

체육학 박사 학위 논문

움직임 측정 정확성 분석을 통한  
키넥트 활용 방안 연구

**Investigation of Measurement Accuracy of Human  
Movements using Kinect**

2018년 2월

서울대학교 대학원

체육교육과

박 용 현

# 움직임 측정 정확성 분석을 통한 키넥트 활용 방안 연구

지도교수 박 재 범

이 논문을 체육학 박사학위논문으로 제출함

2017 년 12월

서울대학교 대학원

체육교육과

박 용 현

박용현의 박사학위논문을 인준함

2017 년 12월

위 원 장            김 선 진 (인)

부 위 원 장            정 철 수 (인)

위            원            김 형 숙 (인)

위            원            심 재 영 (인)

위            원            박 재 범 (인)

## 국문초록

# 움직임 측정 정확성 분석을 통한 키넥트 활용

## 방안 연구

박 용 현  
서울대학교 대학원  
체육교육과

본 연구는 목적은 3가지 위치의 Kinect 카메라로 획득된 인체 움직임 데이터의 정확도와 에러의 특성을 분석하는 것이다. 정확성의 기준이 되는 움직임 데이터는 반사마커기반 적외선 모션캡처 카메라(Qualysis)를 사용하였다. 본 연구에서 선정한 12가지 동작은 체육활동과 일상 활동으로 구분하였고, 주요 해부학적 평면을 고려하여 움직임을 선정하였다. 측정된 12개 동작은 걷기, 제자리 뛰기, 걷기(이동동작), 스쿼트, 런지, 제자리 점프, 팔 벌려 뛰기(운동), 골프 퍼팅, 테니스 스트로크(스포츠), 의자에 앉았다 서기, 시상면 팔동작, 전두면 팔동작(일상생활)이었다. 실험은 10명의 남자대학생 실험참가자를 대상으로 Qualysis 모션캡처 장비와 3대의 키넥트로 인체 움직임 데이터를 동시에 측정하였다. 3대의 키넥트는 3가지 위치(전방(KF), 우측전방(KM), 좌측방(KS)에 배치하였다. 모션캡처장비와 키넥트로 획득된 데이터는 Visual3D, iPosoft Mocap Studio Biomech Add-on로 분석되었다. 계산된 변인은 인체의 CoM 3차원 위치 좌표 값, 상지와 하지의 관절각도와 관절의 3차원 위치좌표 값이다. 변인의 정확성을 측정하기 위해 모션캡처 데이터를 기준으로 RMSE값과 R-squared를 계산하였다. 에러의 패턴을 분석하기 위해 관절 각도의 크기에 따른 오차의 비율로도 제시하였다.

본 연구의 주요한 결과는 다음과 같다. 첫째, 키넥트를 이용해 측정된 인체의 무게중심(CoM)은 X, Y, Z 모든 축에서 최대 RMSE값이 0.03m 이하였다. 키넥트 위치에 따른 비교에서는, CoM 정확성이 가장 높은 위치는 정면(KF)조건 이었다. X, Y, Z축의 정확성을 비교했을 때, Z 축의 정확도는 모든 위치 조건에서 가장 나쁘게 나타났다.

둘째, 키넥트 위치에 따라서 인체 움직임 데이터의 RMSE값은 유의한 차이가 있었다. 이는 주요 움직임이 발생하는 해부학적 평면에 따라서 인체 움직임의 측정 정확성이 높은 키넥트 위치가 달라진다는 것이다. 키넥트 위치에 따라서 X축의 무게중심 정확성(RMSE)에 유의한 차이가 있는 동작은 제자리 뛰기( $p=.025$ , KF<KM), 스쿼트( $p=.001$ , KF,KM<KS), 런지( $p=.006$ , KF,KM<KS), 점프( $p=.000$ , KF,KM<KS), 팔 벌려 뛰기( $p=.000$ , KF,KM<KS), 의자에 앉았다 서기( $p=.044$ , KF<KM), 전두면 팔동작( $p=.004$ , KF<KM,KS)이다. 키넥트 위치에 따라서 Y축의 무게중심 정확성(RMSE)에 유의한 차이가 있는 동작은 스쿼트( $p=.029$ , KF, KM<KS), 제자리 점프( $p=.043$ , KF<KS), 팔 벌려 뛰기( $p=.037$ , KF<KS), 시상면 팔동작( $p=.015$ , KF,KM<KS)이다. 키넥트 위치에 따라서 Z축의 무게중심 정확성(RMSE)에 유의한 차이가 있는 동작은 스쿼트( $p=.041$ , KM<KS), 골프 퍼팅 동작( $p=.016$ , KF, KM<KS)이다. 대부분의 경우 KF조건이 가장 정확하다. 관절 각도와 위치는 키넥트의 위치가 달라질 경우 유의한 차이가 있다. 그러나 위치 조건에 따라서, 상지, 하지 모든 관절에서 정확성의 패턴이 동일한 유형으로 나타나지 않았다. 그렇기 때문에, 본 연구에서 키넥트 데이터의 전체적인 정확성을 검토할 때 관절데이터의 정확성 보다는 CoM데이터를 기준으로 평가하였다. 이는 관절데이터의 정확성은 실험조건에 따라서 일관된 패턴이 없기 때문이다.

셋째, 키넥트 데이터는 체계적인 에러(systematic error)를 갖는다. 에러의 특징은 키넥트 활용 시 유용한 정보 일 수 있다. 세부적으로 살펴보면 전방 키넥트에서 정확한 움직임 데이터를 얻을 수 있는 반면, 엉덩관절의 굴곡이 큰 동작에서 측정된 엉덩관절의 위치가 정확성이 낮다.

또한 관절의 움직임이 없을 경우 RMSE 신호와 에러의 비율이 높다. 관절이 겹쳐서 없을 때, 크게 팔, 다리를 움직임의 범위가 클 때 정확한 측정이 가능하다. 몸통과 팔이 붙어 있을 경우 팔과 몸통의 경계가 구분이 잘 되는 방향에서 측정하는 것이 좋다. Kinect는 발과 바닥면의 경계를 구분해 내는 것이 어렵기 때문에 발과 발목 에러 값이 크게 나타난다. 이것은 Z축의 움직임 정확성에도 영향을 미친다. 위 결과를 종합해보면, 키넥트를 이용하여 측정된 관절 위치와 각도는 모션캡처 시스템과 비교하여 큰 오차를 갖는다. 그러나 무게중심(CoM)은 평균적으로 3cm 이내의 작은 오차로 정확하게 측정이 가능하다. 이는 키넥트가 팔, 다리의 세밀한 움직임 보다는 큰 동작에서 신체 전체의 움직임 측정할 경우 매우 유용함을 의미한다.

결론적으로, 키넥트 시스템이 모션캡처 시스템에 비해 정확도가 떨어져서 운동역학 분석에 활용할 수 없다는 단점에도 불구하고, 키넥트는 저렴한 가격과 실시간 정보 피드백의 장점을 가지고 있다. 따라서 키넥트가 기존 운동역학 분석 방식과는 다른 방법으로 인간의 움직임을 측정하고 분석할 수 있는 도구로 사용될 가능성이 충분하다는 것을 의미한다. 마지막으로 본 연구의 결과를 참고하여 동작의 움직임 특성에 따라 정확성을 높일 수 있는 키넥트 위치를 선정할 수 있다. 이는 향후 키넥트를 활용한 동작분석, 운동게임 콘텐츠 개발, 가상현실 코칭 시스템 개발 등에 중요한 통찰력과 노하우를 제공할 수 있을 것이다.

**주요어 : 움직임 분석, 키넥트, 정확도, 모션캡처, 인체모델, RGB-D카메라**

**학 번 : 2012-31079**

## <목 차>

<b>I. 서론</b>	<b>1</b>
1. 연구의 필요성	1
2. 연구 목적	6
3. 연구 가설	7
4. 연구의 제한점	7
5. 용어의 정의	8
<b>II. 이론적 배경</b>	<b>10</b>
1. 3차원 동작분석 기술의 동향	10
2. 키넥트의 하드웨어 및 소프트웨어 특징	11
3. 키넥트 측정 정확성에 대한 연구	16
4. 3D 인체 모델	20
<b>III. 연구방법</b>	<b>22</b>
1. 연구참여자	22
2. 실험 도구	22
1) 영상분석 시스템	22
2) Microsoft社 Kinect ONE	23
3) 분석 장비와 프로그램	24
3. 실험절차	26
1) 실험 개요	26
2) 본 실험	29
4. 자료 분석	31
1) 자료 처리	31
2) 인체 모델	31
3) 변인 분석	36
5. 통계처리	39

<b>IV. 연 구 결 과</b>	<b>40</b>
1. 무게 중심(Center of Mass: CoM)의 위치 비교	40
1) 조건 별 평균제곱근오차(Root Mean Square Error: RMSE)	40
2) 위치 조건 별 무게 중심 변화 패턴	46
2. 관절각도 변화 패턴 비교	55
3. 관절각과 관절위치 비교	63
1) 하지 관절 각도분석	63
2) 상지 관절 각도분석	70
3) 상지 관절 위치 분석	74
<b>V. 논 의</b>	<b>83</b>
1. 키넥트와 모션캡처장비 인체 움직임 측정 정확도 비교	83
2. 키넥트 위치에 따른 인체 움직임 측정 정확성 비교	87
3. 동작 특성에 따른 인체 움직임 측정 정확성 비교	88
4. 키넥트 사용 시 유의해야 할 사항	91
<b>참고문헌</b>	<b>101</b>
별 첨 1. 좌측 상지관절각, 좌표값 RMSE 데이터	109
별 첨 2. 연구참여자용 설명서 및 동의서	114
<b>Abstract</b>	<b>118</b>

## <표 차례>

표 1. 동작분석을 위한 측정 장비별 장단점 분석 .....	2
표 2 측정 신체활동 동작 구분 및 동작 별 특성 .....	6
표 3 Kinect ver. 1과 Kinect ver. 2의 사양 비교 .....	14
표 4 BVH 파일 포맷의 구조 .....	21
표 5. 연구대상자의 특성 .....	22
표 6 실험 장비 .....	25
표 7 Modified plug-in gait 마커셋 위치 .....	28
표 8 측정 신체활동 동작 구분 및 동작 별 특성 .....	30
표 9 측정 동작의 영문 표기 .....	30
표 10 Definition of body segment model .....	32
표 11 Definition of joint center virtual point .....	32
표 12 관절 각도의 표기 .....	35
표 13. Mean RMSE of full body CoM position in X axis .....	42
표 14. Mean RMSE of full body CoM position in Y axis .....	43
표 15. Mean RMSE of full body CoM position in Z axis .....	44
표 16 제자리 걷기와 제자리 뛰기 동작 시 무게중심 비교 .....	46
표 17 걷기와 스쿼트 동작 시 무게중심 비교 .....	48
표 18 런지와 제자리 점프 동작 시 무게중심 비교 .....	49
표 19 팔벌려뛰기와 골프퍼팅 동작 시 무게중심 비교 .....	50
표 20 테니스스트로크와 의자 앉았다 서기 동작 시 무게중심 비교 .....	51
표 21 시상면 팔동작과 전두면 팔동작 시 무게중심 비교 .....	53
표 22 스쿼트 동작 시 하지 관절각 비교 .....	55
표 23 런지 동작 시 하지 관절각 비교 .....	56
표 24 점프 동작 시 하지 관절각 비교 .....	57
표 25 앉았다 일어서기 동작 시 하지 관절각 비교 .....	58
표 26 제자리 걷기 동작 시 하지 관절각 비교 .....	59
표 27 제자리 뛰기 동작 시 하지 관절각 비교 .....	60
표 28 팔벌려뛰기 동작 시 하지 관절각 비교 .....	61
표 29. RMSE of right hip joint flexion angle( °) .....	63



표 30. RMSE of right knee joint flexion angle( °)	64
표 31. RMSE of right ankle joint flexion angle( °)	66
표 32. RMSE of left hip joint flexion angle( °)	66
표 33. RMSE of left knee joint flexion angle( °)	67
표 34. RMSE of left ankle joint flexion angle( °)	68
표 35. RMSE of right shoulder joint abduction angle( °)	70
표 36. RMSE of right shoulder joint flexion angle( °)	71
표 37. RMSE of right elbow joint flexion angle( °)	71
표 38. RMSE of right elbow joint Int./ext. Rotation angle( °)	72
표 39. RMSE of right shoulder joint position in X axis (m)	74
표 40. RMSE of right shoulder joint position in Y axis (m)	75
표 41. RMSE of right shoulder joint position in Z axis (m)	76
표 42. RMSE of right elbow joint position in X axis (m)	77
표 43. RMSE of right elbow joint position in Y axis (m)	78
표 44. RMSE of right elbow joint position in Z axis (m)	78
표 45. RMSE of right wrist joint position in X axis (m)	79
표 46. RMSE of right wrist joint position in Y axis (m)	80
표 47. RMSE of right wrist joint position in Z axis (m)	81
표 48 측정 신체활동 동작 별 가능한 RGB-D 카메라 위치	93
표 49 제자리 걷기 동작 시 우측 하지 관절각도 비교	95
표 50 제자리 걷기 시 우측 하지 관절 각도에 따른 RMSE 변화	96
표 51 전두면 팔동작 시 우측 팔 관절각 비교	97
표 52. RMSE of left shoulder joint abduction angle( °)	109
표 53. RMSE of left shoulder joint flexion angle( °)	109
표 54. RMSE of left elbow joint flexion angle( °)	109
표 55. RMSE of left elbow joint int./ext. Rotation angle( °)	110
표 56. RMSE of left shoulder joint position in X axis (m)	110
표 57. RMSE of left shoulder joint position in Y axis (m)	111
표 58. RMSE of left shoulder joint position in Z axis (m)	111
표 59. RMSE of left elbow joint position in X axis (m)	111
표 60. RMSE of left elbow joint position in Y axis (m)	112

丑 61. RMSE of left elbow joint position in Z axis (m) .....	112
丑 62. RMSE of left wrist joint position in X axis (m) .....	112
丑 63. RMSE of left wrist joint position in Y axis (m) .....	113
丑 64. RMSE of left wrist joint position in Z axis (m) .....	113

## <그림 차례>

그림 1. Microsoft 社에서 공개한 키넥트 응용 프로그램 실행 모습 .....	3
그림 2 Kinect V2 Camera Space Coordinate .....	8
그림 3. BVH포맷의 인체관절구성 .....	9
그림 4 Kinect ver.1 .....	13
그림 5 Kinect ver.1 센서 구성 .....	13
그림 6 Kinect ver.2 센서 구성 .....	14
그림 7 키넥트의 인체동작 측정 가능 범위 .....	15
그림 8 키넥트의 거리별 측정 가능 높이(출처: iPisoft) .....	15
그림 9 Annual publications of papers on Kinect indexed by Pubmed; paper that mentioned Kinect (a) and papers that mentioned Kinect and rehabilitation are (b). .....	17
그림 10 Three skeletons captured by Kinect1, Kinect2, and motion capture (extracted via Recap2 software) after geometric and temporal alignment .....	18
그림 11 Accuracy error distribution of Kinect for Windows v2. ....	19
그림 12 BVH 포맷의 인체 모델 .....	20
그림 13 키넥트와 모션캡처 시스템의 구성 .....	23
그림 14 실험 장면 (모션캡처 시스템의 전역좌표계) .....	23
그림 15 실험절차 도식 .....	26
그림 16 반사 마커 부착 위치 (Modified plug-in-gait model) .....	29
그림 17 머리와 상체 분절의 정의 .....	33
그림 18 상지 분절의 정의 .....	33
그림 19 하지 분절의 정의 .....	33
그림 20 BVH포맷 모델과 Mocap 모델의 비교 .....	33
그림 21 Kinect(ver.2) 측정 25개 인체 관절 .....	37
그림 22 좌표계 방향 .....	41
그림 23 Mean RMSE of full body CoM position in X axis .....	42
그림 24 Mean RMSE of full body CoM position in Y axis .....	43
그림 25 Mean RMSE of full body CoM position in Z axis .....	44
그림 26 앉기 동작 시 골반 기울기 차이 .....	58

그림 27 RMSE of right hip joint flexion angle( °) .....	63
그림 28 RMSE of right knee joint flexion angle( °) .....	65
그림 29 RMSE of right ankle joint flexion angle( °) .....	66
그림 30 RMSE of left hip joint flexion angle( °) .....	67
그림 31 RMSE of left knee flexion angle( °) .....	68
그림 32 RMSE of left ankle flexion angle( °) .....	69
그림 33 RMSE of right shoulder joint abduction angle( °) .....	70
그림 34 RMSE of right shoulder joint flexion angle( °) .....	71
그림 35 RMSE of right elbow joint flexion angle( °) .....	72
그림 36 RMSE of right elbow joint flexion angle( °) .....	72
그림 37 RMSE of right shoulder joint position in X axis (m) .....	75
그림 38 RMSE of right shoulder joint position in Y axis (m) .....	76
그림 39 RMSE of right shoulder joint position in Z axis (m) .....	76
그림 40 RMSE of right elbow joint position in X axis (m) .....	77
그림 41 RMSE of right elbow joint position in Y axis (m) .....	78
그림 42 RMSE of right elbow joint position in Z axis (m) .....	79
그림 43 RMSE of right wrist joint position in X axis (m) .....	80
그림 44 RMSE of right wrist joint position in Y axis (m) .....	81
그림 45 RMSE of right wrist joint position in Z axis (m) .....	81

# I. 서론

## 1. 연구의 필요성

체육학자들은 운동기술 향상을 위해 선수의 움직임을 측정하고, 분석하려고 노력해왔다. 올림픽의 모토인 “더 빨리, 더 높이, 더 강하게(Citius, Altius, Fortius)”를 달성하기 위해 선수의 움직임을 분석하고 연구하였다. 올림픽 수준 선수들의 움직임을 분석하기 위해서는 고가의 센서와 초고속 카메라 등 고가의 장비에 대한 투자가 선행되어야 했다. 또한 데이터 분석을 위해서는 높은 수준의 전문성이 요구되었다. 동작분석 전문가들은 이러한 과정을 통해 스포츠 훈련의 과학화에 많은 기여를 하였다. 하지만 고가의 장비와 높은 수준의 전문성은 동작분석에 대한 노하우를 다양한 분야에 쉽게 활용할 수 없게 만드는 제약이기도 하다.

움직임 분석은 체육학의 전문분야이지만, 다른 여러 분야에도 인간의 움직임을 이해하려는 노력이 지속적으로 이어져 왔다. 신경과학, 인지과학, 교육학, 심리학, 범죄심리학, 정신의학, 재활의학 등의 분야에서 인간의 행동을 이해하기 위해 움직임을 분석하였고, 인간의 움직임에 대한 지식을 활용해 왔다. 인간의 움직임을 분석하는 것은 좁게 보면 신체분절 움직임을 통해 관절을 움직이는 신경과 근육에 대한 분석이고, 넓게 보면 인간의 움직임을 통해 인간을 이해하고, 인간 행동, 더 나아가 인간의 문화를 이해하는 노력이었다. 그러나 인간의 움직임을 이해하려는 노력은 그동안 대부분 정성적(qualitative)으로 이루어졌고, 정량적(quantitative) 분석 연구는 미흡하였다. 인간의 움직임을 정량적으로 분석하기 위해서는 비디오와 센서를 통한 정량 데이터를 확보해야 한다는 어려움이 있다. Muybridge와 Marey에 의해 사진기술을 활용한 움직임 분석기술이 시작된 이후로 영상기술을 활용한 움직임을 분석한다는 것을 의미한다.

인간움직임 분석 분야의 발전 원동력은 바로 카메라 기술과 컴퓨터기술의 발전이다. 눈으로 직접 관찰하며 분석하던 방법이 필름부터 디지털영상처리 기술까지 발전하며 과학화되었다(신인식, 이기철, 정철수, 김관호,

2000). 움직임 분석 연구는 정량적으로 측정된 데이터를 활용한 시뮬레이션 연구를 통해 최적화된 동작을 찾는 연구(Hiley, Jackson & Yeadon, 2015, Hiley & Yeadon, 2016)와 부상을 최소화 하는 연구(Powers, 2010, Bahr & Krosshaug, 2005)로 등으로 진행되었다.

최근 그래픽스 기술의 발전과 적외선을 센서 장비를 이용한 움직임 분석 기술은 더욱 발전하고 있다. 측정 장비인 카메라의 해상도와 초당 촬영 프레임 수 등의 카메라 기능의 발전에 따라 더욱 정확한 영상정보를 획득하고 쉽게 분석할 수 있게 되었다. 또한 모션캡처 장비로 비디오카메라 보다 손쉽게 3차원 데이터를 획득할 수 있게 되었다. 센서 등 하드웨어뿐만 아니라 영상정보처리를 위한 알고리즘 개발도 이뤄졌다. 촬영된 2차원 영상정보를 3차원 공간 값으로 재구성할 수 있는 DLT (Direct linear transformation), NLT (Non-Linear Transformation) 등의 알고리즘의 개발도 움직임 분석 분야의 발전에 크게 기여하였다. 최근에는 적외선을 이용한 Depth 영상을 활용하는 컴퓨터 비전기술의 발전으로 고가의 장비와 높은 수준의 전문성 요구, 그리고 정량적 분석에 대한 어려움을 해결하기 위한 연구들이 많아지고 있다(Mohamed, 2015, Kale & Patil, 2016).

