

1 <Manuscript template updated Dec 23, 2013>

2 **Title**

3 **The examination of reliability of lower limb joint angles with free software ImageJ**

4

5 **ABSTRACT**

6

7 **Objective:** The purpose of this study was to determine the reliability of lower limb joint angles computed with
8 the software ImageJ during jumping movements.

9

10 **Background:** Kinematics is the study of bodies in motion without regard to the forces or torques that may
11 produce the motion. The most common method for collecting motion data uses an imaging and
12 motion-capture system to record the 2D or 3D coordinates of markers attached to a moving object, followed
13 by manual or automatic digitizing software. Above all, passive optical motion capture systems (e.g. Vicon
14 system) have been regarded as the gold standards for the collecting motion data. On the other hand, ImageJ
15 is used widely for an image analysis as free software, and can collect the 2D coordinates of markers. However,
16 although much research has been carried out into the utilizations of the ImageJ software, little is known about
17 their reliability.

18

19 **Method:** Seven healthy female students were participated as subject in this study. Seventeen reflective
20 markers were attached on the right and left lower limbs to measure two and three-dimensional joint angular
21 motions. Jump performance was recorded by ten-vicon camera system (250Hz) and one digital video camera
22 (240Hz). The joint angles of the ankle and knee joint were calculated using 2D (ImageJ) and 3D (Vicon-MX)
23 motion data respectively.

24

25 **Results:** Pearson's correlation coefficients between two methods were calculated, and significance tests were
26 conducted ($\alpha = 1\%$). Correlation coefficients between the two were over 0.98. In Vicon-MX and ImageJ, there
27 is no systematic error by examination of the validity by the Bland-Altman method, and there are all data in 95%
28 limits of agreement.

29

30 **Conclusion:** In this study, correlation coefficients are generally high and the regression line is near the identical
31 line. Therefore, it is considered that motion analysis using ImageJ is a useful tool for evaluation of human
32 movements in various research areas.

33

34 **Application:** This result can be utilized as practical tool to analysis human performance in the various fields.

35

36 **Keywords**

37

38 ImageJ, Vicon-MX, Reliability, Joint angle

39

1. Introduction

최근, 신체 운동과 관련한 해석에서 2차원 또는 3차원 좌표 데이터를 도출하는 방법으로 디지털 화상을 컴퓨터로 처리하는 방법과 적외선 리플렉터 방식을 이용한 실시간 좌표 데이터 도출 방법 등 크게 2가지로 분류되고 있다. 또한 좌표 데이터는 연구 목적에 따라 근골격계에 작용하는 관절 모멘트, 관절력 등 역동역학(inverse dynamics) 해석에서도 이용되기 때문에 데이터의 정확한 수집은 중요하다(Nagano and Komura, 2003; Kim et al., 2007). 즉 생체역학 (Biomechanics) 에서 운동학 데이터는 인체의 운동 상태를 표현할 수 있을 뿐만 아니라, 대내외적 힘의 효과에 의해 발생하는 운동을 정량화 함으로서 의도적인 신체 운동의 재현은 물론, 재활운동, 정형외과적 상해 예방에 대한 가설을 보다 과학적이고 객관적인 관점에서 설명할 수 있는 장점을 가지고 있다. 따라서 스포츠, 로봇공학, 정형외과, 이학요법, 애니메이션 등 여러 분야에서 동작에 대한 평가와 판정을 위해 운동학 데이터를 적극적으로 활용하고 있는 추세이다.

연구자는 동작 분석용 소프트웨어를 선택하는 과정에서 주로 정확성, 편리성, 그리고 경제성 등을 고려하여 판단하게 되는데, 현장에서 사용할 경우에는 더욱 간편하고 경제적으로도 이용 가치가 높은 방법이 적절하다고 생각된다. 한편, 최근에는 적외선 리플렉터 방식을 채택하고 있는 Vicon 동작 분석 장치가 세계적으로 확대되면서, gold standard의 분석 장치로 자리를 잡고 있다. 이처럼 관련 분야에서 동작 분석의 중요성이 대두되고 있는 반면, 설치 비용과 시설 규모의 문제 등으로 Vicon과 같은 고액의 분석장치를 도입할 수 없는 병원 및 시설이 압도적으로 많은 것도 현실이다. 이러한 문제점을 해결하기 위해 선행연구에서는 무료 소프트웨어(이하 ImageJ)를 이용한 동작 분석(Maeoka et al., 2008; Hayashi and Hongou, 2010) 의 신뢰성에 대하여 소개하고 있으며, 주로 측정자 사이의 디지털라이징 오차와 이로 인한 각도 차이를 급내상관계수 (intraclass correlation coefficients: ICC)를 산출하여 검정하였다. 하지만 두 종류의 분석 방법에 대한 신뢰성 검토는 이루어지지 않았다. 또한 ICC를 이용한 통계적 방법은 가산 오차(fixed bias) 또는 비례 오차 (proportional bias)의 검출이 곤란하기 때문에, 실험 계획 및 실시 단계에서 발생할 수 있는 계통 오차의 검정으로는 부적절하다는 보고도 있다(Ludbrook, 2002). 따라서 계통 오차의 유무를 검출하는 방법으로 Bland-Altman 분석(Bland and Altman, 1986) 이 소개되고 있으며, ICC 및 상관계수로는 검출할 수 없는 오차량과 오차의 종류를 검정할 수 있는 장점을 가지고 있다. 한편, 부척추근(Paraspinal Muscle)의 단면적 측정을 위해 ImageJ와 OsiriX 소프트웨어를 이용한 연구에서는 신뢰성 검정으로 Bland-Altman 분석법이 소개되었으며, 그 결과 두 종류의 소프트웨어(ImageJ and OsiriX) 사이에는 아주 높은 일치성이 인정되었다고 보고되고 있다(Fortin and Battie, 2012). 이처럼 조직학, 생물학분야에서는 오래전부터 그 신뢰성을 인정받고 있으며 (Abràmoff et al., 2004), 최근에는 초음파 영상을 처리하는 근 생리학 분야에서도 그 사용 빈도가 증가하고 있는 추세이다(Kulig et al., 2010; Leah et al., 2011). 또한, ImageJ는 두 분절간의 각도를 계산할 수 있는 기능과 2차원 좌표 취득(X,Y)을 위한 디지털라이징 기능도 탑재하고 있어 동작 분석의 기본 원리와 계산 알고리즘을 이해한다면 누구나 쉽게 2차원 및 3차원 분석이 가능하다. 게다가 근래에는 표 계산 소프트웨어를 비롯하여 무료로 배포되고 있는 프로그래밍 언어도 풍부하여서 이러한 무료 소프트웨어를 적절히 이용한다면 저예산으로 최대의 효과를 얻을 수 있을 것으로 기대된다. 하지만 동작 분석용으로서 ImageJ의 신뢰성을 검토한 연구는 지금까지 학계에 보고된 바가 없는 것이 현실이다.

