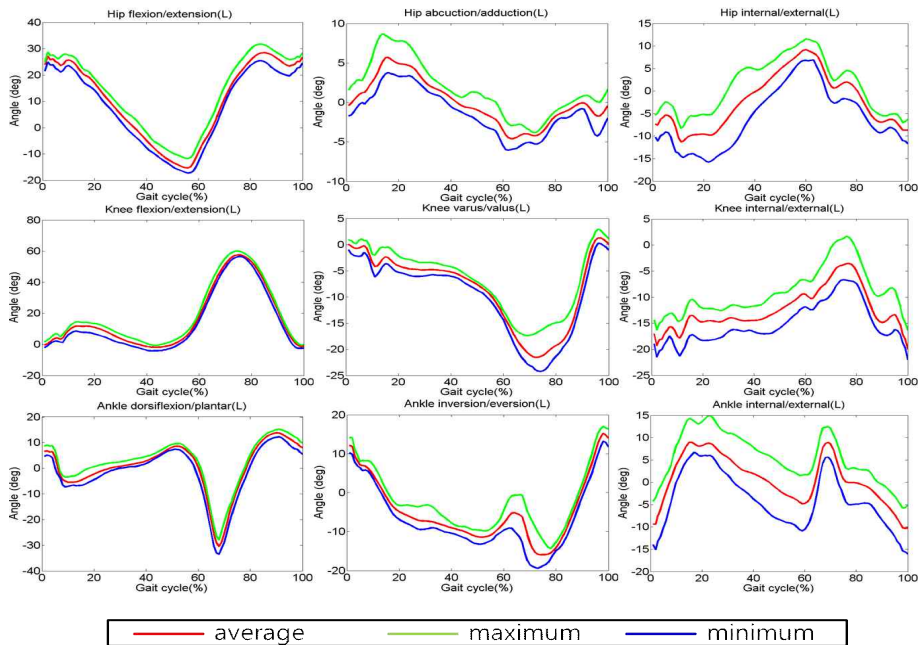


그림 11. 보행분석을 통한 왼쪽 하지에서의 3차원 관절각 패턴

그림 10,11은 실제 정상인을 대상으로 선호하는 속도에 맞춰 보행하는 동안 신체 분절에 부착 되어진 AHRS 모듈에서 전송되는 오일러 각 데이터를 이용하여 계산된 관절각 결과를 시상면, 관상면, 수평면에서 보여 주고 있으며, 각각 오른쪽, 왼쪽 하지에서의 고관절, 무릎, 발목에 대한 관절각을 평균,

관절각 오차에 대한 성능 검증은 4.1 절에서 기술한 것과 같이 Vicon 모션캡처 시스템을 이용하였으며, 7개의 AHRS 모듈을 그림3과 같이 배치하여 3명을 대상으로 각각 10회 보행을 실행한 결과 평균 제공된 오차는 고관절, 무릎, 발목에서 각각 2.21, 3.19, 3.64 도로서 동작함을 알 수 있었다.

#### 4. 결론

본 연구는 뇌졸중 후 회복단계 동안 보행 분석을 실시간으로 제공하기 위하여 관성센서 기반 보행분석 시스템을 개발하였다. 특히, 다수의 모듈을 환자의 분절에 부착하여 공간상에서 각 분절의 방위각을 제공할 수 있도록 하였다. 또한 재활과 관련된 많은 응용에 있어 중요한 생체역학 측정값인 신체 분절간의 관절각을 추출하는 알고리즘을 제안하였다.

개발한 시스템 검증을 위하여 Vicon을 참조 측정 시스템으로 이용하였으며, yaw 와 pitch에서 1.08, 1.72도의 평균 제공근 오차가 발생함을 확인하였다.

또한 7개의 분절로 이루어진 전신(하지) 모델을 만들어 실시간 모션 캡처링이 가능함을 확인하였고, 관절각 추출 알고리즘 성능 평가 결과는 제작한 지그를 이용하여 45, 90, 135, 180도 회전성에 대해 각 도계를 놓고 10회 반복 실험을 수행하였으며, 실험 결과 최대 1.32도의 오차를 보였으며, Vicon 시스템을 이용하여 실제 보행을 통한 추가적인 검증 결과 평균 제공근 오차는 고관절, 무릎, 발목에서 각각 2.21, 3.19, 3.64 도로서 동작함을 알 수 있었다. 결과에서 얻은 관절각 오차는 사지 및 보행 분석에 있어 허용오차 범위라고 판단되며, 제작한 AHRS에서 사용하는 자이로스코프와 가속도계/지자계 센서를 일체형으로 교체함으로써 센서간의 정합상의 어긋남에서 오는 오차를 줄일 수 있게 되었다.

본 연구를 통해 개발된 보행 분석 시스템을 활용한다면 착용의 불편함과 제한된 환경 조건이 없고, 저가의 비용으로 사지 및 보행 동작에 대해 실시간으로 객관적인 데이터를 제공함으로써 재활의 효과를 제공할 수 있을 것으로 판단된다.

