

# 진자검사 계측을 위한 영상 시스템의 개발

## Development of a Vision System for the Measurement of the Pendulum Test

金哲承\* · 文基旭\*\* · 嚴光文† · 李受映\*\*\*

(Chul-Seung Kim · Ki-Wook Moon · Gwang-Moon Eom · Soo-Young Lee)

**Abstract** - The purpose of this work is to develop a measurement system of the pendulum test with minimal restriction of experimental environment and little influence of noise. In this work, we developed a vision system without any line between markers and a camera. The system performance is little influenced by the experimental environment, if light are sufficient to recognize markers. For the validation of the system, we compared knee joint angle trajectories measured by the developed system and by the magnetic sensor system during the nominal pendulum test and the maximum speed voluntary knee joint rotation. The joint angle trajectories of the developed system during both tests matched well with those of the magnetic system. Therefore, we suggest the vision system as an alternative to the previous systems with limited practicality for the pendulum test.

**Key Words** : Pendulum test(진자운동검사법), Spasticity(경직), Vision system(영상시스템), Magnetic sensor(자기센서), Mechanical property(역학적 특성)

### 1. 서 론

신체운동의 모델링 및 해석에 있어서 관절의 생체 역학적 특성치를 추정하는 것은 매우 중요하다[1]. 생체 역학적 특성치는 탄성, 점성, 관성모멘트의 정량적인 측정 작업으로 분류가 된다[2].

생체 역학적 특성치를 추정하는 여러 가지 방법 중 진자검사는, 초기각도에서 하퇴를 순간적으로 낙하시켜 하퇴가 진자 운동하는 궤적으로 특성치를 평가하는 검사 방법으로, 관절계 특성치를 정량적으로 추정할 수 있으며 검사 장비가 간단하고 측정시간이 짧다는 이점을 지닌다[3]. 이러한 진자검사는 관절의 경직(spasticity)의 평가에도 사용되어지고 있다[4].

슬관절에 대한 진자검사에 주로 사용되는 장비는 자기센서(magnetic sensor), 고니오미터(goniometer)[5], 3차원 동작 분석 시스템(3D motion capture system) 등이 있다.

자기센서를 이용한 방법[3]은 3차원적인 정확한 측정이 가능하나, 자기장에 민감하게 반응하여 철과 같은 주변에 장애물을 방해하는 요소가 존재할 경우 실험이 불가능하며, 자기센서와 본체가 유선으로 연결되어 실험의 제약이 크다. 고니오미터[2]는 사용방법이 간단하고 소형이지만, 수동적으로

영점 보정을 실시해야 하고 유선이라는 단점을 가지고 있다. 3차원 동작분석 시스템은 적외선 마커를 부착하여 실험을 실시하므로 선의 제약이 없고 3차원 좌표를 측정할 수 있으나, 고가이고 넓은 전용 측정공간이 요구되어 임상적 사용이 어렵다. 또한 위에서 열거한 방법들은 잡음으로 인하여 측정결과에 손실이 발생하거나, 판독이 불가능할 경우 보간법(interpolation) 등을 사용하여 해당 부분을 보정하게 되는데 이러한 경우, 보정된 결과의 정확도는 조작자의 경험과 숙련도에 크게 의존한다.

본 연구의 목적은 기존의 시스템의 문제점을 해결할 수 있는 시스템, 즉, 실험공간과 선의 제약이 적고, 잡음의 영향이 적으며, 데이터의 손실이 발생할 경우 보다 손쉽고 정확도가 높게 보간(interpolation) 할 수 있는 진자검사 장비를 구현하는 것이다. 본 연구에서는 영상시스템(vision system)을 이용하여 영상을 획득하여 각도를 계산하는 방법을 제안한다. 이 방법에서는 카메라를 이용하여 영상이 획득되므로, 실험환경의 영향이 적으며 선의 제약이 없고, 결과에 손실이 발생되었을 경우 저장된 영상을 재처리하는 방법을 사용할 수 있다. 본 연구에서는 영상 시스템을 이용한 방법의 유용성을 평가하기 위하여, 자기센서를 이용한 방법과의 비교실험을 실시하였다.