모션캡처는 다양한 분야에서 사용되어지고 있다(이제희, 2003). 스포츠 과학 분야에서는 선수의 수행을 방해하지 않기 위해서 여전히 카메라를 활용한 비디오 촬영 방식이 사용되고 있고, 적외선과 반사마커를 이용한 광학식 모션캡처 시스템은 높은 정확성을 갖는다는 장점을 갖지만 측정을 위해 사전준비과정이 필요하고 피험자는 반사마커를 붙여야 한다. 최근 소개된 IMU 센서 방식의 모션캡처 시스템은 이동이 간편하고, 후처리과정이 간편하다는 장점이 있으나 장시간 측정 시 에러 값이 누적된다. 장비 별 장단점 외에도 장비의 가격이 실험 가능의 유무를 결정하는 요인이다. 최근 기술 발전으로 저렴한 모션캡처 장비들이 소개되고 있으나 측정 정확성의 타당도와 신뢰도가 확보된 제품들은 여전히 매우 고가이다(Fernandez-Baena, Susín, & Lligadas, 2012).

표 1. 동작분석을 위한 측정 장비별 장단점 분석

장비	디지털 캠코더	적외선 모션캡처시스템	IMU센서
장점	가격이 저렴하고 촬영 후 재생이 쉬움	데이터가 정확함	이동이 간편함
단점	촬영 후 데이터 추출 시간이 오래 걸림	가격이 비싸고 이동이 불편	가격이 비싸고 장시간측정 시 에러 값 누적

현재 국내 운동역학 실험실 중 몇몇 실험실에서만 고가의 모션캡처 장비를 활용하고 있다. 비교적 시스템 구축이 저렴한 캠코더와 영상분석 장비를 사용하는 운동역학 실험실은 비교적 많은 편이다. 하지만 영상분석 장비를 사용하는데 있어서 캘리브레이션을 위한 통제점 틀의 설치와 영상 정보를 획득한 이후 필요한 사후처리 과정의 어려움 때문에 실험을 진행함에 있어 많은 어려움과 노력이 필요하다. 모션캡처와 분석 과정에서 많은 어려움들은 기술의 발전으로 차츰 자동화되고 있지만 여전히 연구자의 전문성과 노력이 필요하다. 측정 장비의 정확성을 확보하기 위해서는 고가의 장비들이 필요하다.

영상분석의 한계를 극복하기 위해 영상데이터를 빠르게 수치화하는 머신러닝 기술 연구도 이뤄지고 있다(Cippitelli, Gasparini, Spinsante, & Gambi, 2015). 또한 컴퓨터 기술의 발달로 이전과는 다른 패러다임의 빅데이터를 분석기술이 개발되고 있다. 측정 정확성에 집착하기 보다는 빅데이터를 분석하여 여러 자체의 특성도 분석해내는 기술들이다. 또한 과거에는 연구 분야에서만 활용되던 센서와 알고리즘이 게임, 엔터테인먼트 산업 등의 소비재 산업과 연계되어 큰 시장을 형성해 가고 있다. 이러한 흐름으로 모션캡처 분야의 다양한 하드웨어와 소프트웨어의 발전이 빨라지고 있다.

마이크로 소프트社(2010)는 신체 움직임으로 게임 콘텐츠를 컨트롤할 수 있는 ‘키넥트 (Kinect 360)’을 개발하였다. ‘키넥트’의 신체 움직임 인식 기능이 여러 연구자들의 주목을 받으며 활발히 연구되고 있다. 2014년 두 번째 버전 ‘키넥트(Kinect ONE)’이 출시되었다. ‘키넥트’는 저가의 깊이 카



그림 1. Microsoft 社에서 공개한 키넥트 응용 프로그램 실행 모습

메라(Depth camera)로써, 실시간으로 깊이 정보뿐만 아니라, RGB영상과 3차원 골격 모델의 추적 정보를 제공한다. 키넥트에서 제공되는 데이터는 다른 모션캡처 방식과는 다르게 인간 움직임 인식을 위해 필요한 사람/신체부위 검출 및 포즈 추정의 수고를 덜어주어 게임이나 인간-컴퓨터 상호작용 응용 프로그램 개발을 쉽게 만들고 있다.

키넥트는 실시간으로 사람의 움직임을 추정하여 25개 관절의 인체 모델의 3D 좌표 데이터를 제공한다. 3D 좌표 값을 실시간으로 제공할 수 있다는 것이 키넥트의 최대의 장점이다. 기존의 연구들을 조사한 결과 키넥트 관련 연구는 컴퓨터 과학 분야와 HCI분야의 국한되어 있었다. 그러한 이유로 개발되는 다양한 응용프로그램들은 인간의 움직임에 대한 전문지식이나 관련된 특징을 반영하지 못하였었다. 본 연구에서는 이러한 한계점을 인식하고, ‘키넥트’로 확보된 움직임 데이터의 정확성에 대한 연구를 진행하고자 한다. 이러한 과정을 통해 수집된 데이터는 향후 운동관련 어플리케이션 개발 시 필요한 키넥트 성능에 대한 기초지식을 제공할 수 있을 것이다.

이에 본 연구에서는 일상생활동작과 체육활동 동작으로 구분되는 12개 동작을 선정하였다. 여러 동작들의 특성에 따라 키넥트 사용하여 측정된 인체 모델의 3차원 값의 정확도와 에러의 패턴을 분석하고자 한다. 또한 키넥트의 위치를 변화시켜 측정되는 데이터의 정확도를 비교하고자 한다.



즉, 동작에 따라서 측정에 유리한 위치가 있는지 알아볼 수 있을 것이다. 이러한 과정을 통해 운동역학 분야 연구자로서 키넥트를 사용할 수 있는 방법과 응용 분야에 대한 가능성을 탐색해 볼 수 있을 것이다. 또한 운동 동작의 특성에 따라 키넥트 데이터의 에러 패턴을 파악하여 키넥트를 활용하는 방법에 대한 실제적인 해답을 제시할 수 있을 것이다. 또한 향후 연구되어질 가상현실(VR), 증강현실(AR), 혼합현실(MR)기반 스포츠 활동 콘텐츠의 아바타 가상 코칭(virtual coaching) 서비스를 구현하기 위한 운동 동작 측정 기술 등 다양한 분야에서 본 연구과정의 지식이 활용될 수 있을 것이다.

## 2. 연구 목적

본 연구의 목적은 키넥트(Kinect)로 획득된 인체 움직임 데이터를 적외선 모션캡처 장비로 측정된 인체 움직임 데이터와 비교하여 정확도를 분석하는 것이다. 키넥트는 3가지 위치에서 동시에 촬영되었다. 측정된 데이터는 정확도와 에러의 패턴을 분석하였다. 높은 정확도를 보장하기 위한 키넥트의 위치 조건과 동작의 특성을 파악하면 다양한 응용 프로그램 개발 시 움직임 측정의 데이터의 정확도를 향상시킬 수 있을 것이다. 이러한 목적을 달성하기 위하여 다음과 같은 세부 목표를 설정하였다.

첫째, 3개 촬영 위치서 획득된 키넥트 움직임데이터는 모션캡처 장비에서 획득된 데이터를 기준으로 ① 무게중심(CoM: Center of Mass), ② 관절각도, ③ 관절의 3D 위치좌표의 정확도(Accuracy)를 분석하였다.

※ 키넥트 촬영위치: 1) 실험참가자의 정면(KF), 2) 실험참자의 우측전방(KM), 3) 실험 참가자의 우측(KS)

둘째, 측정된 정확도를 근거로 하여 비교적 높은 정확도를 보장할 수 있는 촬영 위치를 12개 운동동작 별로 제시하였다.

표 2 측정 신체활동 동작 구분 및 동작 별 특성

구분	동작	해부학 평면	움직임부위
체육활동	이동기술 (loCoMotor skill)	제자리 걷기 제자리 뛰기 걷기	시상면 하지
	비이동기술 (Non-loCoMotor skill)	스쿼트 런지	
		제자리 점프 팔벌려뛰기	
	스포츠기술 (Sports skill)	테니스 스트로크 골프 퍼팅	전두면 상지/하지
		의자에 앉았다 서기	시상면 하지
	일상생활동작	시상면 팔동작 전두면 팔동작	전두면 상지

### 3. 연구 가설

본 연구 목적을 달성하기 위하여 다음과 같은 연구 가설을 설정하였다.

1) 키넥트로 측정된 무게중심(CoM)과 관절의 3차원 위치좌표와 모션캡처 장비로 측정된 무게중심(CoM)과 관절의 3차원 위치좌표 유의한 차이가 있을 것이다.

2) 키넥트로 측정된 인체관절 관절각도 값, 3차원 위치좌표 값과 모션캡처 장비로 측정된 인체관절 관절각도 값, 3차원 위치좌표 값은 유의한 차이가 있을 것이다.

3) 키넥트의 위치 조건(전방(KF), 우측전방(KM), 우측방(KS))에 따라 CoM과 관절각도, 관절의 3차원 위치좌표는 유의한 차이가 있을 것이다.

### 4. 연구의 제한점

본 연구를 수행 시 다음과 같은 가정과 제한점을 갖는다.

- 1) 본 연구에서는 두 번째 버전인 “Kinect v2” 센서를 사용하였다.
- 2) 키넥트를 사용한 인체모델의 3차원 좌표 값은 “iPi Mocap Studio Pro”프로그램의 Biomech add-on을 사용하여 획득되었다.(www.ipisoft.CoM)
- 3) 실험참가자의 신체에는 plug-in-gait 마커셋을 부착하였으며, 모션캡처 장비로 측정된 마커 데이터를 Visual3D프로그램을 사용하여 모델링한 후 관절의 좌표 값과 관절 값을 계산하였다. 골반은 CODA방식, 각 관절은 mid-point방식으로 계산하였다.
- 4) Kinect 카메라는 외부장치와의 동기화(synchronization) 기능이 없다. 따라서 모션캡처 시스템과 하드웨어적으로 동기화시키는 것이 불가능하다. 따라서 현실적으로 실현가능한 방법으로 마우스를 동시에 클릭하여 두 시스템의 촬영시작과 끝을 최대한 동시에 할 수 있도록 하였다. 측정 후 두 신호를 교차상관분석(cross correlation)을 실시하여 신호 간의 시간 오차를 보정(alignment)을 하였다(Buck, Daniel, & Singer, 1997).

- 5) Kinect 카메라는 실험 전 별도의 캘리브레이션 없이 사용한다. 따라서 키넥트 데이터의 전역좌표와 모션캡처 데이터의 전역좌표를 일치시키기 위해서 실험 참가자의 T-pose를 기준으로 두 좌표계를 좌표 변환하였다. 전역 좌표계의 원점은 골반CoM을 바닥면에 투사시킨 점으로 정의하였고, X축 방향은 원점에서 왼쪽 손목관절 방향으로 정의하였다. 이와 같은 문제점을 보완하기 위해서 분절별로 정의 된 지역좌표계를 사용하여 관절 각도를 계산하였다.

## 5. 용어의 정의

본 연구에서 사용하는 대표적인 용어들의 정의는 다음과 같다.

- 1) 키넥트(Kinect camera) : 적외선카메라를 사용해 3차원 영상이미지를 촬영하는 깊이카메라(Depth camera)이다. 키넥트는 마이크로소프트社에서 2010년 개발한 Kinect360과 2014년 개발한 Kinect ONE 두 가지 버전이 있고, Xbox 게임기의 인터페이스 장비(컨트롤러)로 인체를 인식하는데 있어서 장점을 갖는다. 인터랙션 아티스트, 재활치료 전문가들은 인체인식 기능에 대한 장점에 주목하고 게임 이외의 다양한 분야에서 활용하려는 시도를 하고 있다. Kinect는 RGB카메라의 Color Sensor, IR Emitter와 IR Depth Sensor, 4개의 Microphone Array 로 구성되어 있다. 이 센서로 RGB 카메라로 촬영 되는 영상(Color View)과 깊이 정보를 나타내는 영상(Depth View) 그리고 검출된 사용자의 골격을 나타내는 영상(Skeleton View) 정보를 출력한다.

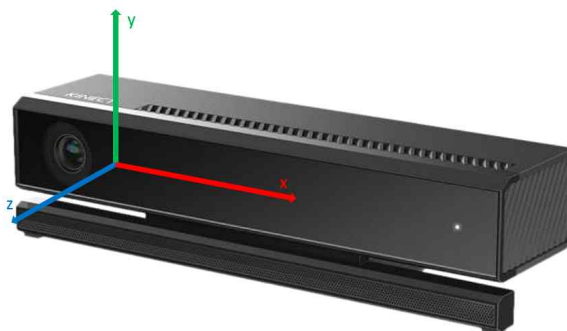


그림 2 Kinect V2 Camera Space Coordinate

2) BVH 포맷 파일 형식: BVH는 Biovision Hierarchy의 약자로 명명된 파일형식으로, 위계 구조를 갖는 골격기반의 데이터이다. 애니메이션 분야의 모션 캡처 데이터 중 가장 많이 활용되고 있으며, Biovision社에서 개발하였다. 최초 Hip 조인트가 ROOT이고, 하위 조인트는 상위 조인트를 원점으로 하여 총 6개의 방향값(3개)과 회전값(3개)으로 표기된다.

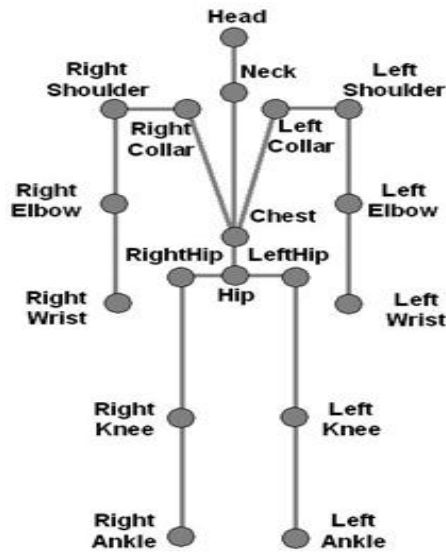


그림 3. BVH포맷의 인체관절구성

- 3) 정확성(Accuracy) : 측정값이 어느 정도 신뢰할 수 있는지를 나타내는 것으로 오차의 대소 정도를 나타내며, 정밀도(precision)와는 구별된다. 본 연구에서는 모션캡처 장비를 사용한 인체모델의 3차원 관절좌표 값을 기준으로 하여 키넥트의 인체관절 데이터의 정확성을 측정하였다.
- 4) 영상분석은 움직임을 비디오로 촬영 후 영상정보를 분석하던 과정을 강조하는 용어로 운동역학 분야에서 비디오를 활용한 움직임 분석을 의미하는 용어이다
- 5) 모션캡처(Motion capture)는 적외선 카메라 또는 IMU센서를 활용해 움직임을 기록하고, 컴퓨터로 분석 가능한 데이터로 변환하는 과정을 강조하는 용어로 움직임을 저장한다는 의미를 강조한다. 애니메이션 분야, HCI분야에서 주로 활용하는 용어이다.

## II. 이론적 배경

본 연구의 목적은 키넥트(Kinect)로 획득된 인체 움직임 데이터를 적외선 모션캡처 장비로 측정된 인체 움직임 데이터와 비교하여 정확도를 분석하는 것이다. 키넥트는 3가지 위치에서 동시에 촬영되었고, 동작은 12개 동작을 촬영하였다. 비교적 높은 정확도를 보장하기 위한 촬영 조건과 동작에 대한 특성을 파악하여 운동역학 연구를 위한 모션캡처 도구로서 키넥트를 사용 할 수 있을지 가능성을 파악하고자 한다. 또한 이러한 과정에서 얻게 되는 여러 노하우들은 차후 키넥트를 활용한 다양한 응용 프로그램을 개발에 참고할 수 있을 것이다. 이러한 목표를 달성하기 위해 관련된 선행연구를 요약하였다.

### 1. 3차원 동작분석 기술의 동향

3차원 동작분석 시스템은 방식에 따라 여러 형태가 있으며 사용되는 센서의 종류에 따라 자기식 시스템, 광학식 시스템, 기계식 시스템이 있다.

첫째, 자기식 시스템(magnetic system)은 실험자의 각 관절부위에 자기장을 계측할 수 있는 센서를 부착하여 실험한다. 자기장 발생장치 근처에서 실험자가 움직일 때 각 센서에서 측정되는 자기장의 변화를 다시 공간적인 변화량으로 계산하여 움직임을 측정하는 방식이다. 센서와 자기장 발생장치 그리고 본체는 케이블로 연동된다. 자기식 시스템의 장점은 가격이 저렴하며, 사용이 쉽고 장비 외의 시설에 투자를 하지 않아도 되는 것이다. 반면, 이러한 자기식의 가장 큰 단점은 캡처 영역에 있는 금속성의 물질들이 최종 데이터에 잡음을 생성시킨다는 것과 실험자의 동작을 제한하는 실험자에 연결되는 많은 수의 케이블이다.

둘째, 기계식 시스템(mechanical system)은 전위차계와 슬라이더의 복합체로 구성된 철제 장치를 몸에 입고 캡처하는 방식이다. 이 시스템은 타

시스템에 비하여 외부환경에 영향을 받지 않는 측정 장치이다. 그러나 이 장치는 각 관절에 얼마나 정확하게 위치했는지에 따라 정확도가 달라진다는 단점이 있다.

마지막으로 광학식 시스템(optical system)은 실험자의 주요 관절 부분에 마커(marker)를 부착하여 영상자료를 수집하는 방법이다. 실험자에게 부탁하는 마커의 크기가 작아 동작에 큰 영향을 주지 않고 넓은 범위에서 캡처할 수 있다. 단점으로는 마커의 위치 정보가 손실되거나 예러가 섞인 데이터, 잘못된 반사에 의한 예러 등 마커의 정보가 불안정한 경우가 발생할 수 있다. 광학식 시스템은 디지털 캠코더를 이용한 비디오촬영 방식의 분석 시스템과 적외선 카메라를 이용한 3차원 모션캡처 시스템으로 나뉜다.

비디오 촬영 방식은 캠코더를 사용하여 촬영한 영상을 사용한다. 이는 저렴한 비용으로 시스템 구축이 가능하며 사용이 간편하고, 실내·외에서 모두 사용 가능하다는 장점이 있다. 그러나 3차원 모션캡처 시스템처럼 정밀한 분석은 불가능하다. 3차원 모션캡처 시스템은 실시간으로 마커의 공간좌표를 계산할 수 있으며, 비디오 방식에 비해 정확하고 정밀한 분석을 할 수 있다. 그러나 동작을 분석하기 위해서는 반드시 마커를 부착해야 하는 어려움이 있다. 최근 비디오 촬영 방식과 모션캡처 시스템의 장점을 결합한 마커리스 모션캡처 시스템이 사용되고 있다. 본 시스템은 마커를 부착하지 않아 실험참자가의 자연스러운 동작을 촬영할 수 있으나, 마커기반의 모션캡처 시스템에 비해서 그 정확도가 아직은 부족하다.(Choppin, S., Lane, B., & Wheat, J. 2014). 그러나 마커리스 시스템은 다른 방법에 비해 환경적 제약이 최소화되기 때문에 다양한 환경에서 활용가능하다는 장점을 지닌다.

## 2. 키넥트의 하드웨어 및 소프트웨어 특징

키넥트(Kinect) 카메라는 엑스박스 360과 연결해서 사용하는 주변기기로서 개발되었다. 키넥트는 사용자의 동작을 인식하고, 마이크 모듈로 음성을 인식한다. 키넥트는 원래 닌텐도 Wii가 선보인 자연스러운 인터페

이스(Natural Interface, NI) 게임기 시장에 마이크로소프트가 발표한 Xbox360의 인터페이스 장비인데, 사람의 움직임을 실시간으로 인식할 수 있다는 장점을 가지고 있다. 이 장점은 인터랙션 아티스트들과 연구자들에게 주목 받으면서 게임 이외의 분야에서도 활발히 활용되기 시작하였다. 최근 개인 개발자 및 연구 기관에서 기존의 기능을 넘어서 키넥트와 PC와의 연동을 통해 다양한 영역에서 활용하려는 시도를 하고 있다. 첫 번째 버전은 2010년 11월에 출시되었고, 두 번째 버전은 2014년에 출시되었다.