ImageJ는 미국 국립위생연구소(NIH)에서 화상처리 및 해석용으로 소프트웨어를 개발하고 있으며, 이식성에 유리한 JAVA 언어로 설계되어 있어 대부분의 오페레이팅 시스템에서 사용할 수 있는 장점을 가지고 있다. 그러나 앞서 언급하였듯이 ImageJ를 이용한 2차원 및 3차원 동작 분석의 응용 사례가 턱없이 부족한

1 것이 현실이며, 선행연구(Maeoka et al., 2008; Hayashi and Hongou, 2010)에서는 연속 좌표데이터 (2차원)
 2 를 도출하고 있지 않아 분석에 소요되는 시간적 효율성이 떨어지는 문제점이 지적되고 있다. 또한 다른 운
 3 동학적 변수로 변환이 어려운 부분도 있어 도출 가능한 변수도 한정적이라할 수 있다. 하지만 시계열 좌표
 4 데이터를 도출할 수 있다면, 연속적인 관절 각도의 변화를 관찰할 수 있을 뿐만 아니라 분절의 속도 및 가
 5 속도, 그리고 신체중심 위치 등 운동을 보다 정량적으로 기술할 수 있을것이다. 그리고 나아가서는 운동역
 6 학적 분석도 가능할 것으로 기대된다. 그러므로 ImageJ 소프트웨어가 가지고 있는 경제성과 신뢰성을 재검토하
 7 여 새로운 동작 분석의 방법론을 제시할 수 있다면, 관련 분야의 연구발전에 큰 도움이 될 것으로 생각된
 8 다.

9 따라서 본 연구는 동작 분석 장치로 세계적으로 인지도가 높은 Vicon-MX시스템(적외선 리플렉터
 10 방식)을 이용한 각도 산출 결과와 ImageJ를 이용한 각도 산출 결과의 일치성을 통계학적으로 명확하게
 11 밝히기 위하여 기존의 적률상관계수를 산출하는 방법과, 방법 비교 연구로 인용도가 높은 Bland-Altman
 12 분석을 통하여 가산 오차 및 비례 오차의 유무를 판단하여, ImageJ의 신뢰성을 검증하는 것을 목적으로
 13 하고 있다.

14

15 **2. Method**

16 **2.1 Subjects**

17 본 연구의 대상은 최근 1년 이내에 측정 항목과 관련된 정형외과적 질환 경험이 없는 여자대학생
 18 7명(나이:22 yr, 신장 : 160.2 cm, 체중 : 49.1 kg)을 피험자로 선정하였다. 대상자에게는 실험의 목적 및
 19 내용에 대한 충분한 설명을 실시하여 실험에 대한 이해도를 높이고, 서면 동의서를 받았다.

20

21 **2.2 Experimental equipment**

22 연구 대상자는 지면반력기(Kistler, type 9865B, Switzerland) 위에 올라서서 양손을 허리에 두고, 상체를 곧
 23 게 일으킨 상태를 유지하면서 무릎과 고관절의 완충 동작을 최대한 이용하지 않는 방법으로 5회 연속 점프
 24 를 2세트 실시하였다. 이때 무릎과 고관절의 완충 동작을 최대한 제한한 이유로는 피험자 간 동작의 불일
 25 치성을 해소하기 위한 조치였으며, 연속 점프 횟수도 5회로 설정한 이유는 비교적 동작이 안정되는 3번째
 26 와 4번째 점프를 해석용 데이터로 이용하기 위해서였다. 이때, 각 분절의 2차원 및 3차원 좌표값을 얻기 위
 27 해 골반 주변과 좌/우 하지에는 17개의 해부학적 반사 마커(직경:14mm)를 부착하였다(Figure 1).

28

29

30

31

32

33

34

35

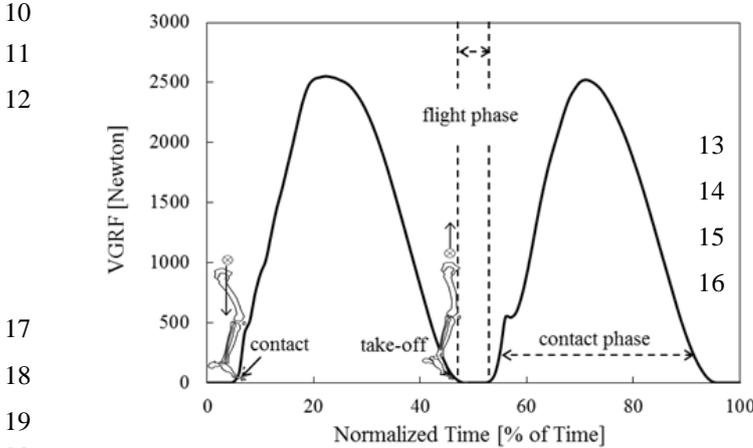
36

37



38 Figure 1. Description of the anatomical marker position.

1 이때 가정용 디지털 비디오카메라(Casio, EX-FH25, Japan)는 피험자의 우측으로부터 10m 떨어진 곳에 설치
 2 하여, 샘플링 주파수 240Hz로 연속 점프 동작을 기록하였다. 동시에 10대의 광학식 3차원 모션 캡처 시스
 3 템(Vicon-MX, OxfordMetricsGroup, Oxford, UK)은 반사 마커의 3차원 위치 좌표를 기록하기 위해 설치하였
 4 으며, 샘플링 주파수250Hz로 기록하였다. 모션 캡처 시스템과 디지털카메라 사이의 동조는 LED 발광체
 5 (DKH, PH-105A, Japan)를 이용하여, 모션 캡처 시스템의 측정 시작과 동시에 디지털카메라에 LED 발광
 6 체가 기록되도록 설정하였다. 이후 디지털카메라의 영상은 PC에 설치된 ImageJ 소프트웨어 (ImageJ 1.41,
 7 Wayne Rasband, National Institutes of Health, Bethesda, MD)를 이용하여 연속 5회 점프 중 3번째 점프를 디
 8 지타이징하여 2차원 좌표데이터를 생성하였다. 한편 지면반력의 수직 성분(F_z)은 연속 점프 동작중의 발끝
 9 닿기(contact)에서 발끝 떼기(take-off)까지의 각 국면을 정의하기 위해 사용하였다(Figure 2).