### 2. 방 법

#### 2.1 영상시스템의 하드웨어 구성

Fig. 1 은 진자검사 시스템의 전체 구조를 나타낸다. 카메라는 CCD(Charged-coupled device)방식인 AVT Marlin F-033C(Allied vision technologies inc.)를 사용하였으며,

† 교신저자, 正會員 : 建國大 醫療生命大 醫學工學部, 副教授, 建國大 醫學實用技術研究所 工博

E-mail : gmeom@kku.ac.kr

\* 學生會員 : 建國大 醫療生命大 醫學工學部 博士課程

\*\* 非 會 員 : 建國大 醫療生命大 醫學工學部 碩士課程

\*\*\* 非 會 員 : 建國大學校 忠州病院 再活醫學科

接受日字 : 2006年 12月 12日

最終完了 : 2007年 1月 22日

656\*494의 해상도를 가지는 영상을 60 frames/s로 촬영하여 IEEE 1394 방식을 이용하여 200 Mbyte/s의 전송 속도로 PC에 전달한다. Fig. 1과 같이, 색대비가 높은 검은색과 흰색으로 이루어진 마커를 제작 사용하였다. 마커에는 4\*4cm의 흰색 바탕에 지름이 3cm인 검은색 원이 프린트되었다. 실험 중 그림자 및 광원의 부족으로 인하여 화질이 악화되는 것[6]을 방지하기 위하여, 20W의 삼파장 조명이 설치되었다.

2.2 영상시스템의 소프트웨어 구성

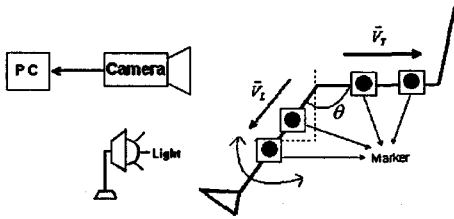


그림 1 진자검사 시스템의 하드웨어 구조  
Fig. 1 Hardware structure of pendulum test system

Fig. 2 는 PC에서 슬관절 각도를 계산하는 과정을 나타낸다. 본 연구에서는 Labview 8.0과 Vision assistant 8.0 (National Instrument inc., USA)를 사용하여 각도 측정 시스템 프로그램을 구현했다. 프로그램의 진행 단계는 Fig. 2와 같이 영상설정, 영상획득 및 저장 그리고 각도계산 순서로 이루어졌다.

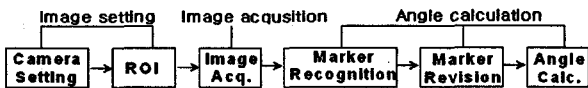


그림 2 영상시스템 소프트웨어의 구조도  
Fig. 2 Block diagram of vision system software

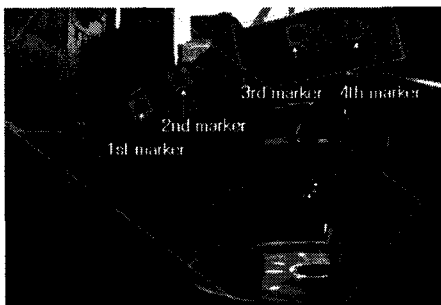


그림 3 정지영상내의 관심영역 설정  
Fig. 3 Setup of ROI(region of interest) in the still image

영상설정 단계에서는, 광량 및 피험자와 카메라의 거리 등의 실험환경이 매 실험마다 동일하지 않으므로, 만족할 만한 영상을 얻기 위한 카메라의 위치 및 초점거리 등을 조절한다. Fig. 3 과 같이 피험자의 하퇴를 ROM(range of motion) 범위 내의 여러 각도에 위치시키고 정지영상을 획득한다. 여기에서 획득된 정지영상을 이용하여 ROI(region

of interest)를 결정한다. ROI는 Fig. 3과 같이 대퇴(thigh)를 담당하는 영역과 하퇴(leg)를 담당하는 영역으로 구성되었다. 또한 이 단계에서 광원 부족 부분 및 잡음 발생 요소가 있는지를 파악하고 카메라 설정(초점거리, 카메라위치)을 다시 조절한다.

영상획득 및 저장 단계에서는, 진자검사의 영상을 획득하고 저장한다. 200 Mbyte/sec의 속도로 영상이 메인PC에 전송되어 영상을 저장하는데 필요한 PC 측의 로드가 크므로, 영상저장과 각도계산이 동시에 수행되어지면, 영상의 손실이 발생하게 된다. 따라서 본 연구에서는 영상을 저장한 후 이를 이용하여 마커의 중앙 위치를 인식하고, 각도계산을 수행하였다[7]. 하나의 ROI에서 2개의 마커가 인식되므로 각 마커의 번호가 바뀌어 인식되는 경우에는, 바뀐 마커의 번호를 교정하기 위하여, 1,3번 마커는 2,4번 마커보다 각각 아래에 존재하므로, 마커의 y축(세로축)정보를 비교하여 보정하였다.