키넥트는 저가의 깊이(depth) 카메라로써, 실시간으로 깊이 정보뿐만 아니라 RGB영상과 인체 분절과 관절의 추적 정보를 제공한다. 키넥트로 실시간 제공되는 데이터는 사람의 움직임/신체부위 검출 및 포즈 추정을 이전보다 쉽게 만들어 게임이나 인간-컴퓨터 상호작용 등의 분야에서 인간 움직임에 상호작용하는 어플리케이션 개발이 가능하게 되었다. 키넥트는 키보드, 마우스, 조이스틱 같은 입력장치와의 물리적 접촉 없이 사람의 움직임을 실시간으로 감지하고 게임 콘텐츠에 연결하여 사용자 환경을 제공하였다. 이러한 새로운 인터페이스는 세계적인 주목을 받아 XBOX360 Kinect는 짧은 시간에 가장 많이 팔린 디바이스로 기네스북에 기록되었다. Kinect를 다양한 분야에 적용할 수 있도록 마이크로소프트는 2012년 2월, 게임 용도가 아닌 임베디드 기기에서 사용 할 수 있는 상업용 버전 ‘Kinect for Windows’를 출시하였고 동시에 Windows 기반 임베디드 기기에 Kinect 센서 디바이스를 쉽게 사용할 수 있도록 ‘Kinect for Windows SDK’도 출시하였다. 이로써 Kinect for Windows는 디지털 사이니지, 키오스크, 스마트TV, 의료기기 등 최신 IT 기기의 차세대 인터페이스로 주목 받고 있다(김현준, 2012)





그림 4 Kinect ver.1

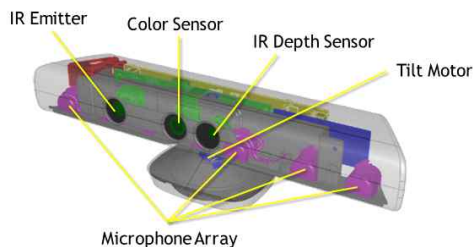


그림 5 Kinect ver.1 센서 구성

첫 번째 버전의 키넥트 깊이(Depth) 이미지는 사용자의 움직임을 트래킹하거나 배경 내 사물을 감지하는 등 다양한 기능을 구현한다. 640×480, 320×240, 80×60 해상도를 지원하지만 일반적으로 320×240 해상도와 함께 16bit 깊이(Depth) 이미지 데이터를 출력한다. 16bit 깊이(Depth) 이미지 데이터는 13 비트의 거리 데이터와 3비트의 Player ID로 구성되었으며, 이중 13비트의 최상위 비트(Bit)는 사용되지 않는다. 밀리미터 단위의 거리 데이터를 제공하며, Default Range Mode일 때 최소 800mm에서 최대 4000mm 범위의 사물에 대한 거리를 감지할 수 있다. 사물이 너무 가까이 있거나 멀 경우 깊이(Depth) Data는 ‘0’으로 표시된다. 사물이 사람이고 Kinect 센서가 인지하였다면 나머지 3bit는 Player ID로 표시된다.(0 : no player, 1 : skeleton 0)

Kinect와 NUI API는 두 개의 이미지 데이터 외 센서가 인식한 사람에 대한 골격정보를 제공한다. 현재 Kinect ver.1은 동시에 최대 6명을 인식하고 최대 2명에 대한 골격정보 획득이 가능하고, Kinect ver.2는 6명 인식에 6명에 대한 골격정보를 동시에 획득할 수 있다. 인체 관절정보는 ver. 1은 20개, ver. 2는 25개에 대한 위치 데이터를 “Skeleton Positions” 포인터로 제공한다. Skeleton Position Data는 깊이(Depth) 이미지와 다르게 미터 단위로 제공되며 x, y, z 좌표로 각 골격의 위치정보를 제공한다. NUI API에는 인식된 골격 위치 정보를 깊이(Depth) 이미지 데이터와 일치시키는 API가 제공된다. 이를 이용하면 Windows 화면의 깊이(Depth) 영상에 골격을 표시 할 수 있거나 다른 캐릭터 모델을 입혀 아바타를 구현할 수 있다.



그림 6 Kinect ver.2 센서 구성

표 3 Kinect ver. 1과 Kinect ver. 2의 사양 비교

		Kinect ver. 1	Kinect ver. 2
색상 (Color)	해상도 (Resolution)	640 × 480	1920 × 1080
	fps	30fps	30fps * 3
심도 (Depth)	해상도 (Resolution)	320 × 240	512 × 424
	fps	30fps	30fps
인물 영역 (Player)		6 명	6 명
인물 자세 (Skeleton)		2 명	6 명
관절 (Joint)		20 관절 / 사람	25 관절 / 사람
손의 개폐 상태 (Hand State)		△ (Developer Toolkit)	○ (SDK)
심도의 취득 범위 (Range of Depth)		0.8 ~ 4.0m (Near Mode 0.4m ~) (Extended Depth ~ 10.0m)	0.5 ~ 8.0m
인물의 검출 범위 (Range of Detection)		0.8 ~ 4.0m (Near Mode 0.4 ~ 3.0m)	0.5 ~ 4.5m
각도(Angle) (Depth)	수평 (Horizontal)	57도	70도
	수직 (Vertical)	43도	60도
틸트 모터 (Tilt Motor)		○	× (수동)

키넥트를 사용하기 위해서는 거리의 제약이 따른다. 한 대의 키넥트를 사용해 인체의 움직임을 측정하기 위해서는 마이크로소프트사에서 제공하는 매뉴얼 상의 지시를 따라야 한다(그림 7, 8).

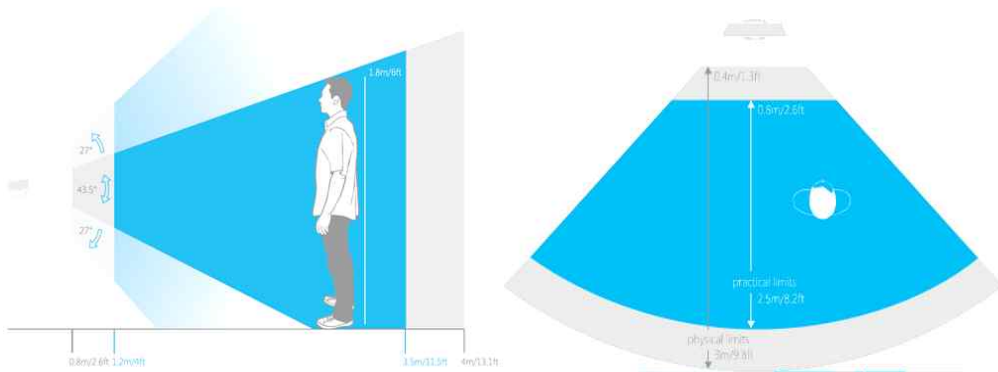


그림 7 키넥트의 인체동작 측정 가능 범위

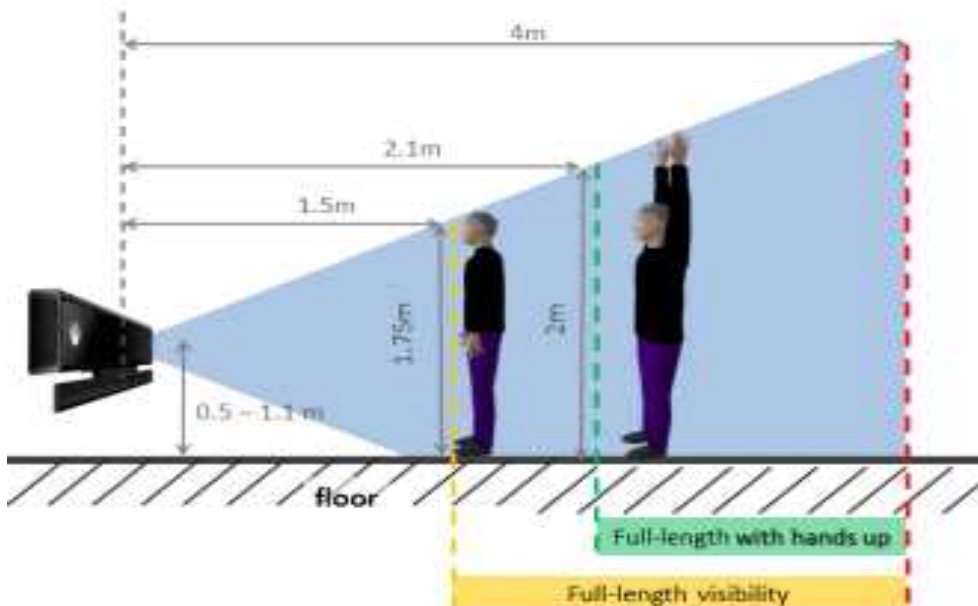


그림 8 키넥트의 거리별 측정 가능 높이(출처: iPisoft)

### 3. 키넥트 측정 정확성에 대한 연구

키넥트 출시 후 다양한 분야에서 활용방법이 연구되었다. 신체활동 컴퓨터 게임분야, 모션캡처를 활용 영화, 애니메이션 분야, 환자의 움직임 유도 재활치료분야, 스포츠과학 분야 등에서 연구가 수행됐다. 많은 연구자들은 비싼 모션캡처 장비를 대체할 수 있는지에 대한 모션캡처 장비로서의 키넥트의 가능성에 대해 연구하였다. 키넥트는 인체관절 모델을 추정할 때 깊이이미지를 사용하여 머신러닝 기법 중 Random forest 방식을 사용하여 인체의 신체 부위를 찾는다. 컴퓨터 비전 분야에서는 다양한 머신러닝 기법을 통해 깊이이미지 속 인체관절의 위치를 정확히 찾는 연구들이 진행 중에 있다(Mohamed, 2015).

재활과 물리치료 분야에서 키넥트를 이용하여 연구한 논문을 리뷰한 결과 따르면 키넥트를 활용한 연구 분야는 3가지로 구분되어질 수 있다 (Mousavi Hondori, H., & Khademi, M., 2014). 첫째, 키넥트의 정확성과 신뢰성을 검증하는 연구이다. 둘째, 재활운동시스템과 환자의 임상적 평가를 제공하는 방법에 대한 연구이다. 셋째, 제안된 재활운동시스템의 임상적 타당성을 검증하는 연구이다. 또한 연구에서는 키넥트에 대한 논문 수의 증가 빠르게 증가하고 있음을 보고하였다. 그림9는 ‘Pubmed’에서 ‘키넥트’로 검색한 결과(a)와 ‘키넥트+재활’로 검색한 결과(b)를 보여주고 있다.

Pfister, A., West, A. M., Bronner, S., & Noah, J. A. (2014)는 보행분석에서 키넥트(ver. 1)를 사용할 수 있는지 연구하였다. 트레드밀 위를 걷는 실험참가자의 동작을 측정하여 정확도를 분석하였다. 그 결과 관절각도 (angular displacement)에서는 정확도가 부족하였으나, 스트라이드 타이밍 (stride timing)에서는 비교적 정확한 분석이 가능하다는 결론을 제시하였다. 또한 Fernandez-Baena, A., et al., (2012)은 6가지 반복 동작을 선정하여 키넥트(ver. 1)의 측정 정확도를 분석하였다. 6가지 동작은 1) Knee flexion and extension, 2) Hip flexion and extension on the sagittal plane, 3) Hip adduction and abduction on the coronal plane with knee extended, 4) Shoulder flexion and extension on the sagittal plane with elbow extended, 5)

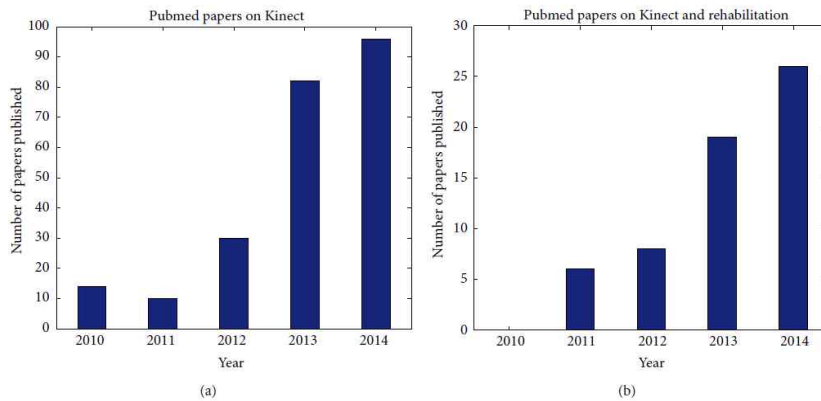


그림 9 Annual publications of papers on Kinect indexed by Pubmed; paper that mentioned Kinect (a) and papers that mentioned Kinect and rehabilitation are (b).

Shoulder adduction and abduction on the coronal plane with elbow extended, 6) Shoulder horizontal adduction and abduction on the transverse plane with elbow extended를 선정하였다. 그 결과 신체 관절 부위에 따라 평균 에러 값 (mean error: ME)이 다르게 나타났다. 무릎은 6~8도(시상면)의 에러 값을, 엉덩관절은 약 5도(시상), 6~9도(좌우), 어깨관절의 경우 7~9도(시상), 8~11도(좌우), 11~13도(수평)의 에러 값을 나타냈다.

Wheat, J., Fleming, R., Burton, M., Penders, J., Choppin, S., & Heller, B. (2012)는 뻗기 동작(reach)과 던지기 동작(throw)을 선정하여 키넥트데이터와 모션캡처 데이터를 비교하여 정확성을 검증하였다. 또한 Bonnechere, B., et al., (2014)은 1) shoulder abduction, 2) elbow flexion, 3) hip abduction, 4) knee flexion 4가지 동작의 관절가동범위(range of motion: ROM)값을 측정하여 정확도와 신뢰도(reproducibility)를 분석하였다. 그 결과 두 시스템의 두 시스템의 Reproducibility는 통계적으로 유사하였다. 그러나 측정된 ROM값은 두 시스템 간에 차이가 있었다. 본 연구에서는 RMSE(Root Mean Square Error), Coefficient of multiple correlation(CMC), limits of agreements(LOA, Bland and Altman) 값을 비교하였다. Schmitz, A., et al., (2015)은 스쿼트 동작을 분석하였다. 연구결과 천천히 움직이는 스쿼트 동작에서는 비교적 높

은 정확성을 갖는 데이터를 획득할 수 있었다.

키넥트는 2014년 두 번째 버전이 출시되었다. 버전이 다른 두 카메라의 측정정확성에 대한 연구를 보면 두 번째 버전의 키넥트의 3차원 관절 좌표 값의 정확성이 더 높은 것으로 나타났다(Wang, Q., Kurillo, G., Ofli, F., & Bajcsy, R., 2015). 특징적인 부분은 하퇴와 발에서 에러 값이 더 크게 나왔는데. 이는 적외선 방출 방식이 ver. 1과는 다른 ToF 방식이기 때문인 것으로 주장하였다. 또한 ver. 2가 ver. 1에 비해 분절이 겹칠 때와 몸통이 회전할 때 좀 더 강건한(robust) 시스템이라고 주장하였다. 그림 10은 결과를 비교한 그래프 이다.

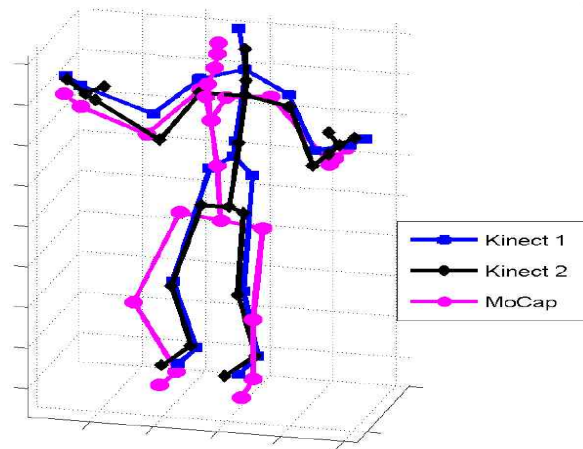


그림 10 Three skeletons captured by Kinect1, Kinect2, and motion capture (extracted via Recap2 software) after geometric and temporal alignment

키넥트의 카메라 위치에 따른 측정 데이터를 비교한 Eltoukhy, Kelly, Kim, Jun, Campbell, & Kuenze (2016)의 연구에서는 전후면에서의 무릎관절, 엉덩관절의 최대 각도 값은 Marker-based system: MBS과 상대적으로 일치된 결과 값을 나타냈다. 그러나 MBS와 비교하여 Kinect데이터는 절대적으로 큰 에러 값을 나타냈다. 키넥트의 한계 때문에 스쿼트 동작을 분석하기 위해서 고가의 MBS를 대체할 수 없다고 주장하였다. 그러나 병리학적 또는 부상위험성이 높은 위험군에게 실시간 피드백을 해줄 수 있는 어플리케이션으로의 잠재성은 충분히 갖고 있는 것으로 판단하였다.

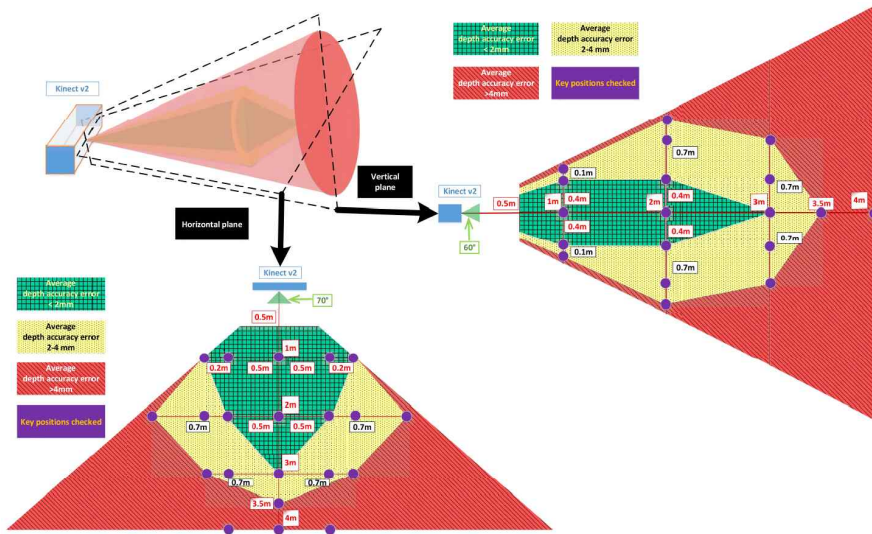


Fig. 6. Accuracy error distribution of Kinect for Windows v2.

그림 11 Accuracy error distribution of Kinect for Windows v2.

키넥트의 인체관절 값은 깊이영상을 정확하게 얻을 때 더 정확해 질 수 있다. 따라서 깊이영상을 정확하게 측정하기 위한 깊이 센서로서 키넥트의 특성에 대한 연구가 진행되었다. Lin, Longyu, Haiwei, AIElaiwi, & El Saddik (2015)은 마이크로소프트사의 매뉴얼에 나온 거리와 높이 범위에서 마커를 사용하여 위치좌표값의 정확성을 측정하였다. 이 결과 키넥트 전방 0.5m에서부터 3m 거리에서 가장 정확한 특정 값(에러값 2mm 이하)을 얻을 수 있었다. 그 결과는 그림 11과 같다.

Schmitz, Ye, Shapiro, Yang, & Noehren (2014).는 키넥트의 인체 관절 모델 데이터 이외의 깊이이미지 정보만을 사용하여 지그를 이용한 각도 측정 정확성 연구를 실시하였다. 이때의 정확성은 flex-extension/ ab-adduction은 0.5도 이하였고, axial rotation은 2도 이하였다. 이는 인체 전신이 아닌 일부 특정 관절 부위의 측정 알고리즘을 재구성 한다면 더욱 정확한 관절각도의 측정이 가능하다는 것을 의미한다.

## 4. 3D 인체 모델

영상장비로 측정된 인체의 움직임을 기술(description)하기 위해서는 인체 모델을 정의하고 각 관절의 위치와 관절의 각도를 측정한다. 인체는 뼈와 인대로 골격을 이루고 겉을 근육과 피부로 감싸고 있기 관절점을 항상 일정하게 측정하기는 쉽지 않다. 또한 운동학적 측정을 위해서는 강체로 정의된 인체 모델이 필요하다.

본 연구에서는 키넥트를 사용하여 측정된 3차원 인체관절 데이터 추출하기 위해서 iPi Mocap studio Biomech add-on (iPi soft 社, Russia)프로그램을 사용하였다. iPi Mocap에서 3차원 위치좌표 값은 .bvh포맷으로 저장된다. .bvh포맷은 BioVision社에 의해서 개발된 계층형 모션 데이터 파일 포맷으로 애니메이션 동작을 표현하기 위해 사용되어진다. 위계 구조를 갖는 골격 구조기반의 데이터이다. 애니메이션 분야의 모

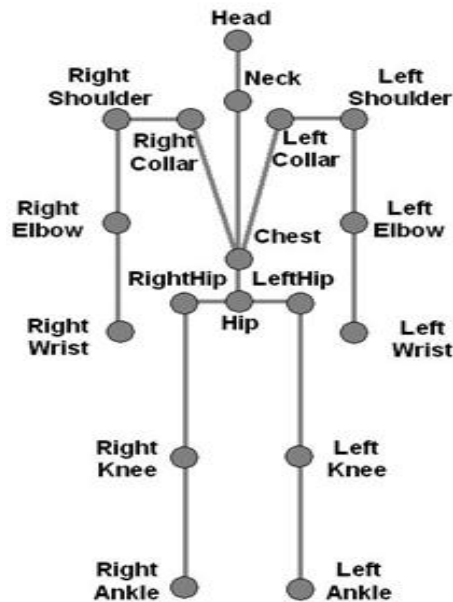


그림 12 BVH 포맷의 인체 모델

션캡처 데이터 중 가장 많이 활용되고 있다. 최초 Hip 조인트가 ROOT이고, 하위 조인트는 상위 조인트를 원점으로 하여 총 6개의 방향값(3개)과 회전값(3개)으로 표기된다. 파일 포맷의 구조는 다음 <표 4>과 같다.