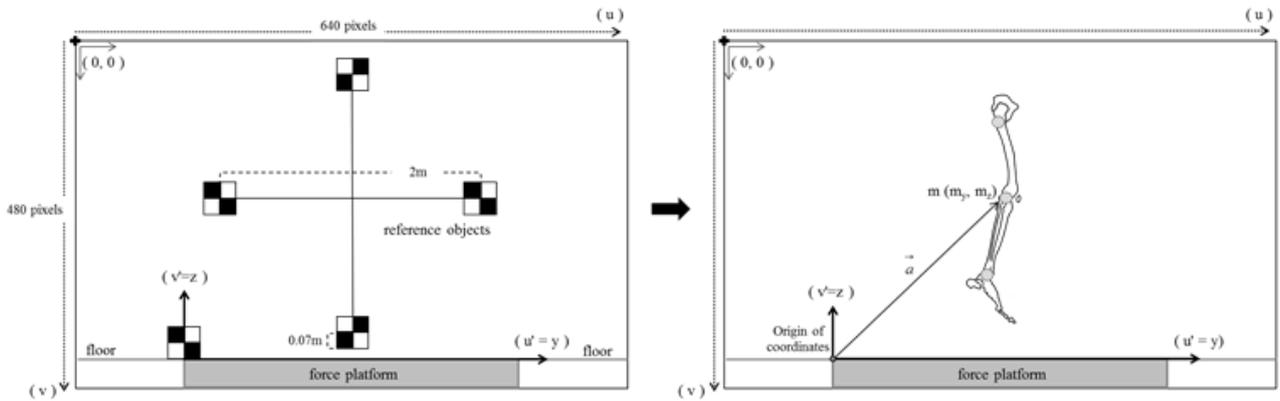


21 Figure 2. Changes in the vertical ground reaction force (VGRF) during jumping movements.

23 발끝 닿기(contact)의 정의는 지면반력의 크기가 20N이상, 발끝 떼기(take-off)는 20N 이하에서
 24 결정하였다. 또한, 2차원 좌표데이터의 고주파 노이즈는 Winter(1990)의 4차 Butterworth형 저역필터로 평균
 25 차단주파수 17Hz로 좌표 데이터를 스무딩(smoothing)하였다. 한편, 3차원 좌표 데이터의 고주파 노이즈에
 26 대해서도 2차원 데이터와 동일한 방법으로 평균 차단주파수(18Hz)를 설정하여 스무딩하였다. 2차원 및
 27 3차원 좌표 데이터의 최적 차단주파수의 설정은 Yu et al.(1999)의 방법으로 결정하였다. 그리고
 28 데이터(Vicon-MX: 1/250sec vs 디지털 카메라:1/240sec)사이의 샘플링 수를 일치시키기 위해
 29 선형보간법(linear interpolation)을 이용하여 각 시간을 0%(발끝 닿기)에서 100%(발끝 떼기)로
 30 정규화(normalization)하였다.

32 **2.3 Data analysis**

33 2 차원 좌표 데이터를 얻기 위해 2m 길이의 reference point 를 화면 중앙에 설치하여 실험 전후에
 34 걸쳐 캘리브레이션을 실시하였다(Figure3). 기록된 reference point 의 영상은 ImageJ 소프트웨어상에서
 35 디지털타이저를 실시하여 2 차원 좌표(pixel)로 변환하였다. 또한, 얻어진 pixel 좌표치는 실공간 좌표로
 36 변환하기 위해 계수를 계산하였다. 즉 화면상의 1pixel 이 실공간에서 몇 m 에 해당하는지를 추측하기
 37 위한 과정이다.



1 Figure 3. A video screen together with an indication of the pixel coordinates used for two dimensional
 2 video calibration.

3

4 본 연구에서 화면상의 1 pixel 의 길이는 Y 축 방향이 $2m/398 \text{ pixel} = 0.00503m$ 였으며, Z 축 방향은
 5 $2m/420 \text{ pixel} = 0.00476m$ 였다. 즉 얻어진 계수($Y= 0.00503$, $Z= 0.00476$)는 이후 표면 마커의
 6 디지털이징 결과치(pixel)에 곱해줌으로써 pixel 에서 m 단위로 변환할 수 있다. 그러나 컴퓨터
 7 화면상에서 얻게 되는 좌표치는 좌측 상단 모서리가 원점으로 되어 있기 때문에, 오른쪽이 진행
 8 성분의 정방향($U=Y$), 아래 방향이 수직 성분의 정방향($V=Z$)으로 계산된다. 하지만 2 차원 동작
 9 분석에서는 진행 방향을 Y 축 방향으로, Z 축을 아래에서 위쪽으로 향하는 정방향으로 설정함으로써
 10 운동을 해석하는 과정에서 혼란을 막을 수 있다. 따라서 본 연구에서는 좌표 원점을 지면반력기 왼쪽
 11 모서리로 설정하였다. 즉 좌표 원점 $u'= 50\text{pixel}$, $v'= 410\text{pixel}$ 로 가정하였을 때, 인체에 부착한 마커 m
 12 (m_y, m_z) 의 좌표값이 $m_y = 340\text{pixel}$, $m_z = 240\text{pixel}$ 의 위치에 있다고 가정하면, 그 프레임 상 마커 m 의
 13 실공간 좌표는 아래와 같은 방법으로 산출할 수 있다.

$$a_y = m_y - u' = (340\text{pixel} - 50\text{pixel}) \times 0.00503 = 1.4587m$$

$$a_z = m_z - v' = -(240\text{pixel} - 410\text{pixel}) \times 0.00476 = 0.8092m$$

14
 15

16 3차원 관절 각도는 Cole et al. (1993)의 방법을 채택한 Cardan 각도로 산출하였다. 각도는 Xyz 의 회전
 17 순으로 근위 분절에 대한 원위 분절의 방향각으로 정의하였다. 동작 촬영에 앞서 4 개의 반사 마커를
 18 부착시킨 컬리브레이션용 L 자 프레임(Vicon-MX, Oxford Metrix Inc, Oxford UK) 을 지면반력기 우측
 19 모서리에 정확히 설치하여, 정지좌표계 $R_G(\vec{X}, \vec{Y}, \vec{Z})$ 를 정의한 후, 정지좌표계 R_G 에 대해 해부학적
 20 마커의 3 차원 좌표치를 이용하여 각 분절에 위치한 운동좌표계 $R_L(\vec{x}, \vec{y}, \vec{z})$ 를 정의하였다. 정지좌표계와
 21 각 피험자의 해부학적 자세에서 운동좌표계 $R_L(\vec{x}, \vec{y}, \vec{z})$ 를 정의하기 위한 컬리브레이션은 Areblad et al.
 22 (1990)의 방법을 이용하여 정지좌표계 $R_G(\vec{X}, \vec{Y}, \vec{Z})$ 의 각 축에 정렬시켰다. 그리고 각 분절(족부, 하퇴부,
 23 대퇴부)의 PCS [$i'_x \sim k'_z$] 는 각 분절에 고정한 이동좌표계의 단위벡터로 정의하였으며(Eq.1), 회전
 24 변환행렬 [RTM]은 [PCS]의 역행렬([PCS]⁻¹)과 정지좌표계 행렬을 곱하여 계산하였다(Eq.2). 여기서
 25 [PCS]⁻¹=[PCS]^T를 나타내고 있으며, [PCS]^T는 [PCS]의 전치행렬을 나타내고 있다. 본 연구에서
 26 대퇴좌표계 $R_T(\vec{T}_x, \vec{T}_y, \vec{T}_z)$ 의 좌표원점은 고관절 중심과 대퇴골 외결절과 내결절의 중심을 연결하는 대퇴
 27 분절의 질량중심에 위치시켰다.

