

모션센서를 기반으로 하는 보행주기 측정 방법

현훈범*, 송수호*, 홍지현**, 이현*
 *선문대학교 컴퓨터공학과
 **선문대학교 물리치료학과
 e-mail:hbtd@naver.com

A method of measurement for gait cycle based on motion sensors

Hun-Beom Hyeon*, Su-Ho Song*, Ji-Heon Hong** Hyun Lee*

*Dept of Computer Engineering, Sun-Moon University

**Dept of Physical Therapy, Sun-Moon University

요 약

근래 물리치료에서 외관이 아닌 내부의 움직임을 볼 수 있는 장비를 요구하고 있다. 즉, 관절과 같은 눈에 보이지 않는 움직임을 살펴보고자 한다. 지금까지 나온 장비로는 카메라를 이용한 장비로 움직임에 따른 관절의 움직임을 비롯하여 높은 성능으로 정확한 정보를 제공한다. 하지만 장비의 주체가 카메라이기 때문에 많은 제약사항이 따른다. 일정한 공간이 필요하고, 압박상태이며 단순 보행주기를 실험하는 것에도 많은 준비가 필요하다. 따라서 본 논문에서는 위와 같은 제약을 모두 없애고 센서를 착용하기만 하면 관절의 움직임을 측정할 수 있는 간편한 측정방법을 제공하고자 한다. 그 중 압력센서를 동반하여 보행주기를 정확히 측정하고 관절의 움직임을 볼 수 있는 방법을 제시하고자 한다. 본 논문에서 제시하는 방법은 모션센서의 회전각을 이용하여 관절의 움직임을 유추하고 그 값을 그래프로 출력하는 방식이다. 또한 연구 실험 결과, 보행주기를 측정하기 위해 압력센서를 이용하여 보행 1주기의 4포인트를 정확히 측정할 수 있고자 한다.

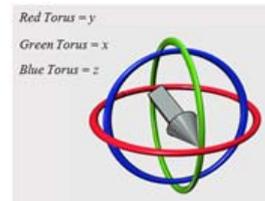
1. 서론

일반적으로 물리치료는 발병 후 치료에 그 초점을 두고 치료법을 연구해왔다. 하지만 발병 후 치료법을 찾는 것을 포함하여, 악화 전 환자의 병에 대한 진단을 할 수 있는 장치와 측정 요소에 따른 판단 기준이 필요했다. 또한 치료법과 생활습관 등 사람의 몸에 미치는 영향을 연구하기 위해 관절에 미치는 영향이나 관절의 움직임에 따른 영향들을 볼 수 있는 연구들이 필요했다[2][3]. 따라서 최근 물리치료는 치료를 위해 외관적인 요소만 보는 것이 아니라 신체 내부의 요소를 보기 시작했다[4].

현재 관절의 움직임을 보기위한 관절의 측정 장치는 카메라기반의 영상처리 방법이 가장 많이 사용되고 있다[1]. 하지만 이는 다음과 같은 불편한 요소와 문제점을 가지고 있다. 우선 일정한 공간이 필요하며 해당 공간에 설치된 카메라가 있는 장소에서만 실험을 진행할 수 있다. 또한 압박상태여야하며 제약조건이 까다로워 한 번의 실험에 많은 수고가 따른다. 따라서 본 논문에서는 카메라를 사용하는 것에 대한 제약을 없애기 위해, 모션센서를 사용하여 회전각을 이용한 관절의 측정을 하고자 한다[5][6].

2. 관련연구

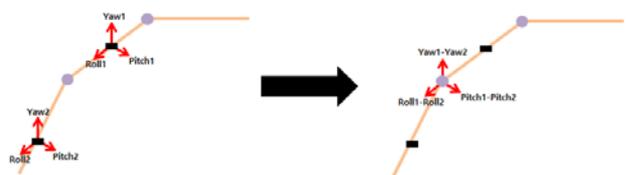
본 논문에서 회전각을 추출하기 위한 방법으로 사용되는 회전각은 오일러 각으로 표현된 것으로, 강체(물체)가 놓인 공간을 3차원 공간에 표시하기 위한 각도이다.