표 4 BVH 파일 포맷의 구조

```

HIERARCHY
ROOT Hips
{
  OFFSET 0.00 0.00 0.00
  CHANNELS 6 Xposition Yposition Zposition Zrotation
Xrotation Yrotation
  JOINT Chest
  {
    OFFSET 0.00 5.21 0.00
    CHANNELS 3 Zrotation Xrotation Yrotation
    JOINT Neck
    {
      OFFSET 0.00 18.65 0.00
      CHANNELS 3 Zrotation Xrotation Yrotation
      JOINT Head
      {
        OFFSET 0.00 5.45 0.00
        CHANNELS 3 Zrotation Xrotation Yrotation
        End Site
        {
          OFFSET 0.00 3.87 0.00
        }
      }
    }
  }
}
.....
}
MOTION
Frames: 2
Frame Time: 0.33333
8.03 35.01 88.36 -3.41 14.78 -164.35 13.09 40.30 -24.60 .....

```

### III. 연구방법

본 연구는 다른 촬영 위치의 Kinect에서 다양한 동작을 획득한 데이터의 정확도를 분석하는 것이다. 연구목적에 달성하고자 운동학적 분석을 실시하였다. 이번 장에서는 본 연구에서 수행한 연구방법을 소개하였으며, 구성은 연구대상, 실험장비, 실험절차, 자료 분석, 통계처리 순으로 하였다.

#### 1. 연구참여자

본 연구의 연구참여자는 남자 대학생 10명을 대상으로 선정하였다. 실험대상자는 최근 1년간 근골격계 질환이 없었던 자로서 연구의 목적과 가설에 대한 정보가 없는 대상으로 구성한다. 또한 본 연구에 참여하는 모든 연구대상자의 권리와 안전을 보장하기 위하여 서울대학교 생명윤리심의위원회(SNU IRB)의 연구승인을 받았다(승인번호: IRB No. 1702/002-014).

표 5. 연구대상자의 특성(*Mean* ± *SD*)

인원(n)	성별(sex)	연령(yr)	신장(m)	체중(kg)
10	남자	23.9±2.6	174.5±5.0	75.9±8.1

#### 2. 실험 도구

본 연구를 수행하기 위하여 사용한 실험장비는 Qualisys 모션캡처 촬영장비, Kinect ver.2 for Windows 카메라, 데이터획득용 소프트웨어, 분석용 소프트웨어 등으로 구분된다. 구체적인 사항은 <표 7>와 같다.

##### 1) 영상분석 시스템 (Qualisys Oqus camera)

본 연구에서 요구하는 동작을 수행하는 동안 연구대상자의 움직임을 분석하기 위하여 적외선 카메라(Qualisys Oqus, SWEDEN) 8대를 사용하였다(그림 13). 이와 동시에 키넥트를 동조(synchronization)하여 촬영하였다. 8대의 적외선카메라는 동작이 수행되는 지점을 중심으로 폭: 2.5 m × 너비: 2.5 m × 높이: 2.3 m의 공간을 충분히 촬영할 수 있도록 배치하였다. 각각의 카메라는 데이터 케이블로 연결되어 있으며 1대의 마스터 카메라에 연

결된 랜케이블을 통하여 측정용 데스크톱 컴퓨터로 데이터를 전송하게 된다. 전송된 데이터는 Qualisys Track Manager 2.10을 사용하여 .c3d 데이터 포맷의 파일로 수집 하였다. 마커셋은 modified plug-in gait 마커셋을 사용하였고, 수집된 데이터는 visual3d 프로그램을 통해 모델링되었다.

## 2) Microsoft社 Kinect ONE (version 2)

연구대상자가 동작을 수행하는 동안 Kinect 카메라를 통해 인체의 사지 움직임을 측정하였다. 키넥트는 2014년 Microsoft社에서 출시된 두 번째 버전을 사용하였다. 키넥트는 1대를 사용하기 때문에 화각 내에 연구대상자의 신체가 모두 잡힐 수 있도록 배치하는 것이 중요하다. 이때는 마이크로소프트社의 매뉴얼에 적혀 있는 대로 키넥트 센서 기준으로 약 3m 거리에서 연구대상자가 동작할 수 있도록 하였다.

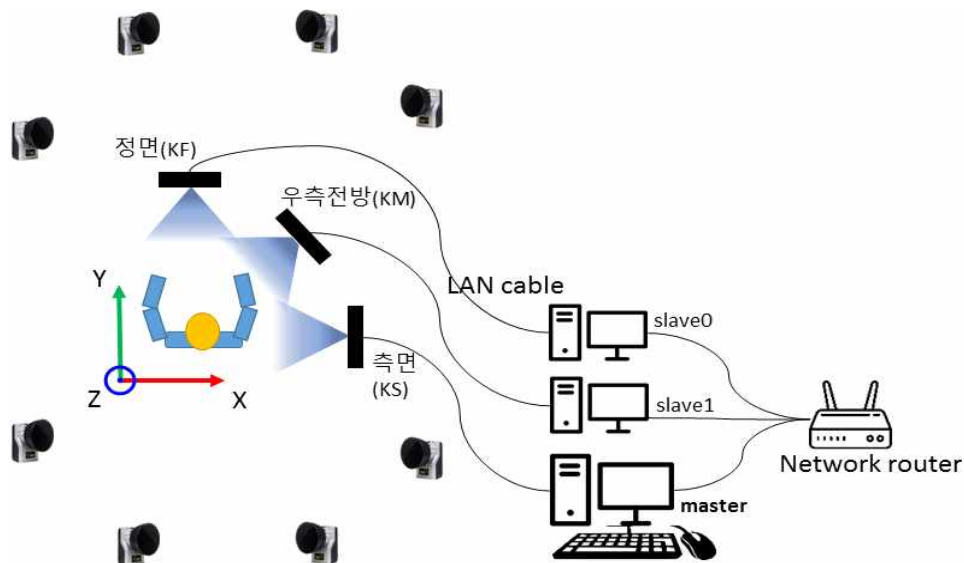


그림 13 키넥트와 모션캡처 시스템의 구성

본 실험에서는 키넥트 3대를 사용하여 동시에 촬영하였다. 카메라 3대의 동기화 방법은 다음과 같다. 우선 Kinect 카메라 한 대 당 하나의 PC에 연결되어야 한다. 각 PC는 Lan 케이블과 라우터를 통해 동기화 되었다(그

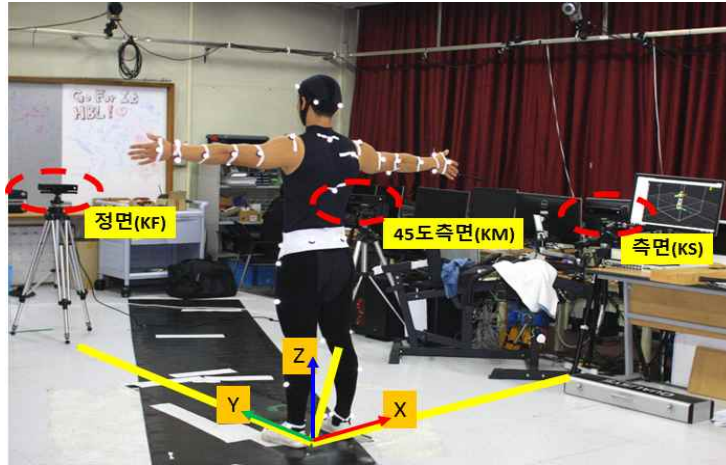


그림 14 실험 장면 (모션캡처 시스템의 전역좌표계)


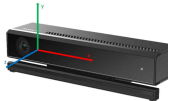

림 13). 획득된 인체 움직임에 대한 raw데이터는 키넥트는 iPi Mocap studio (iPi soft 社)프로그램, 모션캡처 시스템은 visual3d(c-motion Inc)프로그램을 사용해 관절의 위치 좌표와 관절의 각도 수치를 계산하였다.

### 3) 분석 장비와 프로그램

본 실험에서는 사용된 시스템은 다음과 같다. 모션캡처 장비는 Qualysis 社의 Oqus 300 카메라 8대를 사용하였다. 키넥트는 3대를 사용하여 동시에 촬영하였다. 카메라 3대의 동기화하기 위해 한 대의 키넥트는 데스크톱 PC 한 대에 연결되었다. 3대의 PC는 LAN 선을 통해 라우터로 동기화되어 마스터PC가 슬레이브PC 2대를 동기화 하여 컨트롤한다. 사용된 소프트웨어는 모션캡처 시 캡처 프로그램인 QTM을 사용하였고, 획득된 데이터는 c3d 포맷으로 변환하여 visual3D 프로그램을 통해 모델링 후 필요한 변인을 계산하였다. 사용된 마커셋인 modified plug in gait 마커셋을 기준으로 인체를 모델링 하였다. 키넥트는 캡처프로그램인 iPi recorder를 사용하여 동기화된 영상을 획득하였다. 획득된 영상은 iPi Mocap studio프로그램을 이용하여 분석하였다. 분석과정은 획득된 깊이영상(depth image)에 인체뼈대 모델의 외형과 관절의 위치를 맞추는 과정을 통해 사후처리 과정을 거치게 된다. 이때 인체 골격 모델은 각 피험자의 신장과 체형에 맞춰 세부적인 신체 특성을 보정한다. 획득된 인체 모델의 좌표 값은 노이즈를

제거하는 필터링 단계를 거쳐 무게중심, 관절좌표의 위치, 관절각도 변인을 계산하였다. 모션캡처와 키넥트 소프트웨어로 계산된 변인은 MATLAB을 통해 동기화여부를 확인 후 교차상관분석을 통해 동기화하였다. 마우스를 동시에 클릭하는 것으로 캡처를 시작할 수밖에 없기 때문에 iPisoft 프로그램을 사용한 데이터의 딜레이가 있었다. 사후 데이터는 동기화 여부를 모두 재검토하였다.

표 6 실험 장비

구 분		장비모델(회사, 국가)	사 진
Motion Capture		Oqus300 Camera (Qualisys, SWEDEN) 8대	
Kinect		Kinect ver.2 for windows (Microsoft, USA) 3대	
Soft ware	For capture	QTM (Qualisys, SWEDEN)	
		iPi recorder (iPi soft LLC., Russia)	
		Visual3D (C-motion Inc., USA)	
	For analysis	iPi Mocap studio Biomech add-on (iPi soft, Russia)	
		MATLAB (MathWorks, USA)	
	For Statistics and Graph	SPSS statistics 23 (IBM, USA)	
		Excel 2016 (Microsoft, USA)	

### 3. 실험 절차

#### 1) 실험 개요

실험은 서울대학교 운동역학실험실에서 진행될 것이다. 동작분석이 수행될 3차원 전역좌표계(Global Coordinate System) 설정을 위한 캘리브레이션(calibration)을 실시하였다. 캘리브레이션 과정은 반사마커가 붙어있는 L자형 frame과 T자형 wand를 이용하여 가상공간을 설정한 후 본 실험에서 인체에 부착된 개별 반사마커의 위치좌표를 다수의 적외선카메라 산출하기 위함이다. 본 연구에서는 적외선카메라의 sampling rate는 60 frames/sec로 설정하였으며 전역좌표계의 방향은 좌우방향 X축, 전후방향 Y축, 수직방향 Z축으로 정하였다.

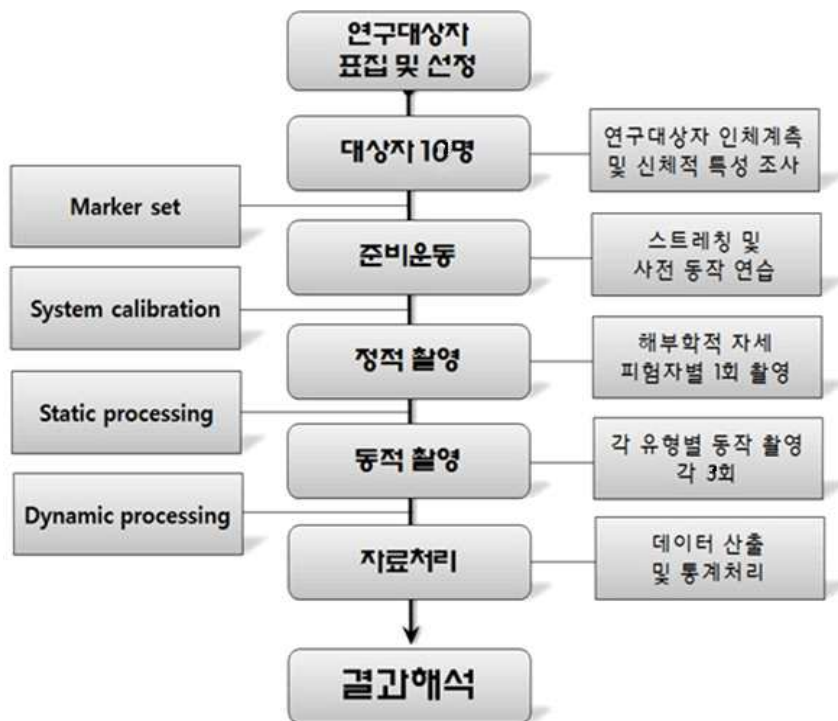


그림 15 실험절차 도식

키넥트를 사용하여 인체관절의 3차원 좌표 값을 얻기 위해서 키넥트 카메라의 높이를 1.1 m 로 고정하였다. 실험 참가자가 동작을 하는 위치는 마킹테이프를 이용해 바닥에 표시한 후 3m거리에 키넥트를 설치하였다. 키넥트 설치 시 Oqus 카메라에서 방출되는 적외선과 서로 간섭이 일어나고 이 간섭은 키넥트와 모션캡처 시스템에 모두 영향을 주기 때문에 Oqus카메라의 위치를 키넥트와 마주보지 않도록 최대한 조정하였다. 추가적으로 Oqus카메라의 적외선 강도(Intensity)와 측정 문턱값(threshold)을 조절하고, 마스킹 기능을 이용하여 간섭을 최소화 하였다.

본 연구에 참여할 연구대상자가 측정을 위해 운동역학실험실에 방문하면 피험자용 설명서 및 동의서를 제공하고 연구의 목적, 실험 과정, 개인정보 보호 등의 전반적인 안내사항을 구두로 설명 후 동의서에 서명할 수 있도록 안내하였다(첨부 1 실험참가 동의서 참조). 연구의 내용과 목적을 충분히 이해하고 서명을 한 연구대상자는 신체조건에 맞는 실험복과 신발을 착용한 후 신체 주요 관절 및 분절에 반사마커를 부착하게 된다. 본 실험에서는 modified plug-in gait 마커셋을 활용하였다. 마커는 총 47개를 부착하였다. 동작분석에 필요한 반사마커는 골반(pelvis)을 구성하기 위한 좌우 ASIS(Anterior Superior Iliac Spine), 좌우 PSIS(Poterior Superior Iliac Spine), 천골(sacrum), 어깨(shoulder), 팔꿈치(elbow), 무릎(knee), 발목(ankle) 관절에 부착하는 관절 마커(joint marker) 및 머리(head), 상체(trunk), 상완(upper arm), 하완(lower arm), 대퇴(thigh), 하퇴(shank), 발(foot)에 해당하는 신체 분절에 3-4개 이상 부착하는 추적 마커(trjectory marker)로 구성한다(Cappozzo, Cappello, Croce, & Pensalfini, 1997; Collins, Ghousayni, Ewins, & Kent, 2009; Wu, Siegler, Allard, Kirtley, & Leardini et al., 2002; Wu, Van Der Helm, Veeger, Makhsous, & Van Roy et al., 2005).

표 7 Modified plug-in gait 마커셋 위치

No.	Marker name	Location	Additional example
1	RFHD	Right Forward Head	
2	LFHD	Left Forward Head	
3	RBHD	Right Behind Head	
4	LBHD	Left Behind Head	
5	CLAV	Clavicle	Sternal notch
6	STRN	Sternal	Xiphoid process (명치)
7	RBAK	Right Back	Any point on the right scapular
8	C7	Cervical bone #7	
9	T10	Thoracic bone #10	
10	RASI	Right ASIS(Anterior Superior Iliac Spine)	
11	LASI	Left ASIS(Anterior Superior Iliac Spine)	
12	RPSI	Right PSIS(Posterior Superior Iliac Spine)	
13	LPS I	Left PSIS(Posterior Superior Iliac Spine)	
14	RSHO	Right Shoulder	Acromion process
15	RUPA	Right Upper Arm	Any point along the line between RSHO and REBL
16	REBL	Right Elbow Lateral	Lateral epicondyle
17	REBM	Right Elbow Medial	Medial epicondyle
18	RFRA	Right Forearm Arm	Any point on forearm
19	RWRA	Right Wrist A	Radial styloid process
20	RWRB	Right Wrist B	Ulnar styloid process
21	RFIA	Right Finger A	3rd knuckle
22	LSHO	Left Shoulder	Acromion process
23	LUPA	Left Upper Arm	Any point along the line between RSHO and REBL
24	LEBL	Left Elbow Lateral	Lateral epicondyle
25	LEBM	Left Elbow Medial	Medial epicondyle
26	LFLA	Left Forearm Arm	Any point on forearm
27	LWLA	Left Wrist A	Radial styloid process
28	LWLB	Left Wrist B	Ulnar styloid process
29	LFIA	Left Finger A	3rd knuckle
30	RGTR	Right Greater Trochanter	
31	RTHI	Right Thigh	Any point on the thigh
32	RKNL	Right Knee Lateral	Lateral femoral condyle
33	RKNM	Right Knee Medial	Medial femoral condyle
34	RTIB	Right Tibia	Any point on the tibia
35	RAKL	Right Ankle Lateral	Lateral malleolus(바깥쪽목사뼈)
36	RAKM	Right Ankle Medial	Medial malleolus(안쪽목사뼈)
37	RHEE	Right Heel	
38	RTOE	Right Toe	2nd metatarsal joint
39	LGTR	Left Greater Trochanter	
40	LTHI	Left Thigh	Any point on the thigh
41	LKNL	Left Knee Lateral	Lateral femoral condyle
42	LKNM	Left Knee Medial	Medial femoral condyle
43	LTIB	Left Tibia	Any point on the tibia
44	LAKL	Left Ankle Lateral	Lateral malleolus(바깥쪽목사뼈)
45	LAKM	Left Ankle Medial	Medial malleolus(안쪽목사뼈)
46	LHEE	Left Heel	
47	LTOE	Left Toe	2nd metatarsal joint



## 2) 본 실험

준비운동과 스트레칭을 마친 연구대상자는 인체관절중심점을 추정하기 위한 static trial 촬영을 5초 간 실시한다. 이때 연구자는 연구대상자들에게 해부학적 자세를 취한채로 가만히 있도록 요구하였다. Static trial 촬영 후 본 실험을 실시하였다.

본 실험에서 측정한 동작들은 체육활동 빈도가 높은 동작과 보건연구분야에서 자주 인용되는 일상생활 동작으로 구분하여 선정하였다. 해부학적 평면인 전두면, 시상면, 수평면에서 이루어 지는 동작이 모두 포함될 수 있도록 하였다. 또한 주로 움직이는 관절을 기준으로 하지 동작 7가지, 상지와 하지의 복합 동작 3가지, 상지만 움직이는 동작 2가지 총 12동작을 선정하였다. 선정의 근거로는 맨손 체조 동작과 노인들의 신체활동능력 측정에 필요한 동작이라 보고된 보행(Pfister, West, Bronner, & Noah, 2014), 의자에서 일어서기와 재활운동과 근력운동에서 활용되는 운동인 스쿼트와 런지(Levinger, Zeina, Teshome, Skinner, Begg, & Abbott, 2016), 그리고 제자리에서 움직이는 골프스윙과 테니스 스윙(Anderson, Woodbury, M. Phillips, & Gauthier, 2015), 팔벌려뛰기 동작(Chen, Jafari, & Kehtarnavaz, 2015)을 선정하였다. 상지 움직임을 측정하기 위해서 해부학 평면(전두면, 시상면)을 기준으로 팔꿈치와 어깨만 움직이는 동작 2개를 측정하였다. 실험 동작 순서는 무작위로 할당하고 각 동작은 1회 측정되었다.