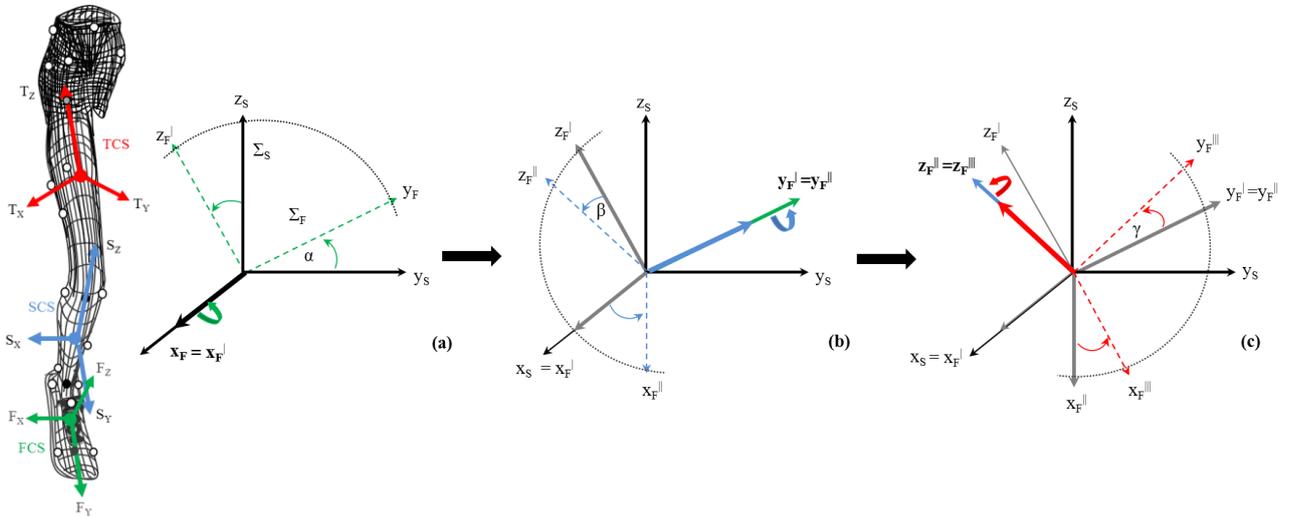
$$1 \quad [PCS] = \begin{bmatrix} i'_x & j'_x & k'_x \\ i'_y & j'_y & k'_y \\ i'_z & j'_z & k'_z \end{bmatrix} \quad (1)$$

$$2 \quad [RTM] = [PCS]^{-1} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (2)$$

3 한편, 하퇴좌표계 $R_S(\vec{s}_x, \vec{s}_y, \vec{s}_z)$ 의 좌표 원점은 대퇴골 외결절과 내결절을 연결하는 중심점과 족관절
4 중심을 연결하는 하퇴부의 질량중심에 두었다. 그리고, 족부좌표계의 $R_F(\vec{F}_x, \vec{F}_y, \vec{F}_z)$ 원점은 족부의
5 질량중심에 위치시켰다. 각 분절의 운동좌표는 다음과 같이 정의 하였다.

6 대퇴좌표계는 대퇴부의 질량중심에서 고관절 중심을 향하는 벡터를 \vec{T}_z 라 하고, 원점에서 대퇴골
7 외결절 마커로 향하는 벡터를 임시 \vec{T}_D 로 정의하고, \vec{T}_z 와 \vec{T}_D 의 외적으로 \vec{T}_y 을 결정한 뒤, \vec{T}_y 와 \vec{T}_z 의
8 외적으로 부터 \vec{T}_x 을 결정하였다. 화퇴좌표계는 화퇴부 원점에서 슬관절 중심을 향하는 벡터를 \vec{S}_z 라
9 하고, 좌표원점에서 경골의 원위에 있는 내측과를 향하는 벡터를 임시 \vec{S}_D 로 정의한 후, \vec{S}_z 와 \vec{S}_D 의
10 외적으로 \vec{S}_y 을 결정한 뒤, 마지막으로 \vec{S}_y 와 \vec{S}_z 의 외적으로 부터 \vec{S}_x 을 결정하였다. 족부좌표계
11 $R_F(\vec{F}_x, \vec{F}_y, \vec{F}_z)$ 는 족부의 질량중심에서 제 1 중족골과 제 5 중족골 사이의 중심을 향하는 벡터를 \vec{F}_y 로
12 정의한 후, 원점에서 제 1 중족골을 향하는 벡터를 임시 \vec{F}_D 로 결정한 뒤 \vec{F}_y 와 \vec{F}_D 벡터의 외적으로
13 \vec{F}_z 을 정의하여, 다시 \vec{F}_y 와 \vec{F}_z 의 외적으로 \vec{F}_x 를 결정하였다(Figure 4).

14



15
16 Figure 4. Definitions of local coordinates system on each segment (left panel). The right panel shows the
17 cardan sequence of rotations. (a), (b), and (c) indicate joint angles. The first rotation (α) takes place about
18 the X_r -axis (Dorsi-PlantarFlexion or Flexion-Extension). The second rotation (β) about Y_r -axis leads to new
19 positions of the X_r -axis and Z_r -axis (Inversion-Eversion or Adduction-Abduction). The final rotation (γ)
20 takes place about the Z_r -axis (Adduction-Abduction or Internal-External rotation).

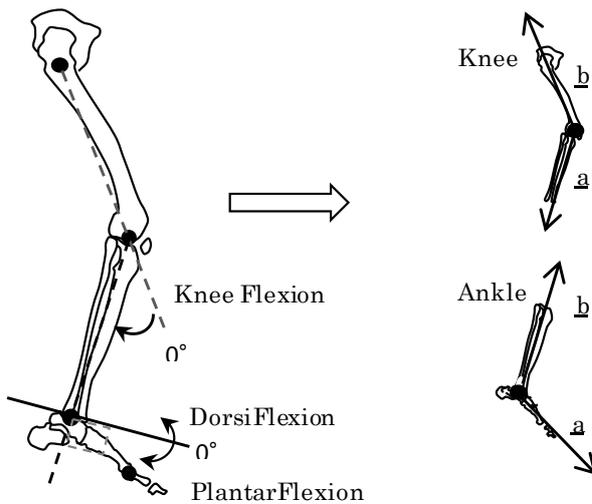
1 3 차원 족관절 각도는 하퇴좌표계(SCS) $R_S(\vec{S}_x, \vec{S}_y, \vec{S}_z)$ 에대한 족부좌표계(FCS) $R_F(\vec{F}_x, \vec{F}_y, \vec{F}_z)$ 의 방향을
 2 정의함으로써 산출하였다. 해부학적 자세에서 \vec{F}_x 축 회전을 좌표계 $R_{F_1}(\vec{F}_{x1}, \vec{F}_{y1}, \vec{F}_{z1})$, \vec{F}_{y1} 축 회전 후의
 3 좌표계를 $R_{F_2}(\vec{F}_{x2}, \vec{F}_{y2}, \vec{F}_{z2})$, \vec{F}_{z2} 축 회전 후의 좌표계를 $R_{F_3}(\vec{F}_{x3}, \vec{F}_{y3}, \vec{F}_{z3})$ 으로 결정, \vec{F}_x 축 회전(a), \vec{F}_{y1} 축 회전(b),
 4 \vec{F}_{z2} 축 회전(c) 순으로 실시하였다. 즉, 하퇴의 회전형렬 $[R_S]$ 과 족부의 회전형렬 $[R_F]$ 의 외적으로
 5 회전형렬 $[T_R]$ 을 산출하여, 족관절의 배측/저측굴곡(α), 내번/외번(β), 그리고 내전/외전(γ)각을
 6 산출하였다(Eq.3,4,5). 무릎관절의 3 차원 각도도 동일한 방법으로 대퇴좌표계(Fig3, TCS)
 7 $R_T(\vec{T}_x, \vec{T}_y, \vec{T}_z)$ 에대한 하퇴좌표계 $R_S(\vec{S}_x, \vec{S}_y, \vec{S}_z)$ 의 방향을 정의함으로써 산출하였다.