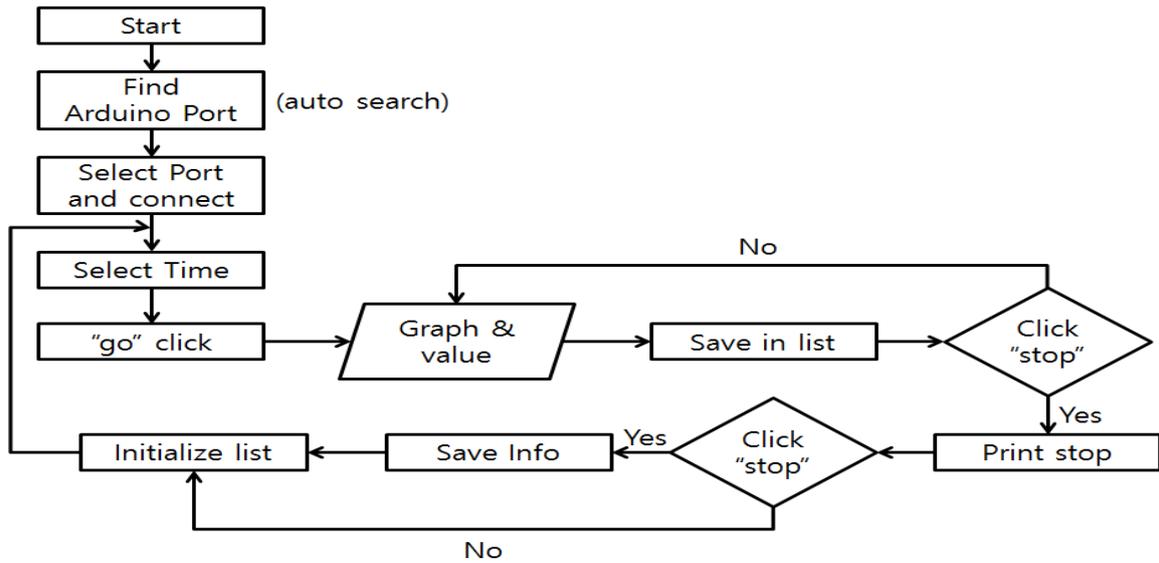
[그림 1] 오일러 각으로 표현된 3차원 모형

우선 본 논문에서 소개하는 회전각을 활용해 관절의 움직임을 측정하는 방법은 두 센서의 차이를 이용한 방법으로, 이전에 연구된 내용을 바탕으로 필요한 부분을 재구성하여 개발하였다[5][6].

우선 그림 1과 같이, 센서의 회전각을 이용하여 관절의 움직임을 측정하는 방법으로 관절의 회전각에 대한 움직임을 추측하여 측정한다. 회전각은 기본적으로 roll, yaw, pitch의 3축 값을 각각 비교한다. 이는 관절의 움직임을 추측하는 방식으로 관절의 움직임을 보다 간편하고 가시성 좋게 보여줄 수 있다.



[그림 2] 관절의 움직임 추측 [6][7]



[그림 3] 시스템 전체 흐름도

3. 보행주기 측정 방법

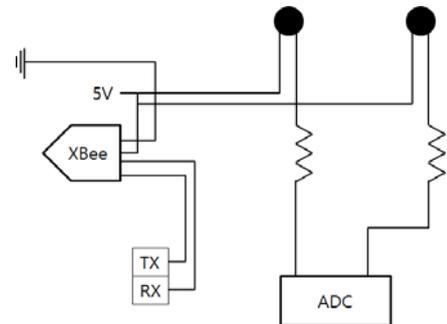
위의 관련연구를 토대로 관절의 움직임을 측정하고 이를 가지적으로 그래프를 통해 보여주며 보행상태를 보여주기 위해 보행 사이클을 지정할 수 있는 포인트 스위치를 구성하여 실험한다.