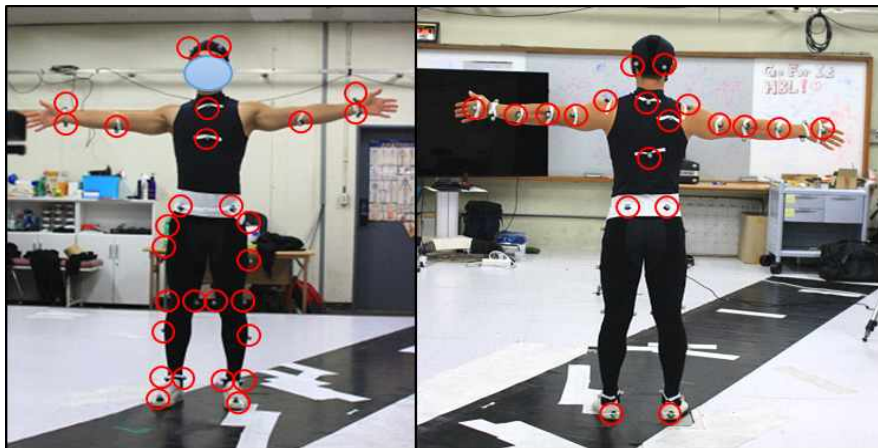


그림 16 반사 마커 부착 위치 (Modified plug-in-gait model, 47개)

표 8 측정 신체활동 동작 구분 및 동작 별 특성

구분	동작	해부학 평면	주요 움직임부위
체육활동 (physical education and sports activity)	이동기술 (loCoMotor skill)	제자리 걷기 제자리 뛰기 걸기	시상면 하지
	비이동기술 (Non-loCoMotor skill)	스쿼트 런지	
		제자리 점프	
	스포츠기술 (Sports skill)	팔벌려뛰기	전두면
		테니스 스트로크	대각면 상지/하지
		골프 퍼팅	
일상생활동작 (Activity of daily living)		의자에 앉았다 서기	하지
		시상면팔동작	상지
		전두면팔동작	

표 9 측정 동작의 영문 표기

동작	영어 표기
제자리 걷기	Waking in place
제자리 뛰기	Running in place
걸기	Gait
스쿼트	Squat
런지	Lunge
제자리 점프	Jumps
팔벌려뛰기	Jumping Jack
골프 퍼팅	Golf putting
테니스 스트로크	Tennis stroke
의자에 앉았다 서기	Stand-Sit-Stand
시상면 팔동작	Arm motion in frontal Plane
전두면 팔동작	Arm motion in sagittal Plane

## 4. 자료 분석

### 1) 자료 처리

Qualisys Oqus 카메라를 사용한 3차원 공간좌표의 원 자료는 NLT (Non-linear Transformation) 기법을 사용하여 캘리브레이션한 시스템에서 획득한 후 반사마커를 인식시키는 과정과 일부 누락된 위치정보를 수학적 으로 계산(labeling)하는 작업을 거치게 된다. 이렇게 얻어진 위치좌표는 본 연구에서 인간움직임의 기준 데이터로 계산 과정에서 기본적인 자료가 되는 인체 관절 중심점 산출에 이용한다. 원 자료는 잡음(noise)과 labeling 과정에서 일부 누락된 정보를 계산하면서 발생하는 오차를 보정하기 위해 Butterworth 4th order lowpass filter cut-off frequency 6 Hz로 필터링하였다 (Donnelly et al., 2012).

Kinect를 사용해 획득한 3차원 인체관절 데이터는 iPi Mocap studio Biomech add-on (iPi soft社, Russia)프로그램을 사용하여 획득하였다. 키넥트는 물리적인 동기화기능을 지원하지 않기 때문에 모션캡처 시스템과 하드웨어적으로 동기화시키는 것이 불가능하다. 따라서 현실적으로 실현가능한 방법으로 마우스를 동시에 클릭하여 두 시스템의 촬영시작과 끝을 최대한 동시에 할 수 있도록 하였다. 측정 후 두 신호를 교차 상관분석(cross correlation)을 실시하여 신호 간의 시간 오차를 보정(alignment)을 하였다 (Buck, Daniel, & Singer, 1997).

### 2) 인체 모델

인체 모델은 인체의 움직임을 측정하여 수치화 할 때 가장 중요한 부분이다. 인체는 뼈와 근육 등으로 구성되어 있어 분절과 관절의 기준점을 정할 때 다소의 오차가 발생하기 때문이다. 또한 각 분절의 근위단과 원위단, 관절의 위치, 관절 각도의 측정의 기준을 어떻게 정의하느냐에 따라서 관절각도 값의 차이가 발생하기도 한다.

본 연구에서 모션캡처 시스템으로 측정된 마커의 위치를 근거로 인체 모델을 정의하였다. 사용된 modified plug-in gait 마커셋을 근거로

visual3d(c-motion inc.)프로그램을 이용해 인체 모델을 정의하였고, 그 근거는 국제생체역학회(International Society of Biomechanics) 권고안을 활용하였다(Wu, G., et al. 2002, Wu, G., et al. 2005).

표 10 Definition of body segment model

No.	Segment Name	Origin	End
1	Head/neck	TOHD	Mid_Acr
2	Trunk	mid point of STRN and C7	mid point of R Hip and L Hip
3	Right Upper Arm	R Shouler	R Elbow
4	Right Forearm	R Elbow	R Wrist
5	Right Hand	R Wrist	mid point of RFI2 and RFI5
6	Left Upper Arm	L Shouler	L Elbow
7	Left Forearm	L Elbow	L Wrist
8	Left Hand	L Wrist	mid point of RFI2 and RFI5
9	Right Thigh	R Hip	R Knee
10	Right Shank	R Knee	R Ankle
11	Right Foot	R Ankle	R Toe
12	Left Thigh	L Hip	L Knee
13	Left Shank	L Knee	L Ankle
14	Left Foot	L Ankle	L Toe

표 11 Definition of joint center virtual point

No.	JOINT(Vrtual Point)	Definition
1	Mid_Hip(MHIP)	Mid point between R Hip and L Hip
2	Right Shoulder(RSHO)	10.4% down from RACR to R Elbow
3	Right Elbow(RELB)	Mid point between REBL and REBM
4	Right Wrist(RWRI)	Mid point between RWRR and RWRU
5	Left Shoulder(LSHO)	10.4% down from LACR to L Elbow
6	Left Elbow(LELB)	Mid point between LEBL and LEBM
7	Left Wrist(LWRI)	Mid point between LWRR and LWRU
8	Right Hip(RHIP)	0.19PW back, 0.30PW down, 0.36PW lateral from the mid point of RASI and LASI
9	Right Knee(RKNE)	Mid point between RKNL and RKNM
10	Right Ankle(RANK)	Mid point between RAKL and RAKM
11	Left Hip(LHIP)	0.19PW back, 0.30PW down, 0.36PW lateral from the mid point of RASI and LASI
12	Left Knee(LKNE)	Mid point between LKNL and LKNM
13	Left Ankle(LANK)	Mid point between LAKL and LAKM

PW=pelvic width

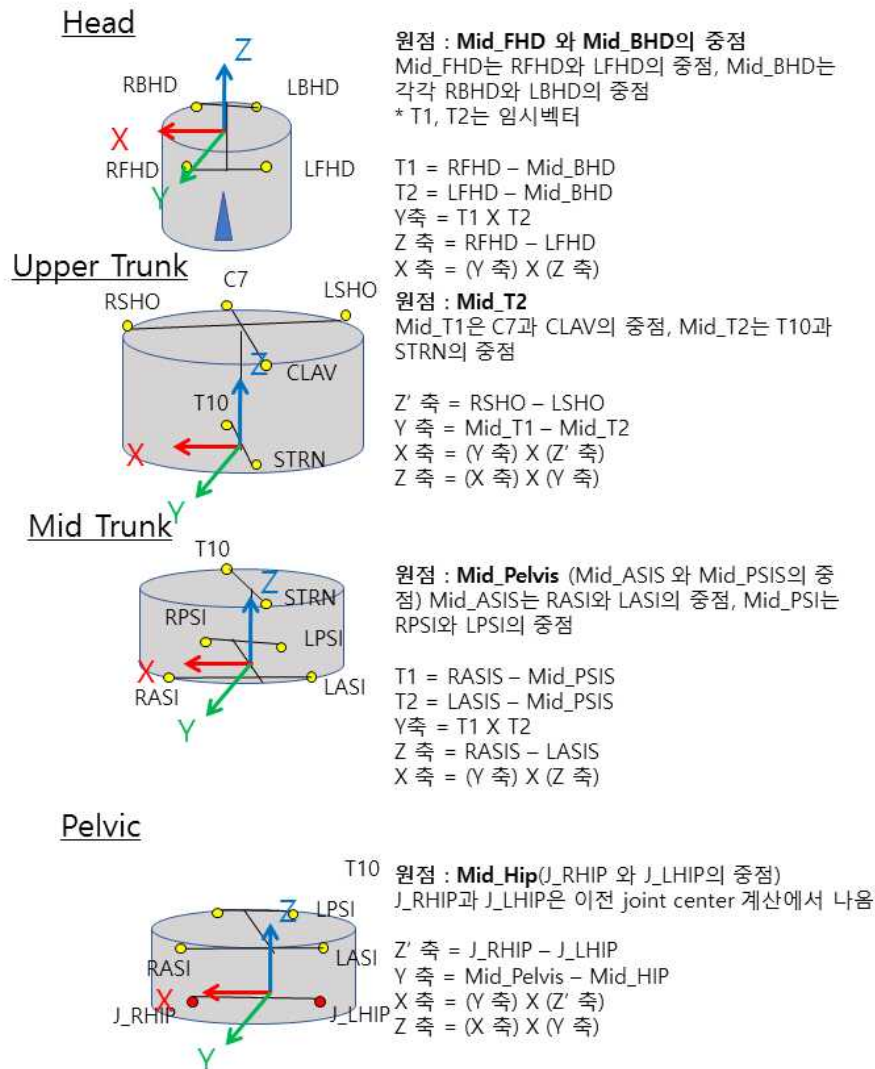
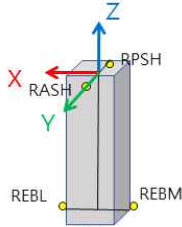


그림 17 머리와 상체 분절의 정의

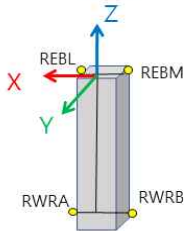
※ Note: Definition of left limb segment follows same routine as right limb segment



### Right Upper Arm

원점 : **J\_RSHO**(RACR에서 J\_RELB로 10.4% 아래)  
J\_RELB는 REBL과 REBM의 중점

Z' 축 = REBL - REBM  
Y 축 = J\_RSHO - J\_RELB  
X 축 = (Y 축) X (Z' 축)  
Z 축 = (X 축) X (Y 축)



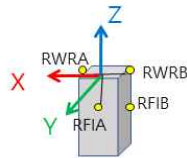
### Right Forearm

원점 : **J\_RELB**(REBL과 REBM의 중점)  
J\_RWR는 RWRA와 RWRB의 중점

Z' 축 = RWRA - RERB  
Y 축 = J\_RELB - J\_RWR  
X 축 = (Y 축) X (Z' 축)  
Z 축 = (X 축) X (Y 축)

그림 18 상지

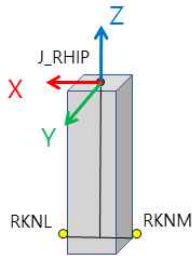
분절의 정의



### Right Hand

원점 : **J\_RWR**  
J\_RWR는 RWRA와 RWRB의 중점

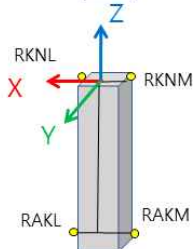
Z' 축 = RWRA - RERB  
Y 축 = J\_RWR - RFIA  
X 축 = (Y 축) X (Z' 축)  
Z 축 = (X 축) X (Y 축)



### Right Thigh

원점 : **J\_RHIP**

Z' 축 = RKNL - RKNM  
Y 축 = J\_RHIP - J\_RKNE  
X 축 = (Y 축) X (Z' 축)  
Z 축 = (X 축) X (Y 축)



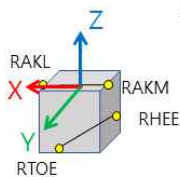
### Right Shank

원점 : **J\_RKNE**

Z' 축 = RAKL - RAKM  
Y 축 = J\_RKNE - J\_RANK  
X 축 = (Y 축) X (Z' 축)  
Z 축 = (X 축) X (Y 축)

그림 19 하지

분절의 정의



### Right Foot

원점 : **J\_RANK**  
Mid\_FT (RTOE와 RHEE의 중점)

Z' 축 = RAKL - RAKM  
Y 축 = RTOE - RHEE  
X 축 = (Y 축) X (Z' 축)  
Z 축 = (X 축) X (Y 축)

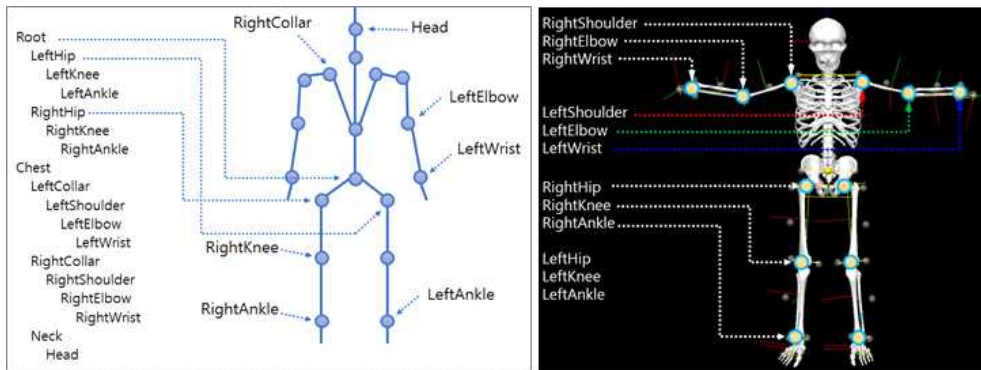


그림 20 BVH포맷 모델과 Mocap 모델의 비교

반면 키넥트로 획득된 데이터는 BVH포맷의 인체 모델로 획득 되었다. 이때 관절의 정의가 상이하기 때문에 본 연구에서는 어깨, 팔꿈치, 손목, 엉덩, 무릎, 발목 좌우 12개 관절이 분석되었다.

키넥트로 획득된 3차원 좌표계와 모션캡처로 획득된 절대좌표(Global coordinate system)가 서로 다르기 때문에 우선적으로 각 관절의 관절각도 값을 비교대상으로 선정하였다. 하지 관절의 경우 관절각도의 비교가 가능 하였으나, 상지 관절의 경우 iPi Mocap studio 프로그램의 Biomech Add-on의 관절각도의 정의 방식과 오차 보정 방법의 차이로 직접적인 비교가 불가능 하였다. 이에 대한 대안으로 골반의 중심점(엉덩관절의 중간점)을 지면에 투사(projection)한 위치를 원점으로 제 정의하여 두 절대좌표계를 일치 시켰다. X축의 방향은 T-pose의 왼쪽 손 방향이고, Z축 방향은 수직 상 방향으로 정의하였다. Y축은 X축과 Z축의 Cross product로 정의하였다. 이는 Kinect의 이미지 센서의 위치와 모션캡처 시스템을 동시에 캘리브레이션 할 수 있는 방법이 없는 상태에서 가능합리적인 방법이라고 판단하였다.

표 12 관절 각도의 표기

	Joint	Motion	Positive rotation(+)
UPPER	Shoulder	Flexion/Extension	Flexion
		Adduction/Abduction	Abduction
		Internal/External Rotation	Internal Rotation
	Elbow	Flexion/Extension	Flexion
		Flexion/Extension	Extension
		Radius/Ulnar deviation	Ulnar deviation
LOWER	Hip	Flexion/Extension	Flexion
		Adduction/Abduction	Adduction
		Internal/External Rotation	Internal Rotation
	Knee	Flexion/Extension	Flexion
		Plantarflexion/Dorsiflexion	Dorsiflexion
	Ankle	Inversion/Eversion	Inversion
		Internal/External Rotation	Internal Rotation

### 3) 변인 분석

모션캡처 장비를 사용한 마커의 3차원 정보 값은 다음의 모델과 계산법에 의해 인체 모델로 변환한 후 키넥트의 3차원 인체관절 값과 비교하였다. 3차원 좌표 값은 m 단위를 관절 각도는 도(Degree)를 사용하였다. 계산된 위치좌표와 관절각도는 지정된 움직임을 시작한 시점부터 움직임이 끝난 시점까지를 분석하였다.

#### (1) 모션캡처시스템 인체 모델 관절 위치 및 관절각도

본 연구에서 사용할 모델은 modified plug-in gait model marker set로 6 DOF (Degrees of Freedom) 분석하였다. 신체분절은 골반, 상체, 머리, 상완, 하완, 대퇴, 하퇴, 발로 구성하였으며, 팔꿈치, 손목, 무릎, 발목관절의 중심위치는 mid point 방식을 사용하여 관절중심 산출에 활용 하였다. 신체중심 산출에 앞서 각 분절의 중심위치  $x_i$ ,  $y_j$ ,  $z_k$ 을 구하는 공식은 다음과 같다



$$COM_i = P_i + (D_i - P_i)P_l/100$$

이 공식에서  $P_i$ 는  $i$ 번째 분절 근위단의 좌표,  $D_i$ 는  $i$ 번째 분절 원위단의 좌표,  $P_l$ 은 백분율로 제시된 근위단에서 분절 중심까지의 거리를 의미한다.

위의 방법으로 계산된 각 분절의 위치좌표를 아래 식에 대입하여 신체의 무게 중심을 계산한다.

$$COM_{wholebody} = [\sum_{i=1}^{15} (COM_i \cdot m_i)]/M$$

위 식에서  $cg_i$ 는  $i$ 번째 분절의 무게 중심 위치이고,  $m_i$ 는  $i$ 번째 분절의 질량,  $M$ 은 모든 분절 질량의 총합이다.

위의 공식에 의하여 산출된 신체중심 위치에 3차 스플라인 함수(cubic spline function)를 적용하여 시간에 대한 변위  $S(t)$ 을 산출한다.

## (2) 키넥트 3차원 인체 모델 관절 위치 및 관절각도

키넥트는 깊이이미지 정보를 통해 인체에 부착하는 마커 없이 3차원 인체 모델의 관절 좌표 값을 측정해준다. 이때 측정되는 인체관절좌표는 BVH 포맷의 25개 조인트로 표시된다. 이때 측정되는 25개 조인트는 실제 인체 관절과는 다소 다른 특징 점들로 정의되는데 구체적인 위치는 <그림 21>과 같다.

BVH 포맷의 파일 각 관절의 위치 좌표 값이 골반과 척추관절을 ROOT로 하여 계층으로 구성되어 있다. 무릎관절은 엉덩관절을 기준으로 6개의 좌표 변환 값과 오일러 앵글 값을 갖는다. 따라서 3차원좌표로 재구성하기 위해서는 로컬좌표로 정의되어 있는 값을 글로벌 좌표로 변환하여야 한다. 각 관절의 지역 좌표계의 3차원 위치 좌표 값을 글로벌 좌표로의 변환 값을 구하기 위하여 본 연구에서는 iPi Mocap studio Biomech add-on (iPi soft, Russia) 프로그램을 활용하였다. 본 프로그램으로 설정된 전역 좌

표계의 원점은 골반과 척추의 연결 점을 좌표의 원점으로 잡는 BVH 인체 모델의 ROOT를 바닥면에 정사영으로 투사시켜 재정의 하였다. 관절의 각도는 오일러 각도 시스템으로 계산되었고, 하지의 경우 국제 생체 역학회(International Society of Biomechanics)에서 권고된 방법을 활용(Wu, G., et al. 2002)하였으나, 상지의 경우 전완의 내전(pronation)과 외전(supination)이 팔꿈치와 어깨의 관절에도 영향을 미치는 보정방법을 사용한다.

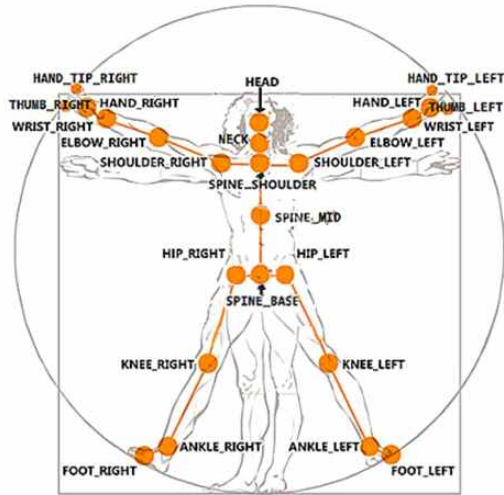


그림 21 Kinect(ver.2) 측정 25개 인체 관절

### (3) 정확도 측정

모션캡처에 의해 계산 한 인체 모델의 관절 3차원 좌표 값과 키넥트로 측정한 관절의 3차원 좌표 값은 다음의 식에 의해 정확도를 계산하였다.