$$9 \quad [T_R] = [R_F][R_S]^{-1} \quad (3)$$

$$10 \quad [T_R] = \begin{bmatrix} \vec{i}_x \bullet \vec{i}_x'' & \vec{j}_x \bullet \vec{i}_y'' & \vec{k}_x \bullet \vec{i}_z'' \\ \vec{i}_y \bullet \vec{j}_x'' & \vec{j}_y \bullet \vec{j}_y'' & \vec{k}_y \bullet \vec{j}_z'' \\ \vec{i}_z \bullet \vec{k}_x'' & \vec{j}_z \bullet \vec{k}_y'' & \vec{k}_z \bullet \vec{k}_z'' \end{bmatrix} \quad (4)$$

$$11 \quad \alpha = \sin^{-1} \frac{-T_{R32}}{\cos \beta} \quad \beta = \sin^{-1}(T_{R31}) \quad \gamma = \sin^{-1} \frac{-T_{R21}}{\cos \beta} \quad (5)$$

12 한편 비디오 영상을 이용한 2 차원 관절 각도의 계산은 단위벡터의 내적법을 이용하여 발목 관절의
 13 배측굴곡(+)/저측굴곡(-) 각도(θ_1)와 무릎 관절의 굴곡(+)/신전(-) 각도(θ_2)를 계산하였다(Figure 5, Eq.6,7).
 14 2 차원 및 3 차원 관절 각도등 모든 데이터 해석에는 과학기술 계산용 소프트웨어
 15 Mathematica4.1(Wolfram Research Inc., Champaign, IL, USA)에 의한 자체 프로그램 코드를
 16 작성하여 계산하였다.



36 Figure 5. Definition of the relative angle of the ankle and knee joint.

37

$$\theta_1 = \cos^{-1}\left(\frac{\vec{a} \cdot \vec{b}}{|\vec{a}| |\vec{b}|}\right) \times 180 / \pi \quad (6)$$

$$\theta_2 = \cos^{-1}\left(\frac{\vec{a} \cdot \vec{b}}{|\vec{a}| |\vec{b}|}\right) \times 180 / \pi \quad (7)$$

3

4 2.4 Statistical analysis

5 2 가지 분석방법(Vicon-MX, ImageJ)을 이용한 시계열 데이터(1st take-off → flight phase → contact →
 6 2nd take-off)는 각각 0% ~ 100%로 정규화하였으며(Fig2), 7 명의 각각 5 회 점프 중 3 번째 점프
 7 데이터를 처리하여 2 세트의 정규화 데이터(100 개×2 세트:)를 생성하였다. 그 후 통계학적 해석을 위해
 8 각 시계열 데이터는 10% 간격으로 데이터(0%, 10%, 20%, ... , 100%)를 재생성하였다. 본 연구에서는
 9 Vicon-MX 로 부터 계산된 관절 각도를 비교 기준으로 가정하여, 이에 대해 ImageJ 로 부터 계산된
 10 관절 각도가 어느 정도 일치하고 있는지를 검정하기 위해 Pearson 의 상관분석을 실시하였다. 그리고
 11 ImageJ 의 타당성을 검정하기 위해 Bland-Altman 분석을 이용하여 계통 오차의 유무에 관해서
 12 확인하였다. 통계처리는 The statistical Analysis System release 9.1.2.(SAS Institute Inc, NC, USA)를
 13 사용하였다. 검정에 사용된 유의수준은 5% 미만으로 설정하였다.

14

15 3. Result

16 2 가지 분석방법(Vicon-MX vs ImageJ)으로 계산된 관절 각도(ankle, knee)의 평균치와 표준편차의
 17 파형은 전체적으로 동일한 패턴을 보였으며, 최소치와 최대치의 출현시간(0% ~ 100%) 또한 대부분
 18 일치하였다(Figure6).

