

재활훈련을 위한 관성센서 기반 동작 분석 시스템 구현

Implementation of Motion Analysis System based on Inertial Measurement Units for Rehabilitation Purposes

강신일*, 조재성, 임도형, 이종실, 김인영

S. I. Kang, J. S. Cho, D. H. Lim, J. S. Lee, I. Y. Kim

요 약

본 논문은 몸 전체의 움직임을 측정하고 분석할 수 있는 관성센서 기반 모션 캡처링 시스템에 관한 것이다. 본 시스템 구현을 위해 자이로스코프, 가속도계 및 지자계 신호를 이용한 자세·방위 측정장치 모듈을 개발하였으며, 다수의 모듈을 환자의 분절에 부착하고 공간상에서 각 분절의 방위각을 계산하여 3차원 모션 캡처를 수행하였다. 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, 2.56도의 평균 제곱근 오차를 얻을 수 있었다. 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 motion capturing system to measure and analyze whole body movements. This system implements a wireless AHRS(attitude heading reference system) we developed 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's orientation in space. We performed 3D motion capture using the quaternion data calculated. 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 of 2.56 degree. The results suggest 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 limbs or gait analysis during the post-stroke recovery process.

Keyword : Inertial sensor, Motion capture system, AHRS, Rehabilitation

접 수 일 : 2013.11.26

심사완료일 : 2013.12.16

게재확정일 : 2013.12.20

* 강신일 : 한양대학교 생체의공학과 석사과정

shinil@bme.hanyang.ac.kr (주저자)

조재성 : 한양대학교 의용생체공학과 박사과정

jaesung@bme.hanyang.ac.kr (공동저자)

임도형 : 세종대학교 기계공학과 조교수

dli349@sejong.ac.kr (공동저자)

이종실 : 한양대학교 의공학연구소 연구교수

netlee@hanyang.ac.kr (교신저자)

김인영 : 한양대학교 의공학교실 교수

iykim@hanyang.ac.kr (공동저자)

※ 이 논문은 2012년도 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 기초연구사업임 (No.2012R1A1A2044174).

1. 서론

뇌졸중(stroke)은 지속적인 신경학적 후유증 뿐만 아니라 신체적인 상태 악화 장애를 야기시킨다. 일반적으로 뇌졸중 환자는 유산소 능력이 감소되는데 이로 인해 심한 근육위축, 근육 내 지방 증가와 비만은 물론이고, 안정(resting) 상태에서 혈류량이 정상인에 비해 줄어들어 뇌혈관이 좁아져 막히면서 결국 뇌손상을 일으킨다. 이러한 증상들은 심혈관 질환의 악화와 뇌졸중을 일으키는 원인이 되며, 발병 후 한쪽 상지 혹은 하지의 운동 기능을 손상시켜 균형 감각을 상실하게 된다[1]. 이전까지 뇌졸중 치료 연구는 물리치료, 직업치료, 언어치료 등 주관적인 결과에 의존하여 임상과의 연구원들 사이에서 운동 능력의 객관적인 평가가 요구되어져 왔다[2].

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) 등의 특성들을 보인다. 이러한 변화의 주요한 요인은 뇌성마비 혹은 근 긴장상태와 무릎과 고관절 신근(extensor muscle)의 악화로 인한 변화로 알려져 오고 있다[3].

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[4].

이러한 단점을 보완하기 위하여 최근 연구에서는 관성센서(IMU: Inertial Measurement Units)를 이용한 보행 분석 연구들이 진행되어 오고 있다[5-7]. 관성센서 즉, 자이로스코프(Gyroscope), 가속도계(Accelerometer), 지자계(Magnetometer) 센서를 이용하여 중력과 각속도 등을 측정할 수 있으며, 자이

로스코프를 이용한 오일러각 yaw, pitch, roll 축 각도에 대한 변화를 검출 할 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 모션 캡처 시스템을 개발하였다. 특히, 소형화된 AHRS(Attitude Heading Reference System) 모듈을 개발하였으며, 이들 모듈을 신체의 각 분절에 부착하여 각 분절의 방위 정보를 블루투스 무선통신을 통해 PC로 전송하고 3D 인간 모델에 적용하여 3D 모션 캡처를 수행할 수 있는 소프트웨어를 개발하였다. 또한 재활에 있어 중요한 요소인 신체 각 분절(segment)간의 관절각(joint angle)을 추출하는 알고리즘을 제안하였다. 개발한 시스템을 재활 및 운동 능력 평가에 객관적인 지표로 적용하기 위해 기존에 상용화 된 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.