#### 1) RMSE (Root Mean Square Error)

$$RMSE = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{j=1}^n (y_{mj} - \hat{y}_{kj})^2}$$

(m: 모션캡처 데이터, k: 키넥트 데이터, n: 데이터 수)

#### 2) ) R<sup>2</sup> (R-squared)

$$R^2 = 1 - \frac{SS_{Regression}}{SS_{Total}} = \frac{\sum (\hat{y}_i - \bar{y})^2}{\sum (y_i - \bar{y})^2}$$

## 5. 통계처리

본 연구의 목표인 Kinect 카메라를 활용하여 다양한 조건과 동작에서 획득한 데이터의 정확도를 분석하기 위해 3개의 가설을 통계적으로 검증하였다.

- 1) 키넥트로 측정된 무게중심(CoM)과 관절의 3차원 위치좌표와 모션캡처 장비로 측정된 무게중심(CoM)과 관절의 3차원 위치좌표 유의한 차이가 있을 것이다.
- 2) 키넥트로 측정된 인체관절 관절각도 값, 3차원 위치좌표 값과 모션캡처 장비로 측정된 인체관절 관절각도 값, 3차원 위치좌표 값은 유의한 차이가 있을 것이다.
- 3) 키넥트의 위치 조건(전방(KF), 우측전방(KM), 우측방(KS))에 따라 CoM과 관절각도, 관절의 3차원 위치좌표는 유의한 차이가 있을 것이다.

데이터의 통계처리는 SPSS (SPSS Inc., Chicago, IL, USA)와 MATLAB (MathWorks, USA)를 사용하였으며 세부적인 통계 기법과 계수는 다음과 같다.

- 1) 반복측정 1원 분산분석 (Repeated measure 1way ANOVA)
- 2) 회기분석 결정계수 (the coefficient of determination(R squared))

이때 통계적 유의수준은  $\alpha=.05$ 로 설정하였다.

## IV. 연 구 결 과

본 연구는 목적은 Kinect 카메라로 획득된 인체 움직임 데이터의 정확도와 에러의 특성을 분석하는 것이다. 이를 위해 체육활동과 일상생활 동작 12가지를 3가지 촬영 조건(KF, KM, KS)에서 측정하였고, 각 조건의 측정 데이터 정확도를 분석하였다. 이러한 결과를 바탕으로 키넥트를 운동역학 연구를 위한 모션캡처 도구, 또는 실시간 피드백을 제공할 수 있는 훈련 도구 사용할 수 있을지 확인하고자 한다. 또한 이러한 과정에서 얻게 되는 여러 노하우들은 차후 키넥트의 측정 정확도를 높이기 위한 사용자 가이드를 제공할 수 있으며, 키넥트 응용 프로그램을 개발에 참고할 수 있을 것이다.

이에 본 장에서는 3가지 위치 조건의 키넥트와 모션캡처로 획득된 인체의 무게중심의 3차원 위치 좌표와, 관절의 각도와 3차원 위치 좌표 값을 결과 값으로 제시 하였으며, 하지관절과 상지 관절을 구분하여 제시하였다. 무게 중심의 위치 결과로 제시된 변인은 모션캡처 데이터를 기준으로 위치 조건(KF, KM, KS)별로 평균제곱근오차(Root mean square error: RMSE)값을 제시하였고, 동작 별로 X축, Y축, X축 위치좌표의 시간영역 그래프를 제시하였다. 그리고 모션캡처와 데이터와 키넥트 데이터의 회기분석을 통해 R-squared값을 제시하였다. 또한 하지 6개 관절(엉덩관절, 무릎관절, 발목관절)과 상지 2개 관절(어깨관절, 팔꿈치 관절)의 관절 각도를 비교하였고, 마지막으로 상지 2개 관절의 3차원 위치 좌표 값을 비교 하였다.

### 1. 무게 중심(Center of Mass: CoM)의 위치 비교

#### 1) 조건 별 평균제곱근오차(Root Mean Square Error: RMSE)

본 결과에서는 세 가지 위치 조건의 키넥트와 모션캡처로 획득된 무게중심(CoM)의 변화 패턴에 따른 에러 값(RMSE: Root mean square error)을 분석하였다. 표 13은 모션캡처에서 획득된 무게중심을 기준으로 위치 별 키넥트 데이터의 X축 위치의 평균 제곱근 오차값이다. 위치 조건 별로 유의한 차이

가 있는 동작은 제자리 뛰기( $p=.025$ ), 스쿼트( $p=.001$ ), 런지( $p=.006$ ), 점프, 팔벌려뛰기( $p=.000$ ), 의자에 앉았다 서기( $p=.044$ ), 전두면 팔동작( $p=.004$ )이다. 모션캡처 데이터의 무게중심의 이동의 범위(Range of value motion capture data(MO))가 클수록 키넥트 데이터도 비교적 정확한 것으로 나타났다. 무게중심의 X축 움직임의 크기가 가장 컸던 테니스 스트로크 동작의 경우 모션캡처의 움직임과 3가지 위치 조건의 키넥트에서 RMSE값이 0.017m, 0.016m, 0.022로 비교적 정확하게 나타났다. X축에서의 모든 동작의 RMSE값의 평균은 KF에서 0.017m, KM에서 0.028, KS에서 0.033m 이었다.

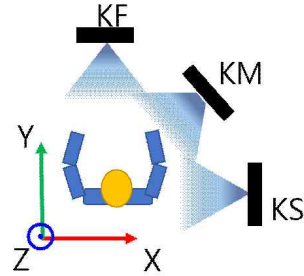


그림 22 좌표계 방향

표 14는 모션캡처에서 획득된 무게중심을 기준으로 위치 별 키넥트 데이터의 Y축 위치의 평균 제공근 오차값이다. 위치 조건 별로 유의한 차이가 있는 동작은 스쿼트( $p=.029$ ), 제자리 점프( $p=.043$ ), 팔벌려뛰기( $p=.037$ ), 시상면 팔동작( $p=.015$ )이다. 모션캡처 데이터의 무게중심의 이동의 범위(Range of value motion capture data(MO)) 클수록 키넥트 데이터도 비교적 정확한 것으로 나타났다. 무게중심의 Y축 움직임의 크기가 가장 컸던 걷기 동작의 경우 모션캡처의 움직임과 3가지 위치 조건의 키넥트에서 RMSE값이 0.016m, 0.028m, 0.023으로 비교적 정확하게 나타났다. Y축에서의 모든 동작의 RMSE값의 평균은 KF에서 0.017m, KM에서 0.020, KS에서 0.026m 이었다.

표 15는 모션캡처에서 획득된 무게중심을 기준으로 위치 별 키넥트 데이터의 Z축 위치의 평균 제공근 오차값이다. 위치 조건 별로 유의한 차이가 있는 동작은 스쿼트( $p=.041$ ), 골프 퍼팅 동작( $p=.016$ )이다. 모션캡처 데이터의 무게중심의 이동의 범위(Range of value motion capture data(MO)) 무게중심의 움직임 범위가 클수록 비교적 정확한 것으로 나타났다. 무게중심의 Z축 움직임의 크기가 컸던 점프동작이 모션캡처의 움직임과 3가지 위치 조건의 키넥트에서 RMSE값이 0.031m, 0.035m, 0.037로 전체 움직임 범위에 비해 비교적 정확하게 나타났다. Z축에서의 모든 동작의 RMSE값의 평균은 KF에서 0.028m, KM에서 0.027, KS에서 0.029m 이었다.

표 13. Mean RMSE of full body CoM position in X axis

Movement	KF vs MO	KM vs MO	KS vs MO	p-value	Post hoc	Range of value MO	RMSE/Range of value (%)		
	Mean±StDev	Mean±StDev	Mean±StDev				KF	KM	KS
Waking in place	0.010±0.006	0.011±0.006	0.013±0.005	0.456		0.085	12%	13%	15%
Running in place	0.009±0.004	0.011±0.005	0.016±0.008	0.025*	KF<KM	0.074	12%	15%	22%
Gait	0.057±0.039	0.097±0.060	0.104±0.054	0.154		0.187	30%	52%	56%
Squat	0.007±0.003	0.010±0.004	0.017±0.004	0.001**	KF,KM<KS	0.016	44%	63%	106%
Lunge	0.025±0.020	0.037±0.020	0.053±0.028	0.006*	KF,KM<KS	0.253	10%	15%	21%
Jumps	0.007±0.006	0.010±0.005	0.023±0.009	0.000**	KF,KM<KS	0.045	16%	22%	51%
Jumping Jack	0.007±0.006	0.010±0.005	0.023±0.009	0.000**	KF,KM<KS	0.106	7%	9%	22%
Putting	0.021±0.010	0.019±0.008	0.023±0.009	0.433		0.186	11%	10%	12%
Tennis	0.017±0.008	0.016±0.006	0.022±0.011	0.220		0.340	5%	5%	6%
Stand-Sit-Stand	0.029±0.015	0.098±0.035	0.084±0.071	0.044*	KF<KM	0.151	19%	65%	56%
Arm motion in frontal Plane	0.004±0.002	0.010±0.007	0.015±0.007	0.004*	KF<KM,KS	0.006	67%	167%	250%
Arm motion in sagittal Plane	0.005±0.003	0.007±0.004	0.007±0.003	0.149		0.013	38%	54%	54%

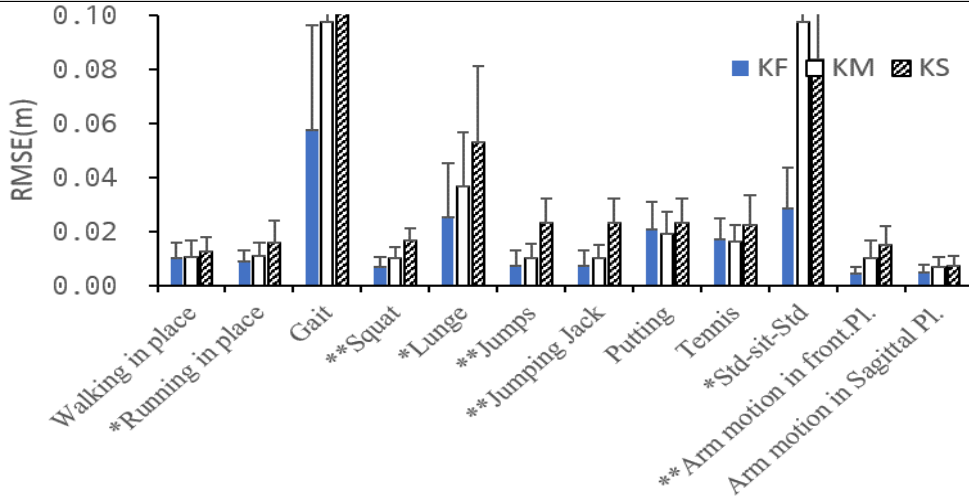


그림 23 Mean RMSE of full body CoM position in X axis

표 14. Mean RMSE of full body CoM position in Y axis

Movement	KF vs MO	KM vs MO	KS vs MO	p-value	Post hoc	Range of value MO	RMSE/Range of value (%)		
	Mean±StDev	Mean±StDev	Mean±StDev				KF	KM	KS
Waking in place	0.015±0.010	0.018±0.011	0.020±0.009	0.128		0.082	18%	22%	24%
Running in place	0.017±0.010	0.019±0.012	0.026±0.017	0.063		0.122	14%	16%	21%
Gait	0.016±0.007	0.028±0.013	0.023±0.020	0.154		1.881	1%	1%	1%
Squat	0.018±0.011	0.018±0.011	0.031±0.015	0.029*	KF,KM<KS	0.039	46%	46%	79%
Lunge	0.016±0.011	0.021±0.012	0.025±0.013	0.061		0.406	4%	5%	6%
Jumps	0.016±0.015	0.019±0.014	0.027±0.020	0.043*	KF<KS	0.125	13%	15%	22%
Jumping Jack	0.017±0.015	0.019±0.014	0.027±0.020	0.037*	KF<KS	0.127	13%	15%	21%
Putting	0.015±0.009	0.016±0.006	0.020±0.008	0.316		0.161	9%	10%	12%
Tennis	0.016±0.008	0.021±0.014	0.032±0.024	0.082		0.239	7%	9%	13%
Stand-Sit-Stand	0.023±0.011	0.024±0.007	0.031±0.018	0.245		0.870	3%	3%	4%
Arm motion in frontal Plane	0.016±0.015	0.016±0.016	0.021±0.012	0.220		0.018	89%	89%	117%
Arm motion in sagittal Plane	0.019±0.012	0.020±0.013	0.028±0.012	0.015*	KF,KM<KS	0.025	76%	80%	112%

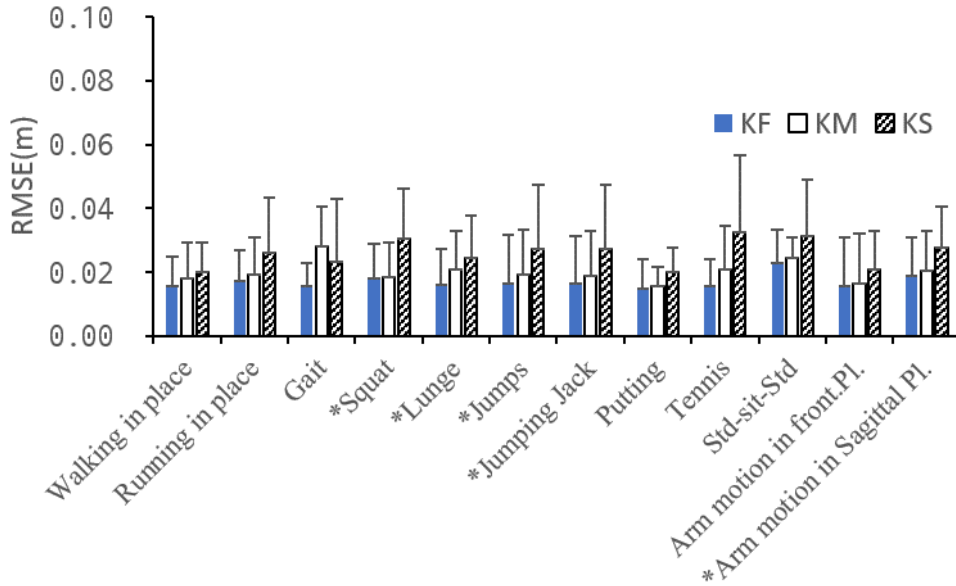


그림 24 Mean RMSE of full body CoM position in Y axis

표 15. Mean RMSE of full body CoM position in Z axis

Movement	KF vs MO	KM vs MO	KS vs MO	p-value	Post hoc	Range of value MO	RMSE/Range of value (%)		
	Mean±StDev	Mean±StDev	Mean±StDev				KF	KM	KS
Waking in place	0.023±0.021	0.020±0.016	0.021±0.018	0.330		0.047	49%	43%	45%
Running in place	0.025±0.014	0.026±0.010	0.025±0.011	0.660		0.077	32%	34%	32%
Gait	0.026±0.020	0.024±0.019	0.025±0.023	0.537		0.043	60%	56%	58%
Squat	0.037±0.008	0.038±0.004	0.041±0.007	0.041*	KM<KS	0.226	16%	17%	18%
Lunge	0.021±0.012	0.021±0.011	0.022±0.007	0.914		0.262	8%	8%	8%
Jumps	0.031±0.011	0.034±0.011	0.037±0.014	0.435		0.542	6%	6%	7%
Jumping Jack	0.038±0.014	0.035±0.012	0.041±0.018	0.408		0.090	42%	39%	46%
Putting	0.027±0.020	0.018±0.017	0.019±0.019	0.016*	KF, KM<KS	0.058	47%	31%	33%
Tennis	0.027±0.019	0.024±0.017	0.024±0.018	0.149		0.058	47%	41%	41%
Stand-Sit-Stand	0.037±0.045	0.040±0.045	0.041±0.044	0.346		0.405	9%	10%	10%
Arm motion in frontal Plane	0.026±0.020	0.021±0.018	0.028±0.027	0.586		0.042	62%	50%	67%
Arm motion in sagittal Plane	0.022±0.019	0.020±0.017	0.020±0.013	0.653		0.036	61%	56%	56%

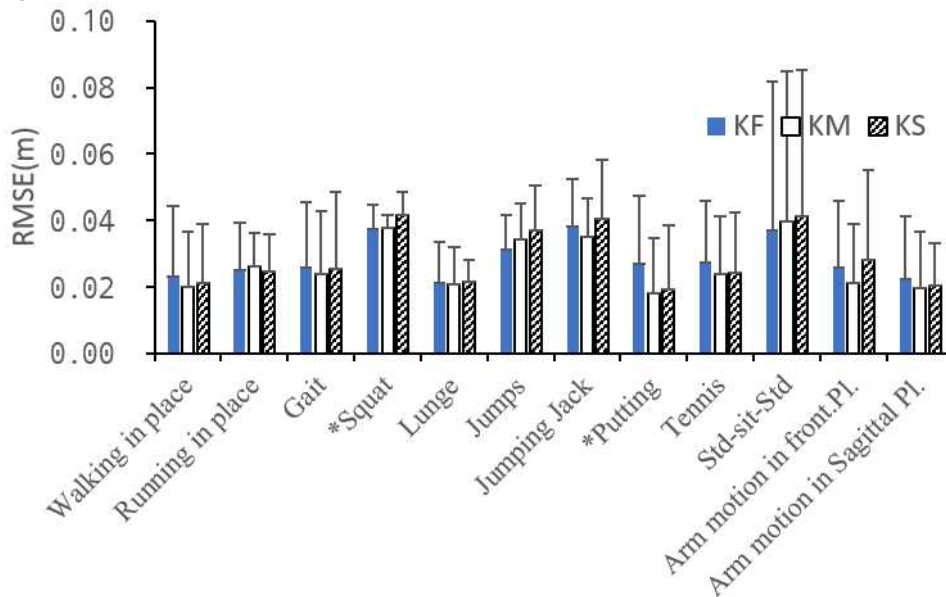


그림 25 Mean RMSE of full body CoM position in Z axis



표 13, 14, 15의 결과를 종합 하여 살펴보면 모든 동작에서 Y축(T-pose 시 전방 방향)의 RMSE값이 비교적 정확하고 고르게 나타났다. 특히나 위치의 이동 폭이 큰 보행동작의 경우 약 0.01m의 오차값을 갖는 것으로 나타나 실제 움직인 거리 대비하여 1퍼센트의 오차율을 갖는 것으로 나타났다. X축의 경우 일부 동작의 경우 RMSE값이 Y와 Z축 방향에 비해 작은 경우(제자리 걷기, 제자리 뛰기, 팔벌려뛰기)가 있는 반면, 걷기와 의자에 앉았다 서기 동작에서는 매우 큰 오차가 발생하였다. Z축의 방향의 경우 전체적으로 오차가 크게 나타났다. 모션캡처 데이터 기준의 무게중심의 이동 범위를 기준으로 한 오차의 비율도 대부분 매우 크게 나타났다.

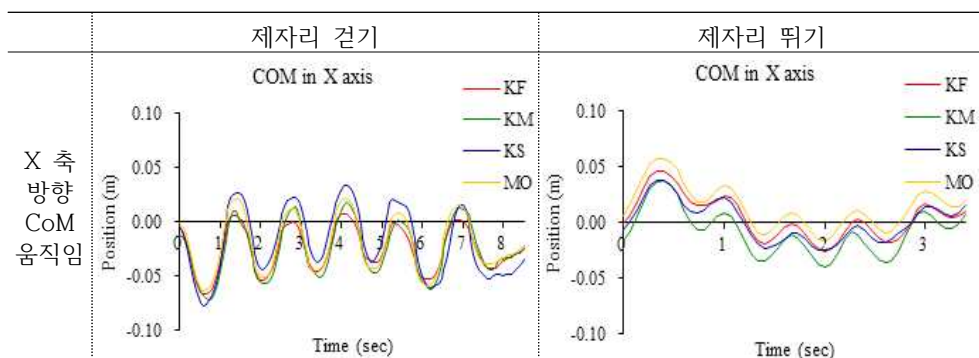
위의 결과를 종합하여 동작 별로 살펴보면 스쿼트 동작, 골프 퍼팅 동작이 키넥트 위치 조건에 따라 유의한 차이가 있었으며, 제자리 걷기, 걷기, 테니스 동작의 동작에서는 위치 조건에 따라 유의한 차이가 없는 것으로 나타났다.