우선 포인트 스위치란 보행주기의 4주기에 해당하는 부분을 나누기 위해 압력센서를 사용하여 해당 포인트를 구별하는 방식이다. 이는 실시간으로 들어오는 데이터를 사이클 포인트에 맞게 구분하기 위해 꼭 필요하다.

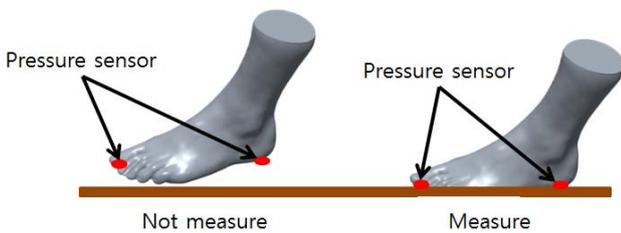
그림 3는 전체 시스템의 흐름도로 우선 아두이노 포트를 일일이 지정할 수 없기 때문에 자동으로 프로그램에서 포트를 찾아주고 현재 센서 값을 받을 수신 포트를 지정해준다. 그 후 원하는 측정시간에 따라 10, 100, 1000ms 단위를 선택하여 원하는 측정 시간을 조정한다. 조정이 끝나고 'go'버튼을 이용하여 센서값을 실시간으로 받는데 받아온 데이터는 그래프로 보여 지고 'stop'을 누른 후 저장하면 해당 값들이 엑셀로 저장돼 전체 그래프를 뽑아 볼 수 있고 보행 사이클을 한눈에 볼 수 있다.

위와 같은 조건들을 만족하며 수행할 수 있는 장치 및 프로그램을 위해 본 논문에서는 무선 모션센서(IMU)와 무선 송·수신기, 아두이노, 압력센서, XBee등을 사용하였다.

본 실험에 앞서 측정의 자유로움으로 스위치는 무선으로 부착되어 움직여야하기 때문에 아래 그림 4과 같이 아두이노와 연동하여 무선통신으로 그 값을 받아온다.

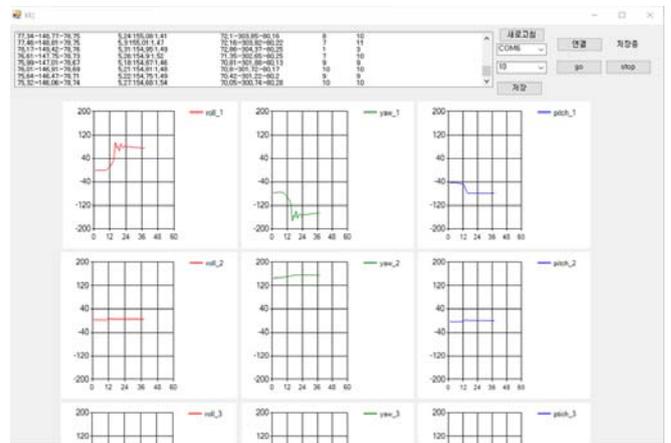


[그림 5] 아두이노와 압력센서 회로도



[그림 4] 압력센서의 스위치 역할

그림 4처럼 관절의 움직임을 관찰하고자 IMU센서의 값을 지속해서 받아들이고 필요한 움직임에 대한 값을 쉽게 구분하여 찾아보기 위해 압력센서를 이용해 값을 그림과 같이 받아옴으로 스위치 역할을 수행한다.



[그림 6] 관절의 측정 프로그램

그림 6는 관절의 측정 프로그램을 실행한 것으로 3개의 회전각 roll, yaw, pitch를 각각 나누어 센서와 센서의 차이에 대한 관절의 움직임을 측정하여 보여준다. 따라서 위 프로그램에서 보이는 그래프를 토대로 두 센서의 움직임과 그에 따른 차이 값을 보며 관절의 움직임을 추측하여 측정할 수 있다. 여기서 추측에 대한 측정은 전문가의 의견에 따른 추측을 뜻한다.