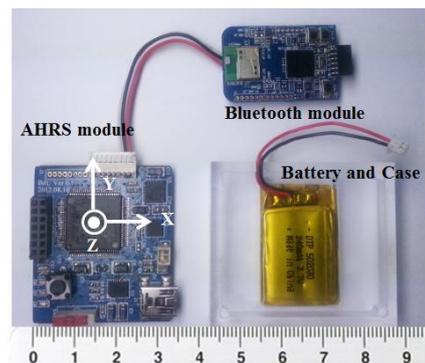


그림 1. 제작한 AHRS 모듈의 외관도 및 3축 방향

그림 1은 제작한 AHRS 모듈의 외관도 및 3축 방향을 보여주고 있다. AHRS 모듈은 관성센서 및 신호 획득, 처리를 위한 마이크로 컨트롤러, 무선 통신을 위한 블루투스 모듈, 배터리 충전을 위한 회

로 등으로 구성되어 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 충전 가능한 리튬폴리머 배터리(240mAh, 3.7V, DTP, China)를 사용하였다.

본 모듈에서 관성센서는 자이로스코프(L3G4200D, STMicroelectronics, Switzerland)와 가속도계/지자계(LSM303DLM, STMicroelectronics, Switzerland) 일체형 센서를 이용하였으며, 이들 신호는 각각 100Hz로 SPI, I2C 통신을 통해 마이크로컨트롤러로 전송되도록 프로그래밍하였다.

획득된 각속도, 가속도, 지자계 값들을 조합하여 2.2절에서 설명할 기울기 하강법(gradient descent algorithm)을 이용하여 AHRS 모듈의 방위 값인 오일러각(Euler angle) yaw, pitch, roll 값을 구하고, 이들 값들을 블루투스 모듈(EZ430-RF2560, TI, USA)을 통해 무선으로 PC로 전송하도록 하였다.

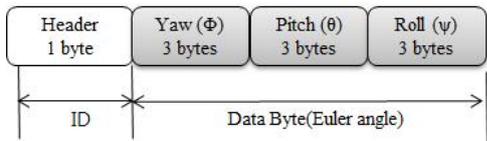


그림 2. AHRS 모듈과 PC간 전송 프로토콜

PC로의 전송시 전송 프로토콜은 그림 2와 같다. AHRS 모듈들을 신체의 각 분절에 부착하여 모션을 캡처, 분석하기 위해서는 모듈간에 구분이 되어야 하므로 그림 2에서와 같이 헤더(header)에 모듈 아이디로 0x80~0x8F를 부여할 수 있도록 하였다. 즉, 총 16개까지의 확장이 가능하도록 하였다. 오일러각은 yaw, pitch, roll 각각에 대하여 3바이트를 할당하여, 소숫점 3자리까지 제공할 수 있도록 하였다.

2.2 기울기 하강법을 이용한 방위 측정

방위 측정은 자이로스코프가 제공하는 각속도 값을 적분함으로써 쉽게 구할 수 있다. 그러나 소형화된 저가의 MEMS 자이로스코프는 많은 오차를 가지고 있으므로 지구 자기장의 정보를 제공하는 지자계 센서 정보 및 중력 가속도 정보를 제공하는 가속도계 정보를 이용하여 자이로스코프가 제공하는 부정확한 각속도를 보정하면서 적분을 수행하여

야 신뢰할 수 있는 방위각, 즉 오일러각을 구할 수 있다.