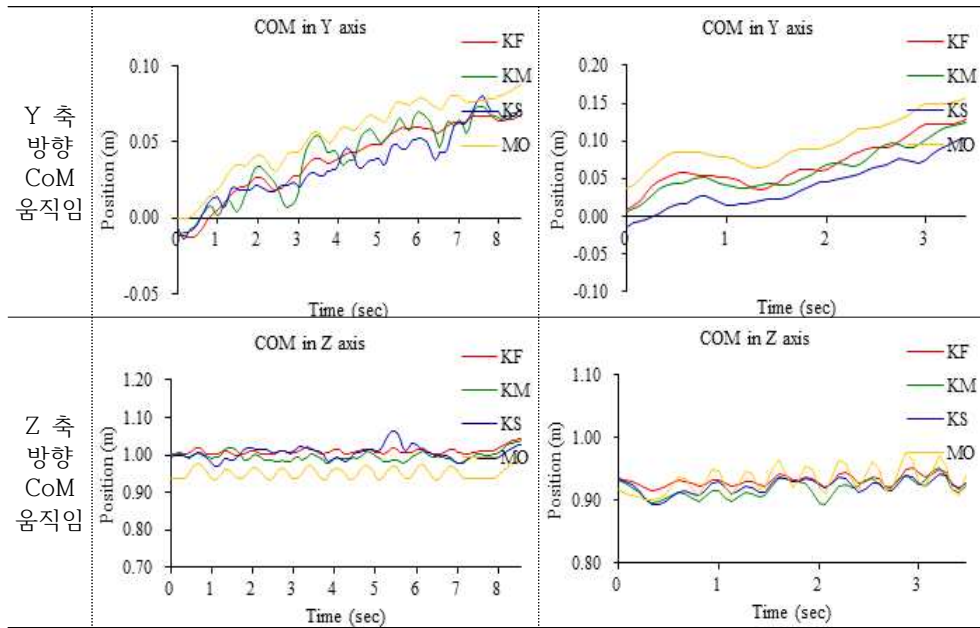
## 2) 위치 조건 별 무게 중심 변화 패턴

본 결과에서는 동작 시간에 따른 무게 중심의 이동 특성을 카메라 위치 조건 별로 비교할 수 있도록 결과 값을 제시하였다. 제시된 그래프는 각 동작 별로 한명의 데이터는 추출하여 제시하였다. 제시된 값은 최초 T-pose 자세에서 팔을 내릴 때부터 시작하여 다시 T-pose로 되돌아간 시점까지 제시하였다. 제시된 그래프 순서는 체육활동 동작 중 이동동작인 제자리 걷기, 제자리 뛰기, 걷기, 비이동 동작인 스쿼트, 런지, 제자리 점프, 팔벌려뛰기, 스포츠 관련 동작인 테니스 스트로크, 골프 퍼팅, 그리고 일상 생활 동작인 의자에 앉았다 서기, 시상면 팔동작, 전두면 팔동작 순서로 제시하였다.

제자리 걷기 동작(표 16 좌측)은 모션캡처 데이터 기준 CoM의 움직임의 범위는 각각 X축 0.09 m, Y축 0.08 m, Z축 0.05 m이다. 위치 조건(KF, KM, KS)에 따라 유의한 차이는 없었다. 제자리 뛰기 동작(표 16 우측)은 모션캡처 데이터 기준 CoM의 움직임의 범위는 각각 X축 0.07 m, Y축 0.12 m, Z축 0.08 m이다. 위치 조건(KF, KM, KS)에 따라 X에서 유의한 차이 있었으며, Y축, Z축에서는 유의한 차이가 없었다. 사후검증 결과 KF 조건이 KM에 비해 유의하게 작았다(표 13). 두 동작 모두 CoM의 움직임 결정계수(R-squared)는 X축, Y축의 KF 조건에서 대부분 0.959이상으로 높았고, Z축의 경우 0.8이하로 비교적 낮게 나타났다(표 16).

표 16 제자리 걷기와 제자리 뛰기 동작 시 무게중심 비교



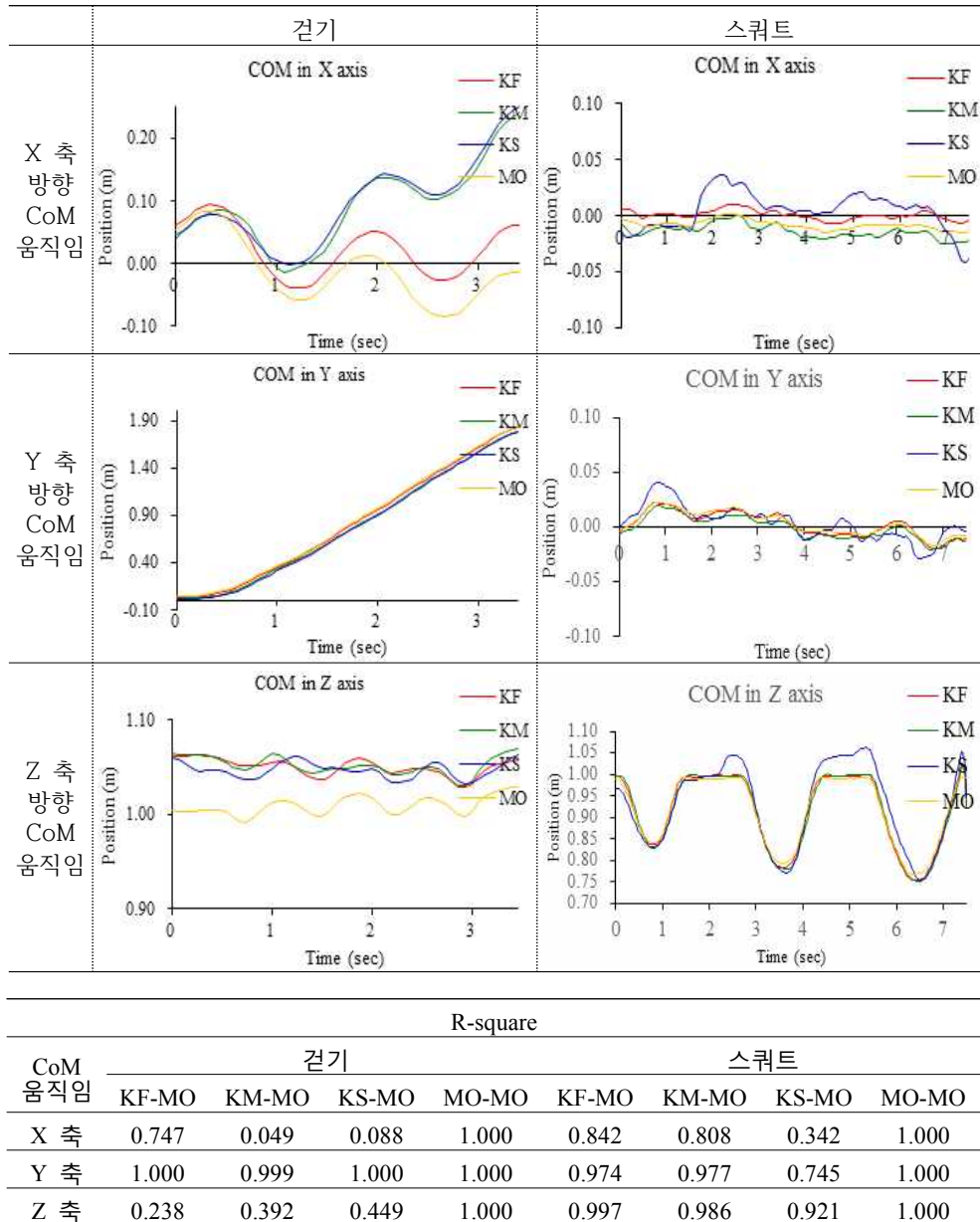


R-square								
CoM 움직임	제자리 걷기				제자리 뛰기			
	KF-MO	KM-MO	KS-MO	MO-MO	KF-MO	KM-MO	KS-MO	MO-MO
X 축	0.973	0.943	0.852	1.000	0.983	0.971	0.957	1.000
Y 축	0.992	0.906	0.903	1.000	0.999	0.959	0.942	1.000
Z 축	0.721	0.058	0.084	1.000	0.682	0.444	0.604	1.000

걷기 동작(표 17 좌측)은 모션캡처 데이터 기준 CoM의 움직임의 범위는 각각 X축 0.19 m, Y축 1.88 m, Z축 0.04 m이다. 위치 조건(KF, KM, KS)에 따라 유의한 차이는 없었다. 스쿼트 동작(표 17 우측)은 모션캡처 데이터 기준 CoM의 움직임의 크기는 각각 X축 0.02 m, Y축 0.04 m, Z축 0.23 m이다. 위치 조건(KF, KM, KS)에 따라 X축, Y축, Z축 모두에서 유의한 차이 있었다. X축과 Y축 모두 사후검증결과 KF와 KM조건이 KS에 비해 유의하게 작았다(표 13). Z축에서는 사후검증결과 KM조건이 KS에 비해 유의하게 작았다. (표. 13) 두 동작 모두 CoM의 움직임 결정계수(R-squared)는 Y축의 KF, KM 조건에서 대부분 0.95이상으로 높았고, Z축의 경우 걷기는 0.23으로 매우 낮게, 스쿼트는 0.98로 매우 높게 나타났다. 키넥트 데이터는 바닥면을 정의할 때 depth 정보 값을 기

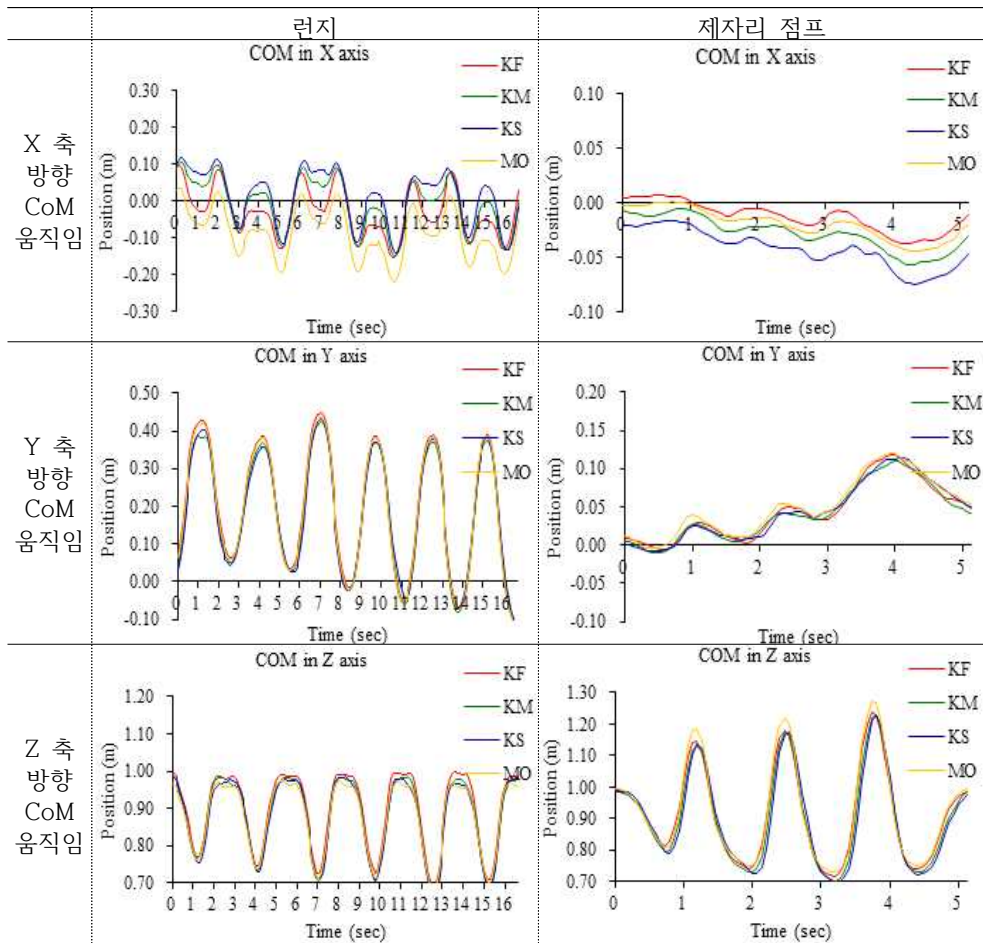
준으로 바닥을 재정의 하게 된다. 걷기 동작은 T-pose자세를 취할 때 다른 동작의 시작위치 보다 더 멀리서 시작하기 때문에 바닥면 높이 설정이 다른 동작에 비해 비교적 큰 에러값을 갖는 것으로 보인다(표 17).

표 17 걷기와 스쿼트 동작 시 무게중심 비교



런지 동작(표 18 좌측)은 모션캡처 데이터 기준 CoM의 움직임의 범위는 각각 X축 0.25 m, Y축 0.41 m, Z축 0.26 m이다. 위치 조건(KF, KM, KS)에 따라 X축에서 유의한 차이가 있었다. 사후검증결과 KF와 KM조건이 KS에 비해 유의하게 작았다.(표 13) 제자리 점프 동작(표 18 우측)은 모션캡처 데이터 기준 CoM의 움직임의 크기는 각각 X축 0.05 m, Y축 0.23 m, Z축 0.54 m이다. 위치 조건(KF, KM, KS)에 따라 X축, Y축에서 유의한 차이가 있었다. X축과 Y축 모두 사후검증결과 KF와 KM조건이 KS에 비해 유의하게 작았다(표 14). 두 동작 모두 CoM의 움직임 결정계수(R-squared)는 X, Y축, Z축 모두 KF, KM조건에서 0.965이상으로 높게 나타났다(표 18).

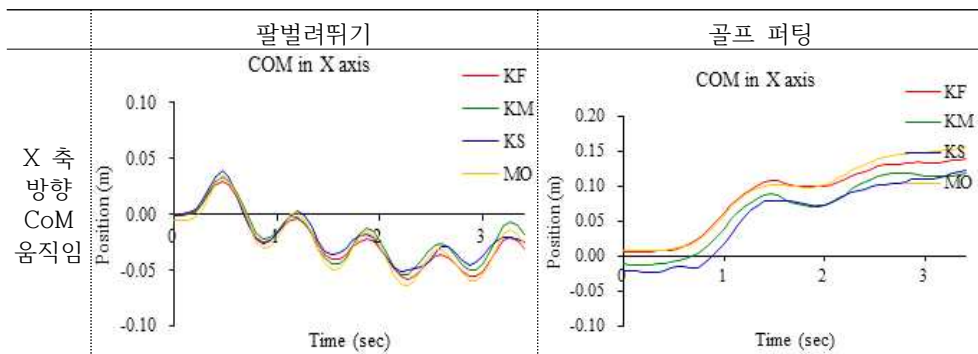
표 18 런지와 제자리 점프 동작 시 무게중심 비교

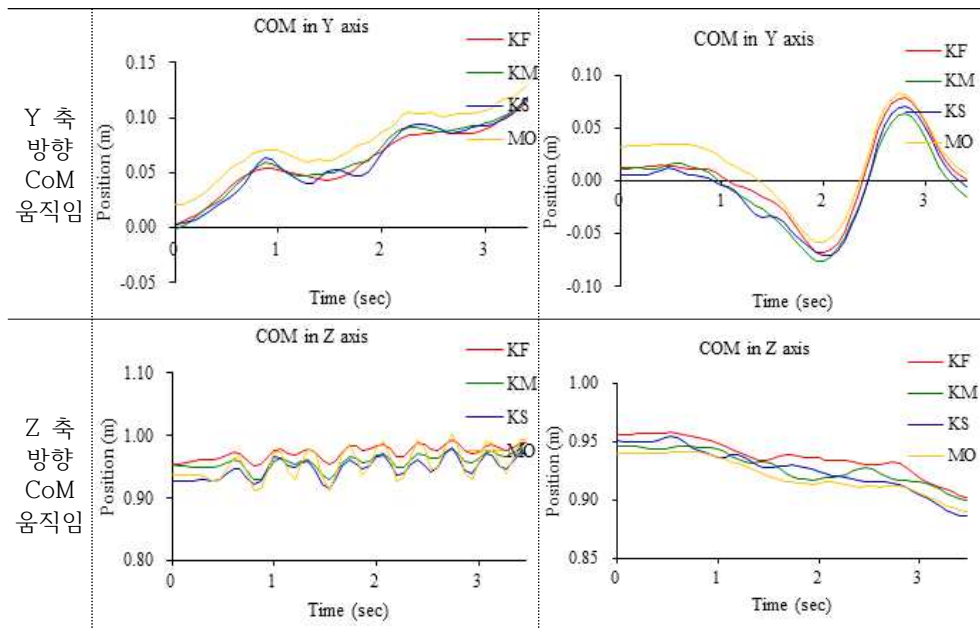


CoM 움직임	R-square							
	런지				제자리 점프			
	KF-MO	KM-MO	KS-MO	MO-MO	KF-MO	KM-MO	KS-MO	MO-MO
X 축	0.965	0.927	0.840	1.000	0.975	0.979	0.965	1.000
Y 축	0.999	0.996	0.991	1.000	0.988	0.992	0.980	1.000
Z 축	0.995	0.992	0.977	1.000	0.994	0.981	0.933	1.000

팔벌려뛰기 동작(표 19 좌측)은 모션캡처 데이터 기준 CoM의 움직임의 범위는 각각 X축 0.11 m, Y축 0.13 m, Z축 0.09 m이다. 위치 조건(KF, KM, KS)에 따라 X축, Y축에서 유의한 차이 있었다. X축에서 사후검증결과 KF와 KM조건이 KS에 비해 유의하게 작았다. Y축에서는 사후검증결과 KF가 KS에 비해 유의하게 작았다.(표 14). 골프퍼팅 동작(표 19 우측)은 모션캡처 데이터 기준 CoM의 움직임의 크기는 각각 X축 0.19 m, Y축 0.16 m, Z축 0.06 m이다. 위치 조건(KF, KM, KS)에 따라 Z축 에서 유의한 차이 있었다. Z축에서 사후검증결과 KF, KM조건이 KS에 비해 유의하게 작았다. (표. 15) 두 동작 모두 CoM의 움직임의 결정계수(R-squared)는 X,축, Y축의 KF, KM조건에서 0.98이상으로 높게 나타났다. 팔벌려뛰기의 Z축의 경우 0.79이하로 다른 조건과 비교하여 다소 결정계수가 낮게 나타났다. 골프 퍼팅의 경우 다른 동작과는 다르게 KM조건에서의 결정계수가 KF의 결정계수보다 더 크게 나타났다(표 19).

표 19 팔벌려뛰기와 골프퍼팅 동작 시 무게중심 비교



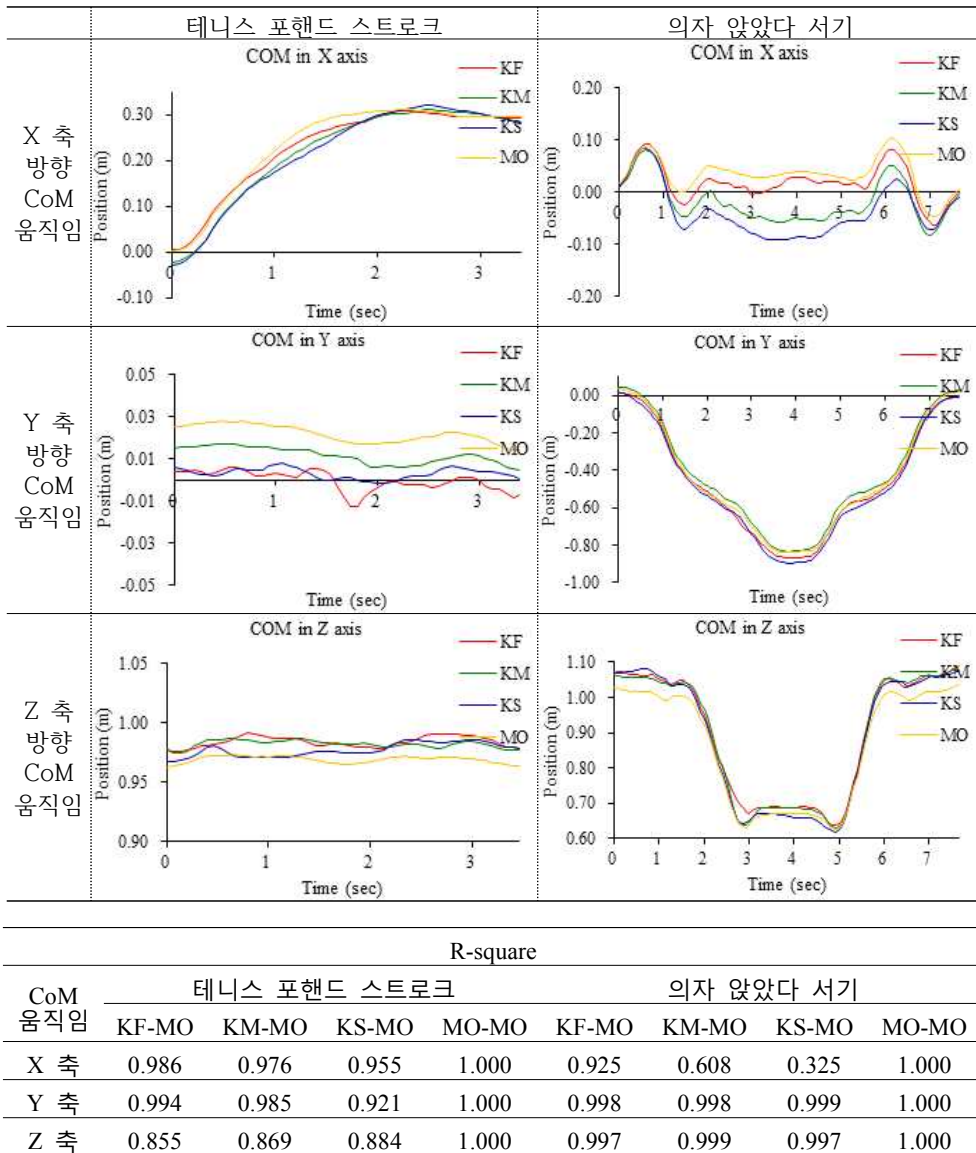


R-square								
CoM 움직임	팔벌려뛰기				골프 퍼팅			
	KF-MO	KM-MO	KS-MO	MO-MO	KF-MO	KM-MO	KS-MO	MO-MO
X 축	0.977	0.982	0.959	1.000	0.986	0.991	0.992	1.000
Y 축	0.997	0.992	0.982	1.000	0.982	0.990	0.976	1.000
Z 축	0.750	0.713	0.792	1.000	0.955	0.929	0.974	1.000

테니스 스트로크 동작(표 20 좌측)은 모션캡처 데이터 기준 CoM의 움직임의 범위는 각각 X축 0.34 m, Y축 0.24 m, Z축 0.06 m이다. 위치 조건(KF, KM, KS)에 따라 유의한 차이는 없었다. 의자에 앉았다 서기 동작(표 20 우측)은 모션캡처 데이터 기준 CoM의 움직임의 범위는 각각 X축 0.15 m, Y축 0.87 m, Z축 0.41 m이다. 위치 조건(KF, KM, KS)에 따라 X에서만 유의한 차이가 있었다. 사후검증 결과 KF조건이 KM에 비해 유의하게 작았다(표 13). 두 동작 모두 CoM의 움직임의 결정계수(R-squared)는 X축, Y축의 KF조건에서 0.925이상으로 높게 나타났다. 의자에 앉았다 서기 동작의 경우 KS조건에서 X축 방향의 결정계수가 0.325로 매우 낮게 나타났다(표 20).