Fig. 1에서 하퇴부분과 대퇴부분에 부착된 각각 2개씩의 마커좌표를 이용하여 벡터( $\vec{V}_L$ ,  $\vec{V}_T$ )를 구성하였고, 식(1)을 이용하여 벡터 사이의 각도를 계산하였다.

$$\theta = \cos^{-1} \left( \frac{\vec{V}_L \cdot \vec{V}_T}{|\vec{V}_L| |\vec{V}_T|} \right) \tag{1}$$

- $\vec{V}_L$  : leg vector
- $\vec{V}_T$  : thigh vector
- $\theta$  : knee joint angle

실험이 종료되면 획득된 영상과 계산된 각도가 파일로 저장된다. 영상획득, 저장, 각도계산 과정은 하나의 프로그램에서 일괄 수행되었으며, 실험 수행 시간은 진자검사가 7초정도 수행될 경우 모든 과정이 끝나기까지 약 30초가 소요되었다.

2.3 시스템 평가 실험

20대 건강한 피험자 1명을 대상으로 실험을 하였다. Fig. 4와 같이 대퇴부와 하퇴부에 자기센서인 Liberty(Polhemus inc., 200samples/sec)의 수신부를 각각 2개를 부착한 후, 자기센서와 마커의 중심이 같도록 마커를 부착하였다. 카메라는 피험자와 약 80cm의 거리를 두고 위치되었다. 시스템의 평가는 일반적인 진자실험과 자체적으로 설계한 능동 최대속도 실험을 통해 실시하였다. 이 중 능동 최대속도 실험은, 진자검사 중 경직으로 인한 순간적인 움직임의 측정이 가능 한지를 파악하기 위한 것으로서, 자신이 낼 수 있는 최대의 속도로 하퇴를 전후방향으로 움직이도록 지시하였다.

3. 결과 및 토의

Fig. 5 는 두 가지 방법을 이용하여 얻은 결과를 나타낸다. Fig. 5의 (a)는 진자검사결과이고, (b)는 능동최대속도로 회전한 실험의 결과이다. 두 가지 실험에서 마커를 인식하지 못하는 경우는 발생되지 않았다.

진자검사 중 하퇴가 낙하하여 슬관절의 최대 굴곡지점에 도달할 경우 최대 2.7° 정도의 오차가 발생되었고(RMS오차=1.18°), 최대속도회전 결과의 경우 최대 신전과 굴곡 부근에서 최대 1.7° 정도의 오차가 발생되었다(RMS오차=0.89°). 이러한 오차의 원인으로서는 다음과 같은 가능성이 있다. 슬관절의 경우 정확한 경첩관절(hinge joint)이 아니므로, 하퇴가 낙하할 때 횡단면(transverse plane)에서 약간의 회전이 발생된다. 자기센서를 이용하는 경우 3차원 좌표를 이용하여 슬관절의 각도가 계산되므로 이러한 회전이 고려되나, 영상 시스템의 경우 2차원 좌표만이 이용되므로 이러한 회전의 보정이 어렵다. 그러나 결과에서와 같이, 최대오차는 2.7° 이하로서, 진자검사와 같은 실험에서는 무시할 수 있을 것이다.

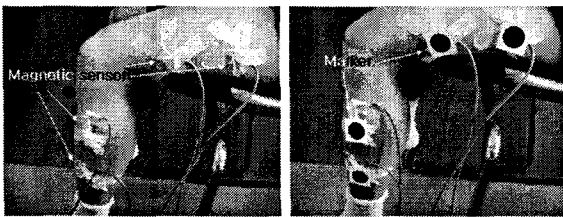
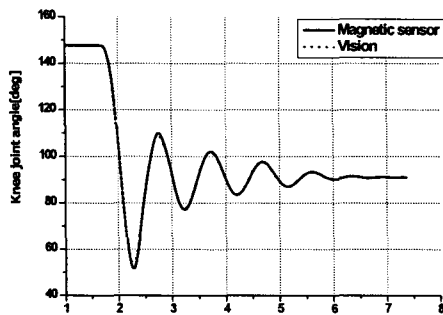
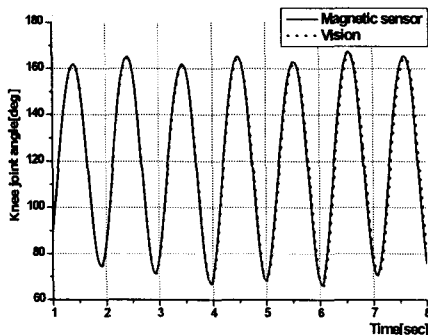