본 연구에서는 그림 3에서 보여주는 바와 같이 가속도계 및 지자계 센서의 정보를 이용하고 기울기 하강법[8]을 적용하여 신뢰할 수 있는 방위각을 측정할 수 있도록 하였다.

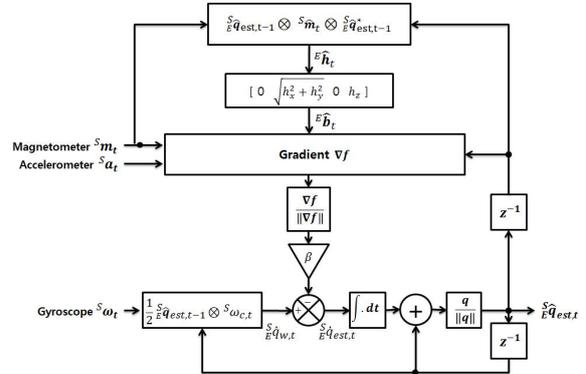


그림 3. 기울기 하강법을 이용한 방위 측정 블록도

전체적인 알고리즘을 개괄적으로 먼저 기술하면 다음과 같다. 현재 시간 t 에서 획득된 각속도, 가속도, 지자계 값이 w_t, a_t, m_t 일 때 이전 시간 $t-1$ 에서 예측된 방위 값 $\hat{q}_{est,t-1}$ 과 $w_{c,t}$ 와의 쿼터니온적(quaternion product)을 통해 쿼터니온 미분값을 구할 수 있다. 그리고 현재 시간 t 에서의 a_t, m_t 이 이전 시간 $t-1$ 에서 예측된 방위값 $\hat{q}_{est,t-1}$, 왜곡된 지자계 보상 정보(그림 3에서 1, 2번째 블록)을 입력으로 한 함수 $f(\cdot)$ 에 기울기 하강법(블록도에서 3번째 블록)을 이용하여 최소 기울기 값인 Δf 를 구하고, 이를 필터 계인(β)을 곱하며, 이 결과를 앞에서 구한 쿼터니온 미분값에서 빼줌으로서 보정된 쿼터니온 미분값 $\dot{q}_{est,t}$ 을 구할 수 있다. 현재 시간 t 에서 최종 예측된 방위각은 $\hat{q}_{est,t}$ 은 이전 시간 $t-1$ 에서 예측된 값($\hat{q}_{est,t-1}$)과 앞에서 구한 $\dot{q}_{est,t}$ 을 적분한 값($\dot{q}_{est,t} \cdot \Delta t$)을 더함으로써 구할 수 있다.

상기 기술한 내용을 상세히 설명하면 다음과 같으며, 모든 표기는 쿼터니언을 이용하였다. 예로 자이로스코프가 제공하는 각속도 w_x, w_y, w_z 를 쿼터니언으로 표기하면 식 (1)과 같다.

$$S_w = [0 \ w_x \ w_y \ w_z] \tag{1}$$

지구 프레임에 대한 센서 프레임의 상대적인 방위 변화율은 현재 시간 t 에서 시간에 따라 자이로스

코프에 의해 측정된 w 와 $t-1$ 시간에서 예측된 q 의 쿼터니언적(quaternion product)를 이용하여 구해진다.

$$\frac{S}{E}q_{w,t} = \frac{1}{2} \frac{S}{E}q_{est,t-1} \otimes S_w_t \quad (2)$$

$\frac{S}{E}q_{w,t}$ 는 보정이 되지 않은 각속도 값이므로 식 (3)을 이용하여 보정된 각속도 값 $\frac{S}{E}q_{est,t}$ 을 구한다.

$$\frac{S}{E}q_{est,t} = \frac{S}{E}q_{w,t} - \beta \frac{\nabla f}{\|\nabla f\|} \quad (3)$$

그리고 최종적인 방위각은 식 (4)를 이용하여 구할 수 있다.

$$\frac{S}{E}q_{est,t} = \frac{S}{E}q_{est,t-1} + \frac{S}{E}q_{est,t} \Delta t \quad (4)$$

식 (3) 우변의 2번째 항은 보정을 의미하므로 이들을 정리하면 다음과 같다.