19

20

21

22

23

24

25

26

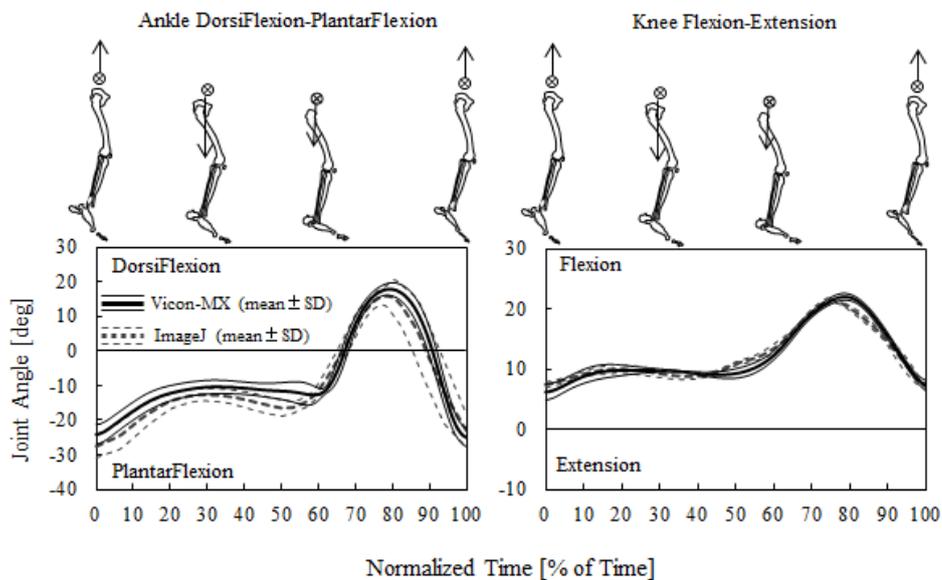
27

28

29

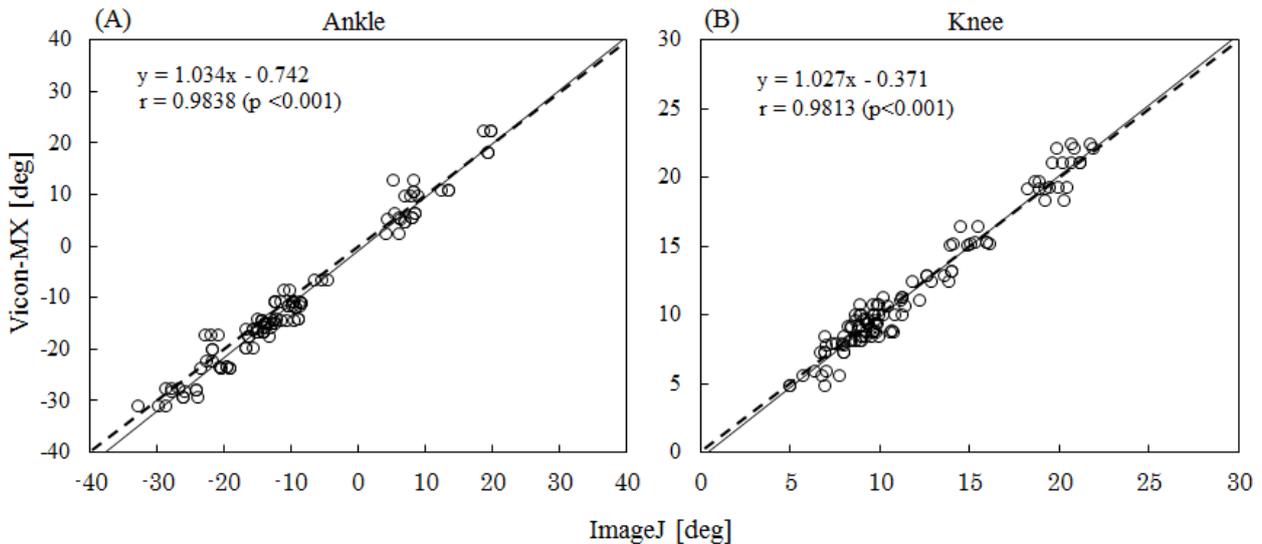
30

31

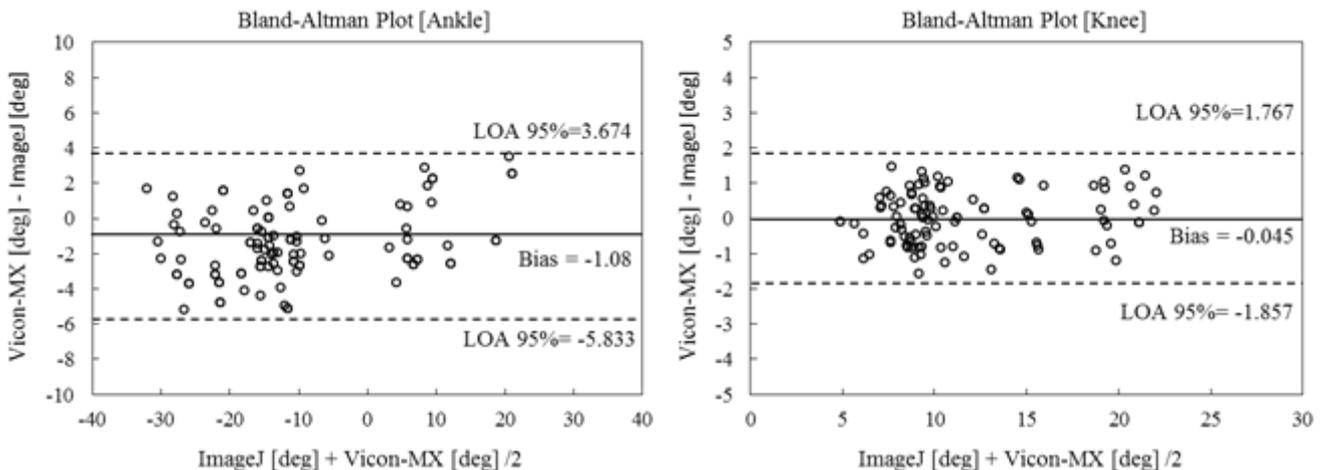


32 Figure 6. Changes of the ankle (left) and knee (right) angles during jumping movements. Thick solid and
 33 dotted line respectively indicate the mean value of Vicon-MX and ImageJ from ground contact to toe-off
 34 for each jumping movements. Thin solid and dotted line respectively indicate the standard deviations of
 35 two method.

1 한편, ImageJ 를 이용한 발목관절의 저측굴곡 각도는 약 40%~60% 부근에서 Vicon-MX 보다 조금
 2 크게 나타나는 경향을 보였으나, 무릎관절에서는 두 방법에 큰 차이는 볼 수 없었다. 한편, 두 방법
 3 사이의 상관계수는 발목관절 각도에서 $r=0.9838(p<0.001)$, 무릎관절 각도에서 $r=0.9813(p<0.001)$ 으로
 4 아주 높은 상관관계를 보였다(Figure7). 즉, 어느 관절 각도에서도 정비례 직선(점선)상에 대부분의
 5 데이터가 밀집하고 있는 점으로 보아, ImageJ 를 이용한 관절 각도는 적외선 리플렉터 방식을 이용한
 6 관절 각도와 비교하여 매우 유사한 결과를 얻을 수 있었다.



7
 8 Figure 7. Scatter plot and regression line of ImageJ and Vicon-MX. Solid and dotted line respectively
 9 indicate regression line and direct proportion line. (A) and (B) indicate ankle and knee joint angle,
 10 respectively.



11
 12 Figure 8. Relationship between the residual (difference between ImageJ and Vicon-MX) and the mean
 13 joint angles determined by two methods. The solid line denotes bias (mean of difference) and the two
 14 dashed lines denote 95% limits of agreement (LOA).

1 Vicon-MX 와 ImageJ 사이의 일치성을 검토하기 위해 Bland-Altman 분석을 실시한 결과를 Figure
2 8 에 제시하고 있다. 먼저 족관절 각도에 대한 Vicon-MX 와 ImageJ 사이의 Bias 는 -1.08 ± 2.45 °로
3 95%의 일치한계 (95% limits of agreement: LOA)는 $-5.833^{\circ} \sim 3.674^{\circ}$ 로 나타났다. 그리고 무릎 관절
4 각도에 대한 Vicon-MX 와 ImageJ 사이의 Bias 는 -0.045 ± 0.925 °로 95%의 LOA 는 $-1.857^{\circ} \sim$
5 1.767° 로 나타났다. 전 항목에서 가산 오차 및 비례 오차 등 계통 오차는 찾아볼 수 없었다.

6

7 **4. Conclusion**

8 본 연구는 스포츠과학 및 재활, 그리고 의학 분야에서 주로 운동과 관련한 동작 지도 및 처방에
9 도움을 줄 수 있는 새로운 분석 방법을 제시하고, 평가하는 것을 목적으로 하였다. 따라서 무료
10 소프트웨어 ImageJ 를 이용한 2 차원 관절 각도(족관절, 무릎관절)를 계산함과 동시에, 동작 분석장치로
11 신뢰성이 높은 적외선 리플렉터 방식의 Vicon-MX 시스템을 이용하여, 동일 동작의 3 차원
12 좌표데이터를 도출하여 각도를 계산하였다. 그리고 두 방법 사이의 시상면 운동(굴곡/신전 운동)에
13 대한 각도 차이를 평가하였다.