#### 참고 문헌

- [1] Perry J, Gait Analysis: Normal and Pathological Function. New Jersey: Slack Inc, pp.281-340, 2010.
- [2] F.M. Ivey, C.E. Hafer-Macko, and R.F. Macko, "Exercise rehabilitation after stroke," The Journal of the American Society for Experimental NeuroTherapeutics, vol.3, no.4, pp.439-450, 2006.
- [3] J.D. Richards, A. Pramanik, L. Sykes and V.M. Pomeroy, "A comparison of knee kinematic characteristics of stroke patients and age-matched healthy volunteers," Clinical Rehabilitation, vol.17, no.5, pp.565-571, 2003.
- [4] A.A. Carmo, A.F.R. Kleiner, P.H. Lodo da Costa and R.M.L. Barros, "Three-dimensional kinematic analysis of upper and lower limb motion during gait of post-stroke patients," Brazilian Journal of Medical and Biological Research, vol.45, no.6, pp. 537-545, 2012.
- [5] Chen CL, and Chen HC, "Gait Performance with Compensatory Adaptations in Stroke Patients with Different Degrees of Motor Recovery," Am J Phys Med Rehabil, vol.43, no.4, pp.413-420, vol.82, no.12, pp. 925-935, 2003.
- [6] H. Zheng, N.D. Black, and N.D. Harris, "Position-sensing technologies for movement analysis in stroke rehabilitation," Medical & Biological Engineering & Computing, vol.43, no.4, pp.413-420, 2005.
- [7] J. Boudarham, N. Roche, D. and Pradon, C. Bonnyaud, "Variation in kinematics during clinical gait analysis in stroke patients," Plos One, vol.8, no.6, 2013.
- [8] Yuta Karasawa and Yuta Teruyama, "A Trial of Making Reference Gait Data for Simple Gait Evaluation System with Wireless Inertial Sensors," 35th Annual International Conference of the IEEE EMBS, Osaka, Japan, July. 2013.
- [9] R.K. Begg and W.A. Sparrow, "Ageing effects on knee and ankle joint angles at key events and phase of the gait cycle," Journal of Medical Engineering & Technology, vol.30, no.6, pp.382-389, 2006.
- [10] Sebastian O.H. Madwick, Andrew J.L. Harrison, and Ravi Vaidyanathan, "Estimation of IMU and MARG orientation using a gradient descent algorithm," IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics, Zurich, Switzerland, Sept. 2005.
- [11] 강신일, 조재성, 임도형, 이종실, 김인영, "재활을 위한 관성센서 기반 모션 분석 시스템 구현," 한국재활복지공학회 2014, 제7권, 제2호, pp. 47-54, 2013.
- [12] A. Brennan, J. Zhang, K. Deluzio, Q.Li, "Quantification of inertial sensor-based 3D joint angle measurement accuracy using an instrumented gimbal," Gait & Posture, vol. 34,

pp. 320-323, 2011.

[13] T. Cloete, and C. Scheffer, "Benchmarking of a full-body inertial motion capture system for clinical gait analysis," presented at 30th Annual International IEEE EMBS Conference, 2008.



**조재성**

2008년 2월 전북대학교 바이오메디컬 공학부 졸업(학사)  
2010년 - 현재 한양대학교 의용생체공학과 박사과정

관심분야 : 재활공학, 보행분석



**강신일**

2012년 2월 한양대학교 전자정보시스템공학과 졸업(학사)  
2014년 2월 한양대학교 생체의공학과 졸업(석사)  
2014년 3월 - 현재 한양대학교 생체의공학과 박사과정

관심분야 : 재활공학, 생체신호처리



**이기혁**

2014년 2월 한양대학교 생체공학과 졸업(학사)  
2014년 - 현재 한양대학교 생체의공학과 석사과정

관심분야 : 재활공학, 보행분석



**장성호**

1994년 2월 한양대학교 의과대학 의학과 졸업(학사)  
2006년 2월 한양대학교 대학원 의학과 재활의학 전공(박사)

2006년 3월 - 현재 : 한양대학교 의과대학 재활의학 교실 교수

관심분야 : 동작분석, 게임재활, 근골격재활



**김인영**

1989년 2월 서울대학교 의과대학 의학과 졸업(학사)  
1991년 2월 서울대학교 대학원 의학과 의공학 전공 졸업(석사)

1994년 2월 서울대학교 대학원 의학과 의공학전공 졸업(박사)

1994년 5월 - 2000년 2월 삼성종합기술원 수석연구원

2000년 3월 - 현재 한양대학교 의과대학 의공학 교실 교수

관심분야 : 생체신호모니터링, 재활공학, 뇌공학



**이종실**

1995년 2월 인하대학교 전자공학과 졸업(공학사)

1997년 2월 인하대학교 대학원 전자공학과 졸업(공학석사)

2005년 2월 인하대학교 대학원 전자공학과 졸업(공학박사)

2005년 3월 - 현재 한양대학교 의공학연구소 연구교수

관심분야 : 생체신호처리, 의료기기, 재활공학