시간 t 일 때 지구 프레임에서 측정된 지구의 자기장 방향 \hat{h}_t 은 센서 프레임에서 측정된 자기장의 방향을 \hat{m}_t 과 이전 시간 $t-1$ 에서 예측된 방위 값 $\frac{S}{E}q_{est,t-1}$ 을 이용하여 식 (5)와 같이 구할 수 있다.

$$\begin{aligned} E\hat{h}_t &= [0 \ h_x \ h_y \ h_z] \\ &= \frac{S}{E}q_{est,t-1} \otimes \hat{m}_t \otimes \left(\frac{S}{E}q_{est,t-1} \right)^* \end{aligned} \quad (5)$$

자기장 측정 시 기울어짐에 의해 생기는 오차는 같은 기울어짐을 갖는 기준(reference)이 되는 자기장 방향인 \hat{b}_t 로 상쇄 시킬 수 있다. 이 때 \hat{b}_t 는 수평 방향(x축)으로 한 성분, 수직 방향(z축)으로 한 성분만 갖도록 다음 식(6)과 같이 정의한다.

$$E\hat{b}_t = [0 \ \sqrt{h_x^2 + h_y^2} \ 0 \ h_z] \quad (6)$$

$s_{a_t}, s_{m_t}, \hat{b}_t, \frac{S}{E}q_{est,t-1}$ 으로 이루어진 특성식 $f(s_{a_t}, s_{m_t}, \hat{b}_t, \frac{S}{E}q_{est,t-1})$ 에 대하여 기울기 하강법을 이용하여 ∇f 를 구하면 식 (3)을 얻을 수 있으며, 이 결과를 이용하여 최종적인 식 (4)를 얻을 수 있다. 그리고 식 (3)에서 필터 이득 β 는 q_w 의 수렴 속도를 나타내고, 필터 이득이 커지면 수렴 속도가 빨라져 시간에 따라 변화하는 방위 $\hat{q}_{est,t}$ 의 값을 빠르게 구할 수 있지만 정교함이 낮아진다. 반대로 필터 이득

이 작아지면 수렴 속도가 느려지지만 더 정교하게 변화하는 방위에 대한 값을 구할 수 있다.

상기 수식 유도는 모두 쿼터니언 표기이므로 이를 오일러각으로 변환하기 위해서는 식 (7)을 이용해 쉽게 구할 수 있다.

$$\begin{aligned} \phi &= \text{atan2}(2q_3q_4 - 2q_1q_2, 2q_1^2 + 2q_4^2 - 1) \\ \theta &= -\sin^{-1}(2q_2q_4 + 2q_1q_3) \\ \psi &= \text{atan2}(2q_2q_3 - 2q_1q_4, 2q_1^2 + 2q_2^2 - 1) \end{aligned} \quad (7)$$

3. 모션 캡처 시스템 및 관절각 추출

3.1 모션 캡처 시스템

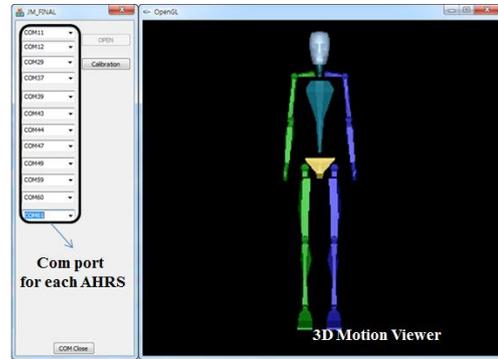


그림 4. 모션 캡처 소프트웨어

본 연구에서는 인체 각 분절에 부착한 AHRS 모듈로부터 전송된 각 분절의 방위각인 오일러각을 기반으로 하여 그림 4와 같은 모션 캡처 시스템 소프트웨어를 제작하였으며, 본절에서는 각 분절의 오일러각을 이용한 모션 캡처 방법에 대해 기술하였다.