그림 4 영상시스템 마커와 마그네틱 센서의 부착모습  
 Fig. 4 Adhesion of the magnetic sensors and the vision system markers



(a) Pendulum test



(b) Maximum velocity movement test

그림 5 영상시스템(—)과 마그네틱 센서(····)를 이용한 슬관절 각도 값의 비교

Fig. 5 Comparison of knee joint angles from the vision system(—) and the magnetic sensor(····)

본 연구에서 개발한 시스템은 각 프레임별 각도계산을 수행하므로 마커를 인식하지 못한 원인을 정확히 파악할 수 있고, 영상 획득 후 영상을 저장하므로 측정 중 마커가 인식하지 못할 경우 저장된 영상을 재처리하여 보정이 가능하다. 그리고 피험자를 바꿔 실험을 할 경우, 자기센서의 경우 고가의 센서를 여분으로 준비하지 못하면 앞의 피험자의 실험 종료시까지 대기해야 하는 번거로움이 있지만, 영상시스템의 경우에는 피험자가 대기하고 있는 동안 저렴한 마커를 붙이고 있다가 바로 실험을 시작할 수 있으므로 실험시간의 단축이 가능하다.

영상시스템은 이차원 영상이라는 단점으로 인해, 매우 정밀한 결과가 요구되는 실험에는 사용이 어려울 것이나, 진자운동을 통한 슬관절의 특성치 파악 및 임상에서 경직을 평가 그리고 고정된 위치에서 운동을 수행하는 자전거 운동 및 트레드밀 보행등의 관절각도 측정 등의 간단한 인체 운동을 측정하는 실험에서는 활용이 가능할 것이라 판단된다. 또한 향후 연구로서, 본 연구의 결과를 이용하여 경직환자의 경직의 정량적인 평가에 활용할 예정이다.

#### 4. 결 론

본 연구에서는 카메라를 이용한 진자검사의 유용성 평가를 위해 자기센서와 영상시스템을 이용하여 실험을 실시하였다. 실시된 진자실험과 최대속도 회전실험의 두 방법의 결과는 거의 일치하였다. 이러한 영상시스템은 정상인과 경직환자의 슬관절 특성치 파악에 활용이 될 수 있을 것이다.

#### 감사의 글

본 연구는 보건복지부 보건의료기술 진흥사업의 지원(A060519)으로 수행되었습니다.

#### 참 고 문 헌

- [1] 엄광문, 이창한, 김철승, 허지운, "관절계 역학적 특성의 정량화를 위한 비선형 댐퍼모델" 한국정밀공학회, 제22권, 제4호, pp.188-193, 2005.
- [2] 엄광문, 김석주, 한태륜, "관절계 역학적 특성의 정량적 평가방법" 한국정밀공학회, 제21권, 제11호, pp.209-218, 2004.
- [3] 김철승, 공세진, 엄광문, 권선덕, 김종문, "다양한 진자운동을 재현가능한 경직의 동적 역치 모델" 한국정밀공학회, 제23권, 제7호, pp.152-158, 2006.
- [4] Lebedowska, M. K., Fisk, J.R., "Passive dynamics of the knee joint in healthy children and children affected by spastic paresis," Clinical Biomechanics, Vol. 14, pp.653-660, 1999.
- [5] Bajd, T. and Vodovnik, L., "Pendulum testing of spasticity," J. Biomedical Eng., Vol.6, pp.9-16, 1984.
- [6] 김홍갑, 김형석, "라인 스캔 카메라를 이용한 저가형 시군일 조명장치 구현", 대한전기학회, 제49권, 제5호, 2000
- [7] National Instrument Corporation, NI Vision for Labview user manual, National Instrument Corporation, 2005