14 그 결과, 두 관절 각도에서 전체적으로 동일한 패턴을 보였으며, 통계학적으로 높은 상관관계가
15 있는 것으로 나타났다. 하지만, 두 방법 사이에서 계산된 관절 각도가 완전히 일치하지는 않았다. 즉
16 ImageJ 를 이용한 관절 각도를 x 축, Vicon-MX 를 이용한 관절 각도를 y 축에 둔 분포에서 데이터가
17 정비례 직선 상(점선)에 일치하는 것이 가장 이상적이지만, 회귀직선이 정비례 직선과 정확하게
18 일치하지는 않았다. 그 이유는 2 차원 해석에서 일반적으로 발생할 수 있는 오차를 지적할 수 있다.
19 첫째로 2 차원 분석에서 각 분절은 동일한 운동면 (시상면: sagittal plane) 위에 투영된 상태를 가정하며,
20 분절 간의 독립적인 회전성분[가로면(transverse plane) 및 관상면(frontal plane)] 에 대해서는 고려하지
21 않는다. 즉 두 분절중 한 분절이 카메라 방향으로 이동하거나 그 반대 방향으로 이동하였을 때 분절
22 간의 실제 운동은 3 차원적 요소를 가지게 되나 화면상에서는 2 차원적으로 처리되기 때문에 이에
23 따른 오차가 원인이 될 수 있다. 본 연구에서 점프 동작은 2 차원면(시상면: sagittal plane)에서
24 일어나는 운동으로 가정하였으며, 피사체의 운동 방향과 카메라 위치를 직각 90°로 설정하기 위해
25 실험실 내부의 캘리브레이션 장치를 기준으로 카메라 위치를 설치하였다. 그러나 위에서도
26 언급하였듯이 카메라 위치가 피사체의 운동방향에 대해 직각 90°로 정확하게 설치되었다 하더라도
27 신체의 회전 성분을 모두 고려한 실험 설계는 불가능하다. 따라서 이러한 일반적 문제를 해결하기
28 위해서는 2 차원 보다 3 차원적 해석을 실시함으로써 오차 발생을 최소화할 수 있을 것으로 사료된다.
29 두번째로 카메라 렌즈의 광학적 특성에 의해 일어날 수 있는 화면의 굴절 현상이다. 일반적인 렌즈는
30 광축을 중심으로 밖으로 나갈수록 피사체에 굴절 현상이 일어난다. 이러한 렌즈의 특성을 고려하여
31 2 차원 실험에서는 일반적으로 피사체와 카메라 사이의 거리를 충분히 확보함과 동시에 고성능 줌
32 기능을 탑재한 카메라와 렌즈를 사용함으로써 굴절 현상에 의해 발생할 수 있는 문제를 다소 해결할
33 수 있다. 하지만 본 연구에서는 일반 디지털 카메라를 사용하였으며, 동작 촬영을 실험실 안에서
34 실시되었기 때문에 피사체와 카메라 사이의 거리를 충분히 확보할 수 있는 공간적 여유가 없었다.
35 따라서 점프 동작 중 렌즈 중심에서 바깥쪽으로 크게 벗어난 동작에 관해서는 분석 데이터에서
36 제외하였다.

1 마지막 오차로서 마커의 2 차원 좌표취득을 위한 디지털라이징 과정에서 발생할 수 있는 문제점을
2 지적할 수 있다. Griffiths(2006)은 디지털라이징 작업의 정확성이 좌표값에 큰 영향을 미칠 수 있다고
3 보고하였으며, 좌표오차는 분절 중심위치의 오차로 이어져 관절모멘트 해석에도 큰 영향을 미치는
4 것으로 보고되고 있다(Lafortune et al., 1992; Holden and Stanhope, 1998; Piazza et al., 2001). 즉,
5 디지털라이징 작업에서 발생할 수 있는 오차는 촬영된 영상의 밝기, 피사체와의 거리, 초점, 그리고 촬영
6 속도 등 휴먼 에러로 가정할 수 있기 때문에 동작 촬영의 숙련도에 따라서 오차의 크기도 달라질 수
7 있을것으로 판단된다. 선행 연구에서는 동일 피험자를 대상으로 동일 동작을 각각 다른 검사자에 의해
8 화상처리를 실시하였을 때 분석의 숙련도에 따라 결과값에 영향을 미칠 수 있다고 보고하였다(Maeoka
9 et al., 2008; Hayashi and Hongou, 2010). 즉 관절에 부착하는 마커 위치의 판단, 카메라 위치의 판단,
10 그리고 디지털라이징 작업 시 마커를 추적하는 과정에서 발생할 수 있는 주관적 판단에는 개인차가
11 있을 수 있다. 따라서 본 연구에서는 이러한 문제점을 해소하기 위해 실험의 준비에서 해석까지
12 일련의 모든 작업을 단일 검사자에 한해 실시함으로써 주관적 판단에서 발생할 수 있는 오차를
13 최소화하였다.

14 그리고 본 연구에서는 두 방법의 일치성을 판단하기 위한 기준으로 Bland-Altman 분석을 이용하여
15 검토하였다. 즉 Bland-Altman 분석을 이용한 선행연구에서도 두 종류의 소프트웨어(ImageJ and
16 OsiriX)로부터 얻은 Paraspinal Muscle 의 단면적을 측정한 결과 소프트웨어 사이에 아주 높은 일치성을
17 확인할 수 있었으며, 앞으로 ImageJ 의 가능성과 유용성에 대하여 시사하였다(Fortin and Battie, 2012).
18 즉 두 방법에서 얻어진 결과값이 완전히 일치한다면, Y 축 (Vicon-MX - ImageJ) 은 제로(0)가 되기
19 때문에 Bland-Altman Plot 은 X 축에 집약되는 분포를 그리게 될 것이다. 한편, 가산 오차가
20 발생하였다면 Bland-Altman Plot 은 X 축으로 부터 + 또는 - 방향의 특정 한 방향으로 집중되는
21 분포를 나타내게 된다. 그리고 비례 오차가 발생하게 되면 Bland-Altman Plot 은 오른쪽 방향으로
22 크게 벌어지는 부채꼴 모양의 분포를 나타내게 된다. 하지만 본 연구에서는 모든 항목에서 이러한
23 특징(가산오차 및 비례오차)을 관찰할 수 없었으며, 모든 데이터가 95 % LOA 범위안에 집약되는
24 분포를 나타내고 있어, ImageJ 의 타당성이 재검정 되었다고 볼수있다. 특히 동작 분석을 다룬 연구
25 사례가 없는 현실에서 본 결과는 앞으로의 응용이 기대된다.

26 한편 앞에서 언급하였듯이 2 차원 분석의 문제점에 비해 적외선 리플렉터 방식을 채택하고 있는
27 Vicon-MX 는 3 차원 좌표취득 과정에서 피사체와 카메라 위치의 제한을 받지 않는다는 점과 영상을
28 PC 화면으로 가져와서 디지털라이징하는 작업이 없기때문에 휴먼 에러를 최소화할 수 있는 장점을
29 가지고 있다. 또한, 피험자는 자유로이 원하는 동작을 취할 수 있으며, 어떠한 동작을 취해도 매우
30 디테일하게 동작을 캡처해낼 수 있기 때문에 절대 좌표계를 통한 각 마커의 정확한 3 차원 좌표를
31 얻을 수 있다. 게다가 본 연구에서 사용한 Vicon-MX 시스템은 동작과 동시에 각 마커의 3 차원
32 좌표를 생성할 수 있기 때문에 데이터 해석과 평가에 소요되는 시간을 단축할 수 있다는 큰 장점을
33 가지고 있다. 그러나 시스템의 가격이 상당히 고액이라는 단점을 고려한다면 본 연구에서 실시된
34 2 차원 비디오 분석의 장점을 최대한 활용하는 것도 하나의 해결책이 될 것이다. 따라서 이러한
35 장단점을 충분히 고려하여 실시된 본 연구에서는 두 가지 분석방법(Vicon-MX, ImageJ)을 통하여
36 계산된 관절 각도(ankle, knee)는 파형의 출현 시간과 곡선에 큰 차이를 볼 수 없었다는 점과
37 통계학적으로도 그 타당성이 충분히 증명되었다는 사실을 확인할 수 있었다. 즉 두 방법의 좌표(2 차원,

1 3 차원) 취득 과정과 각도 계산 방법이 서로 다르지만, 기본 원리는 이론적으로 일치한다고 볼 수
2 있다.