그림 4에서 보여주는 소프트웨어는 사지 및 보행 동작을 실시간으로 분석하기 위하여 3DS MAX(3DS MAX 2010, Autodesk, USA)에서 지원하는 바이페드(Biped) 모델을 수정하여 사용하였다. 각 관절에 대한 모션을 캡처 및 관절각 계산을 위하여 총 12개의 분절로 나누어 구성 하였으며, 3DS 확장자 파일로 각각 저장하여 오일러 각을 제공할 수 있도록 하였다. Visual studio 2008 MFC(Visual studio 2008, Microsoft, USA)로 포트 설정을 하고 3DS MAX로 작업한 객체를 OpenGL(OpenGL, Silicon Graphics, USA) 라이브러리를 사용하여 각 분절의 실시간 동작 분석을 수행하였다.

동작 분석을 시작하기 전 단계는 AHRS 모듈 캘리브레이션이다. 분석에 사용되는 AHRS 모듈이 어느 위치, 어느 방향으로 설치되어 있는지 알아내는

작업이다. 신체의 각 분절에 부착하여 위치가 지정되면 그림 4와 같은 자세를 취하고 캘리브레이션을 실행하여 가상의 3차원 공간을 인식시킨다. 캘리브레이션이 완료되면 소프트웨어에서는 신체의 움직임을 인식하여 공간상에서 각 분절의 오일러각 정보를 추출하여 모션캡처가 가능하도록 프로그래밍하였다.

3.2 관절각 추출 알고리즘

재활과 관련된 많은 응용에 있어 중요한 생체역학 측정값인 신체 분절간의 관절각을 추출하는 알고리즘을 제안하였다. 그림 5는 인접한 분절(segment)간의 관절각(joint angle)을 구하는 알고리즘에 대한 개념도로서 경골(tibia) 및 대퇴골(femur) 사이의 관절각을 예시로 한 것이다. 본장에서는 경골 및 대퇴골 사이의 각도를 유도하는 방법에 대해 기술하며, 다른 이웃하는 분절간의 관절각에 대해서도 동일한 알고리즘이 적용된다.

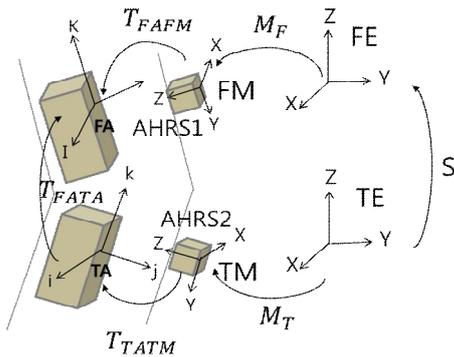


그림 5. 인접한 분절간의 관절각 추출 알고리즘 개념도

그림 5에서 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.

$$T_{FATA} = T_{FAFM} M_F S M_T^{-1} T_{TATM}^{-1}$$

$$T_{FAFM} = T_{TATM} = \begin{bmatrix} -1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \\ 0 & 1 & 0 \end{bmatrix} \quad (8)$$

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.

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

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

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

\tan_2^{-1} 는 4상한(four quadrant)을 가지는 아크탄젠트를 의미한다.

4. 실험 결과

본 논문은 재활과 관련된 많은 응용에 있어 중요한 생체역학 측정값인 신체 분절간의 관절각을 추출하기 위해서 개발한 AHRS에서 전송된 오일러 각의 신뢰성을 평가하고자 제작한 강체 모델(rigid body model)에 카메라 인식용 마커와 AHRS 모듈을 셋팅하고, Vicon(T-Series, Vicon Motion System, UK)과 결과 값을 비교하였다.

신체 분절에 부착한 AHRS 모듈들로부터 전송된 오일러 각들을 이용하여 그림 4의 프로그램을 이용하여 인체 3D 모델에 적용함으로써 실시간 모션 캡처가 잘 이루어짐을 주관적으로 판단하였으며, 관절각 추출 알고리즘의 성능을 평가하기 위해 지그(jig)를 제작하여 두 개의 AHRS 모듈을 부착해 굴곡/신전 각도를 객관적으로 평가하였다.