4. 실험 및 분석

본 논문에서 제안하는 보행주기의 측정을 위해 발등과 발목에 센서를 부착하고 보행 주기에 따른 발목관절의 움직임을 측정하였다. 측정 후 정상적인 보행과 비정상적인 보행을 보기위해 정상일 제대로 된 걸음걸이를 걷고 비정상적인 걸음에는 까치발을 들고 실험하였다. 또한 관절의 움직임을 보기위해 발등과 발목의 움직임을 임의로 바꾸어 그 데이터를 분석하였다. 실험 후 분석은 전문가가 판단하여 실험에 대한 결과를 분석하였다.

4. 결론

본 논문에서 제안하는 보행주기의 측정은 실험을 통해 관절의 움직임을 보는데 문제가 없음을 확인하였다. 또한 센서를 부착하고 무선으로 이루어지기 때문에 장소 및 실험에 제약이 없고 빠른 결과 값을 얻을 수 있었다. 또한 회전각의 전반적인 지식만 있다면 그래프와 수치를 통해 현재 보행의 모양이나 이루는 각 혹은 잘못되고 비대칭적인 움직임을 잡아내는데 좋은 성능을 보였다. 하지만 수치와 그래프를 통해 유추를 하는 것으로 관절의 움직임에 해당하는 것을 직관적으로 볼 수는 없어 다소 불평함과 아쉬움은 남아있었다.

따라서 본 논문에서는 수치와 2차원적 그래프만을 보여주었지만 추후 연구를 통해 3D그래픽과 연동하여 현재 모형을 직관적으로 볼 수 있게 발전시킨다면 카메라를 사용하는 측정 장비보다 모든 면에서 우수한 기능과 편리성을 보장할 수 있을 것이다.

Acknowledgement

본 논문은 한국연구재단 지원과제인 NRF-2013R1A1075980 연구비에서 지원하였음.

참고문헌

[1] Fern'ndez-Baena, Adso, Antonio Susín, and Xavier Lligadas. "Biomechanical validation of upper-body and lower-body joint movements of kinect motion capture data for rehabilitation treatments." Intelligent Networking and Collaborative Systems (INCoS), 2012 4th International Conference on. IEEE, 2012.

[2] 김로빈, and 김승재. "운동역학: 보행시 보폭변화에 따른 하지관절 움직임의 변화." 한국체육학회지-인문사회과학 40.2 (2001): 813-820.

[3] 김로빈, 신제민, and 최지영. "운동역학: 보행속도와 보폭변화가 하지관절 움직임에 미치는 영향." 한국체육학회지-인문사회과학 40.4 (2001): 997-1009.

[4] Ferrarin, Maurizio, et al. "Model-based control of FES-induced single joint movements." IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering 9.3 (2001): 245-257.

[5] 현훈범, 송수호, 이현, "관절의 회전각을 이용한 자세매칭률 획득 방법", 대한임베디드공학회(IEMIK), pp. 183-191, 2016.

[6] H.B Hyeon, S.H Song, H Lee, "A method for acquisition of a pose matching rate using the rotation angle of the body", 2016 IEEE International Conference on Systems, Man, and Cybernetics.

[그림 7] 보행주기 실험 데이터

그림 7은 실제 실험에 사용한 데이터로 A, B, C는 센서 1에 대한 roll, yaw, pitch 값이고 D, E, F는 센서 2에 대한 roll, yaw, pitch 값, G, H, I는 센서 값을 바탕으로 관절의 회전각에 해당하는 roll, yaw, pitch 값이다. 또한 J와 K는 압력센서의 값으로 보행주기에 대한 사이클 포인트를 잡는다.

분석결과 전문가가 회전각에 대한 기본지식을 갖고 데이터를 볼 때 보행 시 발목과 발등이 이루는 각과 정상보행과 비정상 보행의 차이를 금방 알아낼 수 있었다. 또한 발목의 움직임에 따른 관절의 움직임을 직관적으로 알 수는 없지만 추측하여 그 움직임을 따라가는데 문제가 되지는 않았다. 이를 비롯하여 보행 시 양쪽 움직임에 차이가 있을 시 그래프를 통해 쉽게 알 수 있었다.