3 그리고 본 연구의 결과에서 약간의 오차가 발생한 것도 사실이지만, 2 차원 해석의 한계점을
4 고려한다면 관련분야에서 평가 및 효과 판정에 영향을 미칠 정도의 오차는 아닌 것으로 나타났다.
5 그리고 현재 가정용 PC 가 저렴한 가격으로 시장에 공급되고 있다는 사실과 가격에 비해 빠른 처리
6 속도를 구현해내는 데 성공하였다는 점도 중요하다. 게다가, 저가의 디지털 카메라의 성능도 크게
7 향상되고 있어, 앞으로 초당 500 frame 을 증가하는 고속촬영이 가능한 카메라도 시판될 것으로
8 예상된다. 따라서 무료로 공급되고 있는 소프트웨어를 적절히 이용함으로써 가격대비 효율성의 증대는
9 물론 관련 연구분야에서 객관적인 검사 도구로써 사용될 수 있을 것으로 기대된다. 그리고 경제적으로
10 유효하지 않은 연구자에게는 해석용 소프트웨어에 대한 선택 범위를 넓힐 수 있는 계기가 될 수 있을
11 것이며, 관련 분야의 전공학생들에게 있었어는 임상실습교육 등 현장 교육용으로도 유용하게 이용될
12 수 있을 것으로 기대된다.

13
14

15 **References**

16 Abràmoff, M.D., Magalhães, P.J. and Ram, S.J., Image processing with ImageJ, *Biophotonics International*,
17 11(7), 36-42, 2004.

18

19 Areblad, M., Nigg, B.M., Ekstrand, J., Olsson, K.O., Ekström, H., Three-dimensional measurement of rearfoot
20 motion during running, *Journal of Biomechanics*, 23(9), 933-940, 1990. doi: [http://dx.doi.org/10.1016/
21 0021-9290\(90\)90358-A](http://dx.doi.org/10.1016/0021-9290(90)90358-A)

22

23 Bland, J.M., Altman, D.G., Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical
24 measurement, *Lancet*, 327(8476), 307-310, 1986. doi: [http://dx.doi.org/10.1016/S0140-6736\(86\)90837-8](http://dx.doi.org/10.1016/S0140-6736(86)90837-8)

25

26 Cole, G.K., Nigg, B.M., Ronsky, J.L. and Yeadon, M.R., Application of the joint coordinate system to
27 three-dimensional joint attitude and movement representation: A Standardization proposal, *Journal of
28 Biomechanical engineering*, 115(4A), 344-349, 1993. doi:10.1115/1.2895496

29

30 Fortin, M., Battie, M.C., Quantitative paraspinal muscle measurements: Inter-software reliability and
31 agreement using OsiriX and ImageJ, *Physical Therapy*, 92(6), 853-864, 2012. doi:10.2522/ptj.20110380

32

33 Griffiths, I.W., *Principles of biomechanics & motion analysis*, Lippincott Williams & Wilkins, 6-7, 2006.

34

35 Hayashi, M., Hongou, Y., Examination of the reliability of joint angle measurements using Image-J: Errors
36 involving rotation, *Rigakuryoho Kagaku*, 25(4), 529-532, 2010. doi: <http://doi.org/10.1589/rika.25.529>

37

1 Holden, J.P. and Stanhope, S.J., The effect of knee center location estimates on net knee joint moments,
2 *Gait and Posture*, 7(1), 1-6, 1998. doi: [http://dx.doi.org/10.1016/S0966-6362\(97\)00026-X](http://dx.doi.org/10.1016/S0966-6362(97)00026-X)
3
4 *ImageJ Home Page*, <http://imagej.nih.gov/ij/index.html> (retrieved June 19, 2014).
5
6 Kim, H.Y., Sakurai, S., Ahan, J., Errors in measurement of center of pressure (CoP) computed with force
7 plate affect on 3D lower limb joint moment during gait, *International Journal of Sport and Health Science*,
8 17, 71-82, 2007. doi: <http://doi.org/10.5432/ijshs.5.71>
9
10 Kulig, K., Harper-Hanigan, K., Souza, R.B. and Powers, C.M., Measurement of femoral torsion by ultrasound
11 and magnetic resonance imaging: Concurrent Validity, *Physical Therapy*, 90 (11), 1641-1648, 2010.
12 doi:10.2522/ptj.20090391
13
14 Lafortune, M.A., Cavanaugh, P.R., Sommer, H.J. and Kalenak, A., Three-dimensional kinematics of the
15 human knee during walking, *Journal of Biomechanics*, 25 (4), 347-357, 1992. doi: [http://dx.doi.org/10.1016](http://dx.doi.org/10.1016/0021-9290(92)90254-X)
16 [/0021-9290\(92\)90254-X](http://dx.doi.org/10.1016/0021-9290(92)90254-X)
17
18 Ludbrook, J., Statistical techniques for comparing measurers methods of measurement: a critical review.
19 *Clinical and Experimental Pharmacology and Physiology*, 29 (7), 527-536, 2002. doi: [10.1046/j.1440-](http://dx.doi.org/10.1046/j.1440-1681.2002.03686.x)
20 [1681.2002.03686.x](http://dx.doi.org/10.1046/j.1440-1681.2002.03686.x)
21
22 Maeoka, H., Fukumoto, T., Sakaguchi, A et al., Reliability of a software ImageJ in motion measurement use
23 of sit-to-stand movements, *Rigakuryoho Kagaku*, 23(4), 529-533, 2008. doi: [http://doi.org/10.1589/](http://doi.org/10.1589/rika.23.529)
24 [rika.23.529](http://doi.org/10.1589/rika.23.529)
25
26 *Mathematica Home Page*, <http://www.wolfram.com/mathematica/> (retrieved October 3, 2014).
27
28 Nagano, A., Komura, T., Longer moment arm results in smaller joint moment development, power and
29 work outputs in fast motions, *Journal of Biomechanics*, 36 (11), 1675-1681, 2003. doi: [http://dx.doi.org/](http://dx.doi.org/10.1016/S0021-9290(03)00171-4)
30 [10.1016/S0021-9290\(03\)00171-4](http://dx.doi.org/10.1016/S0021-9290(03)00171-4)
31
32 Piazza, S.J., Okita, N., Cavanagh, P.R., Accuracy of the functional method of hip joint center location: effects
33 of limited motion and varied implementation, *Journal of Biomechanics*, 34 (7), 967-973, 2001. doi:
34 [http://dx.doi.org/10.1016/S0021-9290\(01\)00052-5](http://dx.doi.org/10.1016/S0021-9290(01)00052-5)
35
36 *SAS Home Page*, http://www.sas.com/en_us/home.html (retrieved October 3, 2014).
37

- 1 Sisson, L., Croy, T., Saliba, S., Hertel, J., Comparison of ankle arthrometry to stress ultrasound imaging in
2 the assessment of ankle laxity in healthy adults, *The International Journal of Sports Physical Therapy*, 6(4),
3 297-305, 2011.
- 4
- 5 Winter, D.A., *Biomechanics and motor control of human movement*, 2nd ed, Wiley, 75-102, 1990.
- 6
- 7 Yu, B., Gabriel, D., Noble, L. and An, K.N., Estimate of the optimum cutoff frequency for the Butterworth
8 low-pass digital filter, *Journal of Applied Biomechanics*, 13, 318-329, 1999.
- 9