4.1 AHRS 모듈 성능 평가

그림 6은 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.

AHRS와 Vicon 시스템의 샘플링 주파수는 100Hz로 동일하게 설정하였으며, 실험은 3분 동안 강체 모델의 회전에 대한 오일러 각을 각각 측정하였다.

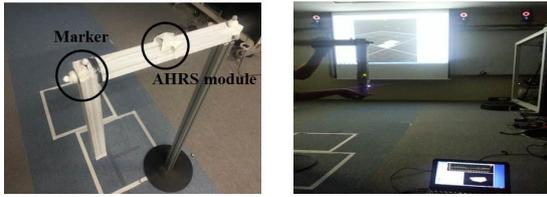


그림 6. Vicon을 이용한 AHRS 모듈 검증

그림 7은 각 시스템으로부터 측정된 결과를 보여 주고 있다. (a)는 제작한 AHRS로부터 얻어진 오일러각, (b)는 Vicon 시스템을 이용하여 얻은 오일러각이며, (c)는 (a)와 (b)의 yaw 값을 동시에 출력한 결과이다.

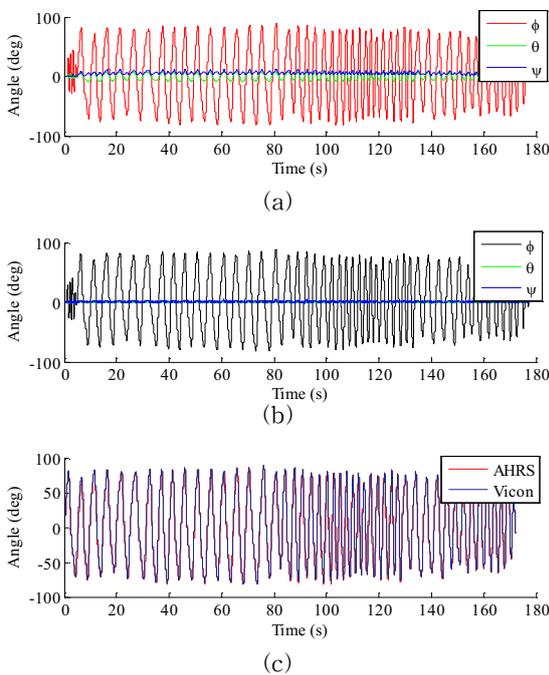


그림 7. AHRS와 Vicon 간의 오일러각 비교 (a) 제작한 AHRS로부터 얻어진 오일러각, (b) Vicon 시스템을 이용하여 얻은 오일러각, (c) (a)와 (b)의 yaw 값을 동기 출력

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 2.56도이고, 표준편차는 0.61도로서 평균 오차는 0.71%로 동작함을 확인할 수 있었다.

4.2 모션 캡처 시스템 실험 결과

신체에 다수의 AHRS 모듈을 부착하고 모션 캡

처 프로그램(그림 4)을 이용하여 전신 모션 캡처를 수행하였다. 그림 8은 신체의 분절에 10개의 AHRS 모듈을 부착하고 다양한 동작을 수행하면서 모션 캡처를 수행한 결과 그림이다. 실험 결과 실시간 움직임에 대해 데이터의 손실 없이 실시간 모션 캡처가 가능함을 확인하였다.

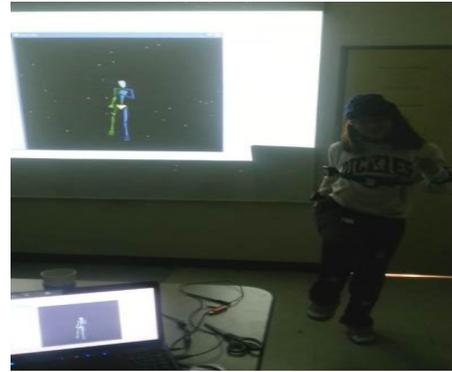


그림 8. 전신 모션 캡처링

4.3 관절각 추출 알고리즘 성능 평가

그림 9는 재활 시 신체 분절 간의 관절각을 측정하기 위한 알고리즘을 검증하기 위해서 제작한 지그이다. 두개의 분절에 부착한 AHRS 모듈을 부착하여 각 모듈에서 전송되는 오일러 각을 이용하여 3.2절에서 기술한 관절각을 계산하였다.

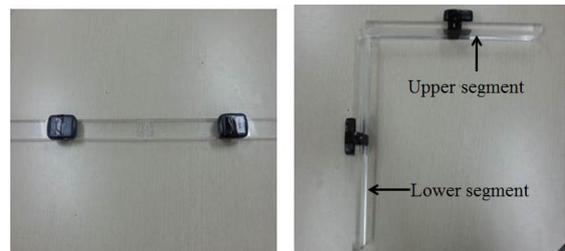


그림 9. 제작한 지그에 부착한 AHRS 모듈

실험은 그림 9에서 두 개의 분절 사이의 각도를 45, 90, 135, 180도로 변화시키면서 관절각을 계산하였으며, 135도까지 회전에 대한 결과는 그림 10과 같다. (a)는 상/하 분절에 부착된 AHRS로부터 얻어진 오일러 각을 각각 보여주고 있으며, (b)는 (a)의 값을 이용하여 계산한 관절각을 보여주고 있다.

관절각 45, 90, 135, 180도 회전에 대해 오차에 대한 성능 검증을 위하여 각도계를 놓고 10회 반복 실험을 수행하였으며, 실험 결과는 표 1과 같다. 실험 결과 최대 1.32도의 오차를 보였다.

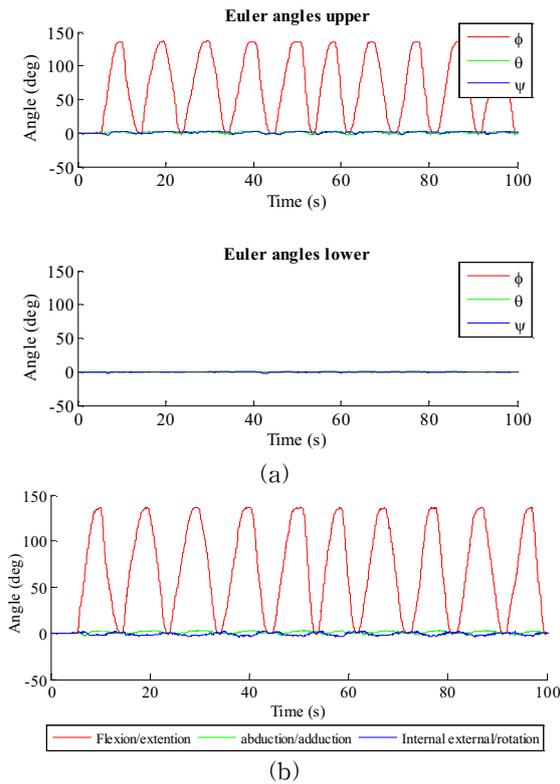


그림 10. 관절각 추출 알고리즘 예 (a) 상/하 분절에 부착된 AHRS로부터 얻어진 오일러각, (b) 계산된 관절각

표 1. 관절각 추출 알고리즘 성능 평가 결과

Rotation	Joint angle	
	mean	standard deviation
45°	46.32°	±1.01°
90°	90.90°	±0.91°
135°	135.88°	±0.17°
180°	179.03°	±0.57°

5. 결론

본 연구는 뇌졸중 후 회복단계 동안 사지 및 보행 분석을 실시간으로 제공하기 위하여 관성센서 기반 전신 모션 캡처 시스템을 개발하였다. 특히, 각 분절의 회전각을 구하기 위하여 자세·방위 측정 장치 모듈을 개발하였으며, 다수의 모듈을 환자의 분절에 부착하고 공간상에서 각 분절의 방위각을 계산하여 3차원 모션 캡처가 가능하도록 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, 2.56도의 평균 제공근 오

차를 얻을 수 있었으며, 오차 범위가 0.8% 이내로 발생함을 확인하였다. 또한 12개의 분절로 이루어진 전신(하지) 모델을 만들어 실시간 모션 캡처링이 가능함을 확인하였고, 관절각 추출 알고리즘 성능 평가 결과는 회전 운동에 대한 분석된 관절각의 표준 편차 범위가 1.32도 이내로 추정되는 것을 확인하였다. 결과에서 얻은 관절각 오차는 사지 및 보행 분석에 있어 허용오차 범위라고 판단되며, 제작한 AHRS에서 사용하는 자이로스코프와 가속도계/지자기 센서를 일체형으로 교체함으로써 센서간의 정합상의 어긋남에서 발생하는 오차를 줄일 수 있을 것으로 판단된다.

본 연구를 통해 개발된 모션 캡처 시스템을 활용한다면 착용의 불편함과 제한된 환경 조건이 없고, 저가의 비용으로 사지 및 보행 동작에 대해 실시간으로 객관적인 데이터를 제공함으로써 재활의 효과, 난이도 조절 및 피드백 요소를 제공할 수 있을 것으로 판단된다.

참고 문헌

- [1] F.M. Ivey, C.E. Hafer-Macko, and R.F. Macko, "Exercise rehabilitation after stroke," *NeuroRx*, vol. 3, no. 4, pp. 439-450, 2006.
- [2] J.D. Richards, A. Pramanik, L. Sykes et al., "A comparison of knee kinematic characteristics of stroke patients and age-matched healthy volunteers," *Clin Rehabil*, vol. 17, no. 5, pp. 565-571, 2003.
- [3] A.A. Carmo, A.F. Kleiner, P.H. Costa et al., "Three-dimensional kinematic analysis of upper and lower limb motion during gait of post-stroke patients," *Braz J Med Biol Res*, vol. 45, no. 6, pp. 537-545, 2012.
- [4] H. Zheng, N.D. Black, and N.D. Harris, "Position-sensing technologies for movement analysis in stroke rehabilitation," *Med Biol Eng Comput*, vol. 43, no. 4, pp. 413-420, 2005.
- [5] J. Boudarham, N. Roche, D. Pradon et al., "Variations in kinematics during clinical gait analysis in stroke patients," *PLoS One*, vol. 8, no. 6, pp. e66421, 2013.
- [6] Y. Karasawa, Y. Teruyama, and T. Watanabe, "A trial of making reference gait data for simple gait evaluation system with wireless inertial sensors," *Conf Proc IEEE Eng Med*

Biol Soc, vol. 2013, pp. 3427-3430, 2013.

[7] R.K. Begg, and W.A. Sparrow, "Ageing effects on knee and ankle joint angles at key events and phases of the gait cycle," J Med Eng Technol, vol. 30, no. 6, pp. 382-389, 2006.

[8] S.O. Madgwick, A.J. Harrison, and A. Vaidyanathan, "Estimation of IMU and MARG orientation using a gradient descent algorithm," IEEE Int Conf Rehabil Robot, vol. 2011, pp. 1-7, 2011.



강 신 일

2012년 2월 한양대학교 전자정보시스템공학과 졸업(학사)
 2013년 - 현재 한양대학교 생체의공학과 석사과정

관심분야 : 재활공학, 생체신호처리



조 재 성

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

관심분야 : 재활공학, 보행분석



임 도 형

1998년 2월 인제대학교 의용공학과 졸업(공학사)
 2000년 8월 인제대학교 대학원 의용공학과 졸업(공학석사)

2004년 12월 Drexel University 의공학과 졸업(박사)
 2006년 9월 - 2008년 10월 연세대학교 의공학부 연구교수
 2008년 11월 - 2011년 8월 한국생산기술연구원 실버기술개발단 선임연구원
 2011년 9월 - 현재 세종대학교 공과대학 기계공학과 조교수
 관심분야 : 생체역학, 재활공학, 의공학



이 종 실

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



김 인 영

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