표 20 테니스스트로크와 의자 앉았다 서기 동작 시 무게중심 비교

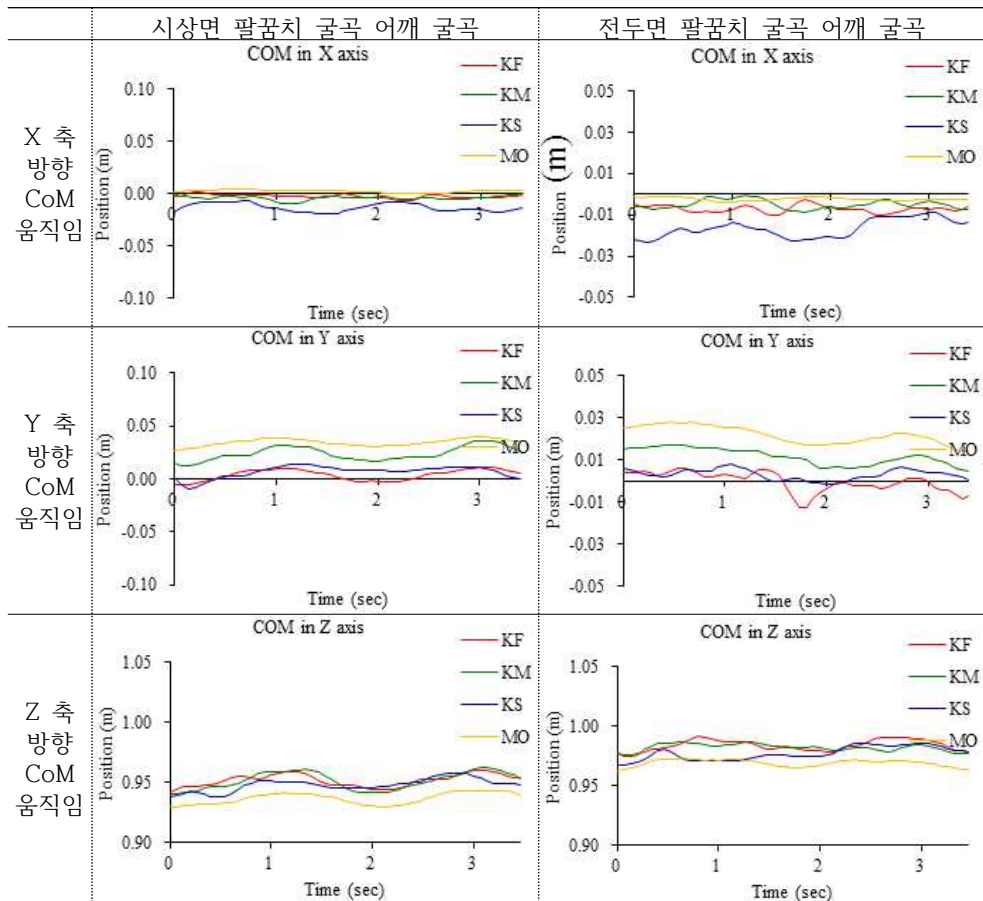


시상면 팔동작(표 21 좌측)은 모션캡처 데이터 기준 CoM의 움직임의 범위는 각각 X축 0.01 m, Y축 0.02 m, Z축 0.04 m이다. 위치 조건(KF, KM, KS)에 따라 X축에서만 유의한 차이가 있었다. 전두면 팔동작(표 21 우측)은 모션캡처 데이터 기준 CoM의 움직임의 범위는 각각 X축 0.01 m, Y축 0.03 m, Z축 0.04



m이다. 위치 조건(KF, KM, KS)에 따라 X에서만 유의한 차이 있었다. Z축에서 사후검증결과 KF조건이 KM, KS 조건에 비해 유의하게 작았다. (표. 13, 15) 두 동작 모두 CoM의 움직임의 결정계수(R-squared)는 X축, Y축의 KF조건에서 0.925이상으로 높게 나타났다. 의자에 앉았다 서기 동작의 경우 KS조건에서 X축 방향의 결정계수가 0.325로 매우 낮게 나타났다. 이와 같은 결과는 키넥트 데이터의 에러 특성 때문이다. CoM의 움직임 범위가 크지 않았기 때문에 기본 에러값이 전체의 경향에 큰 영향을 미친 것이다. 따라서 R-squared값이 작게 나타난 것으로 보인다(표 21).

표 21 시상면 팔동작과 전두면 팔동작 시 무게중심 비교



CoM 움직임	R-square							
	시상면 팔꿈치 굴곡 어깨 굴곡				전두면 팔꿈치 굴곡 어깨 굴곡			
	KF-MO	KM-MO	KS-MO	MO-MO	KF-MO	KM-MO	KS-MO	MO-MO
X 축	0.391	0.266	0.033	1.000	0.173	0.014	0.264	1.000
Y 축	0.920	0.722	0.468	1.000	0.811	0.923	0.423	1.000
Z 축	0.879	0.918	0.648	1.000	0.937	0.890	0.565	1.000

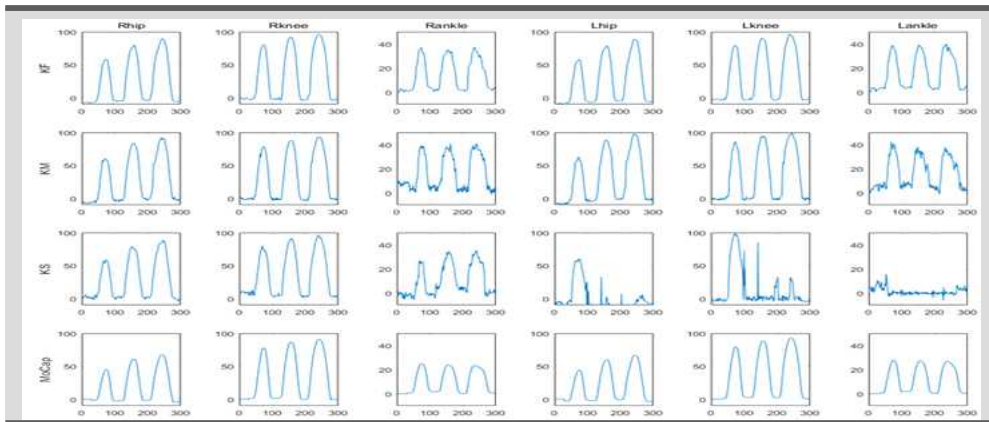
동작 시간에 따른 무게 중심의 이동 특성 데이터 결과를 종합하면 다음과 같다. 첫째, 키넥트 데이터는 구조적인 에러값을 가지고 있다. 이러한 에러값은 동작의 크기 유무와는 관계가 없는 구조적 에러(systematic error)이다. 따라서 움직임 범위가 커질수록 에러가 전체 수치에 미치는 영향을 작아지는 것으로 나타났다. 예를 들면, KF조건에서 전두면 팔동작과 걷기 동작의 경우 RMSE값이 각각 0.022와 0.026으로 나타났다. 즉, 신호 값과 노이즈의 비율이 동작이 커질수록 작아지는 것이다. 이는 작은 동작을 측정하기 보다는 사지의 큰 움직임을 측정하는 경우 비교적 정확한 데이터를 확보할 수 있다는 의미이다.

## 2. 관절각도 변화 패턴 비교

관절각도의 변화 경향을 분석하고자 한다. 분석된 관절은 오른쪽 엉덩관절(Rhip), 오른쪽 무릎관절(Rknee), 오른쪽 발목관절(Rankle), 왼쪽 엉덩관절(Lhip), 왼쪽 무릎관절(Lknee), 왼쪽 발목관절(Lankle)이다. 측정 데이터의 타입은 정면키넥트(KF), 우측전방 키넥트(KM), 측면 키넥트(KS), 모션캡처시스템(Mocap)이다.

표 22는 스쿼트 동작 시 하지 관절각 그래프이다. 아래 표는 키넥트 데이터와 모션캡처 데이터의 R-squared값과 RMSE값이다. 오른쪽 무릎 R-squared값의 경우 0.998이고, 다른 관절의 값도 0.9이상으로 두 변인간의 설명력이 매우 높음을 알 수 있다. 또한 RMSE값은 엉덩관절의 경우 오른쪽 약 11~13도, 왼쪽 약 10~40, 무릎관절의 경우 오른쪽 약 3~5도, 왼쪽 약 5~40도, 발목의 경우 오른쪽 약 6~8도, 왼쪽 6~15도 로 나타났다. KS

표 22 스쿼트 동작 시 하지 관절각 비교



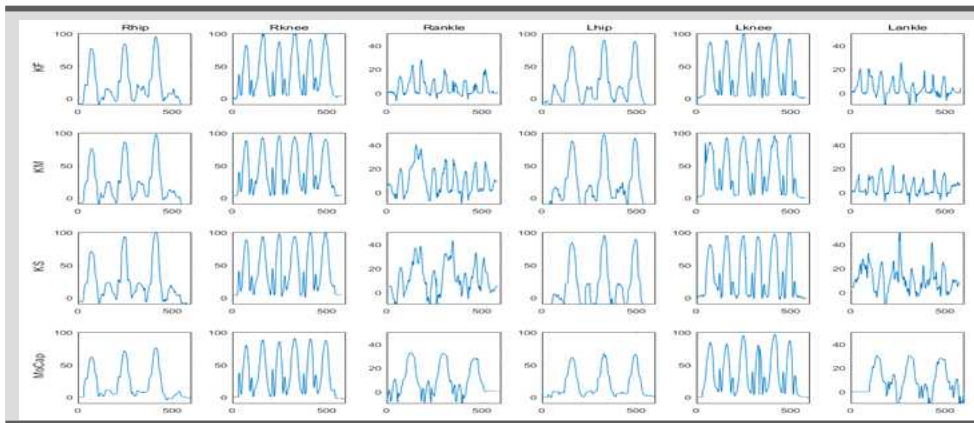
RMSE and Rsquare value of between Kinect position and Mocap

	RMSE						R-squared					
	Rhip	Rknee	Rankle	Lhip	Lknee	Lankle	Rhip	Rknee	Rankle	Lhip	Lknee	Lankle
KF vs MO	10.57	4.15	5.84	10.80	5.67	6.07	0.90	0.98	0.80	0.89	0.97	0.81
KM vs MO	12.61	2.69	8.34	15.15	4.94	6.38	0.86	0.99	0.65	0.82	0.98	0.75
KS vs MO	10.88	4.98	5.78	40.27	41.52	15.18	0.87	0.97	0.79	0.00	0.00	0.00

조건의 왼발 관절은 오른발에 가려지기 때문에 관절각 데이터의 에러가 매우 컸음을 알 수 있다. 엉덩관절의 경우 그림20과 같이 몸통과 대퇴의 겹쳐짐에 따라 관절이 엉덩이 쪽으로 이동하는 현상을 볼 수 있었다.

표 23은 런지 동작 시 하지 관절각 그래프이다. 아래 표는 키넥트 데이터와 모션캡처 데이터의 R-squared값과 RMSE값이다. R-squared값의 경우 왼쪽 엉덩관절과 발목관절을 제외하고 0.9이상이다. 또한 RMSE값은 엉덩관절의 경우 오른쪽 약 9~11도, 왼쪽 약 10~15, 무릎관절의 경우 오른쪽 약 7~9도, 왼쪽 약 6~11도, 발목의 경우 오른쪽 약 14~16도, 왼쪽 13~18도 로 나타났다. 런지의 경우 양발이 엇갈리는 동작이기 때문에 KS 조건도 스쿼트 동작과는 다르게 왼발의 정확도가 유지될 수 있었다.

표 23 런지 동작 시 하지 관절각 비교

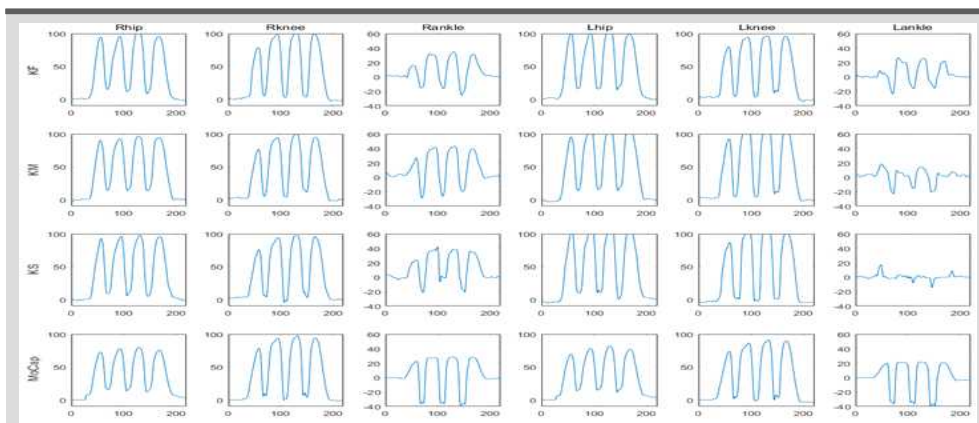


RMSE and Rsquare value of between Kinect position and Mocap

	RMSE						R-squared					
	Rhip	Rknee	Rankle	Lhip	Lknee	Lankle	Rhip	Rknee	Rankle	Lhip	Lknee	Lankle
KF vs MO	8.630	8.249	14.394	10.468	6.024	14.818	0.909	0.941	0.000	0.870	0.967	0.000
KM vs MO	9.708	7.112	15.459	13.077	10.072	13.231	0.888	0.950	0.000	0.834	0.910	0.000
KS vs MO	10.790	9.250	15.939	15.430	10.979	17.914	0.862	0.920	0.000	0.786	0.904	0.000

표 24는 점프 동작 시 하지 관절각 그래프이다. R-squared값의 경우 왼쪽 발목관절을 제외하고 0.8이상이다. 또한 RMSE값은 엉덩관절의 경우 오른쪽 약 10~12도, 왼쪽 약 14~17, 무릎관절의 경우 오른쪽 약 3~6도, 왼쪽 약 7~12도, 발목의 경우 오른쪽 약 8~11도, 왼쪽 10~16도로 나타났다. 점프 동작 시 KS조건에서 다리가 보이는 경우에도 왼쪽 무릎의 RMSE값 크지 않게 분석된 경우도 있는 것으로 나타났다.

표 24 점프 동작 시 하지 관절각 비교



RMSE and Rsquare value of between Kinect position and Mocap

	RMSE						R-squared					
	Rhip	Rknee	Rankle	Lhip	Lknee	Lankle	Rhip	Rknee	Rankle	Lhip	Lknee	Lankle
KF vs MO	11.536	6.175	8.284	13.701	7.307	9.655	0.909	0.976	0.684	0.879	0.963	0.279
KM vs MO	10.170	3.678	8.884	16.012	12.365	11.246	0.924	0.990	0.782	0.853	0.917	0.000
KS vs MO	10.203	3.137	11.139	17.447	12.302	16.374	0.926	0.993	0.570	0.840	0.922	0.000

표 25는 앉았다 일어서기 동작 시 하지 관절각 그래프이다. 아래 표는 키넥트 데이터와 모션캡처 데이터의 R-squared값과 RMSE값이다. 앉았다 일어서기 동작의 경우 엉덩관절의 R-squared값이 무릎의 경우보다 작게 나타났다. 또한 엉덩관절의 RMSE값의 경우 오른쪽 약 28~29도, 왼쪽 약 29~21도로 다른 동작들에 비해 무릎관절(오른쪽 약 11~14도, 왼쪽 약 9~13도)과의 RMES값 차이가 크게 나타났다. 이러한 원인은 엉덩관절의 굴곡 시 몸통과

대퇴의 겹침 현상 때문에 나타나는 골반의 오차 때문에 엉덩관절의 굴곡각도가 더욱 크게 나타나기 때문이다. 그림 26과 같이 동일한 실험참자간의 데이터를 비교해 볼 때 키넥트 데이터는 골반이 수직으로 서있는 것으로 보이고, 모캡 데이터는 뒤쪽으로 다소 누워 있는 것으로 보인다. 골반과 대퇴관절의 각도차인 엉덩관절 굴곡각도는 모션캡처 데이터에서 더 작게 나타나게 된다. 다른 동작들에 비해 약 10도 정도 RMSE값이 더 크다.

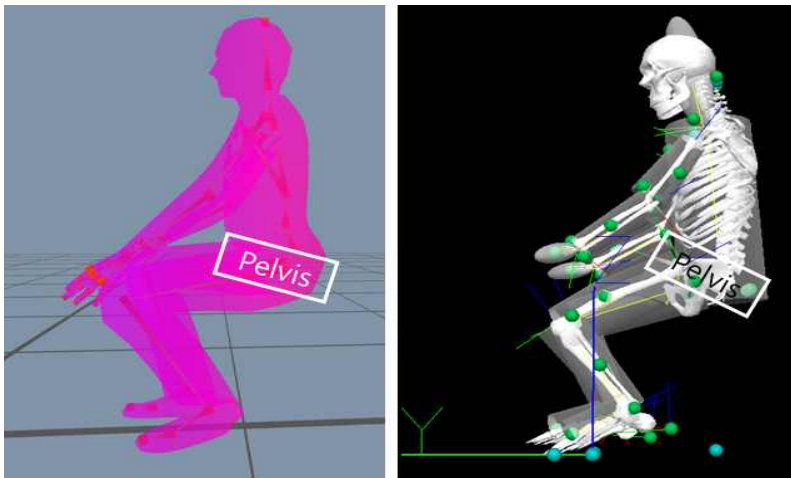
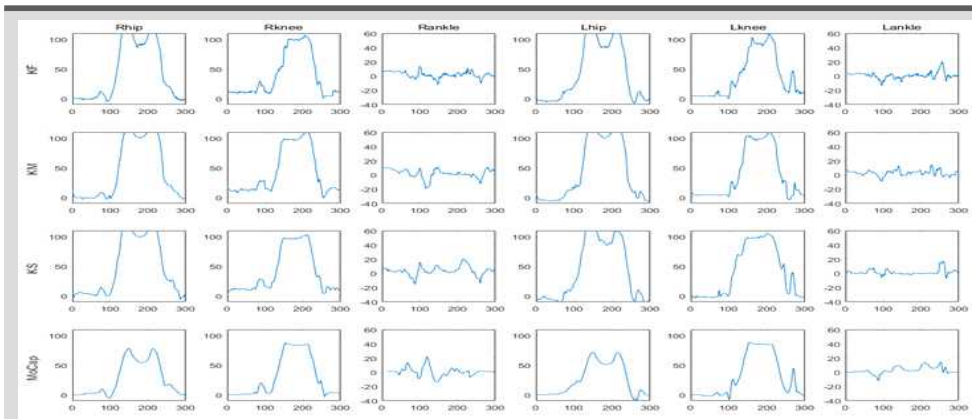


그림 26 앉기 동작 시 골반 기울기 차이

표 25 앉았다 일어서기 동작 시 하지 관절각 비교

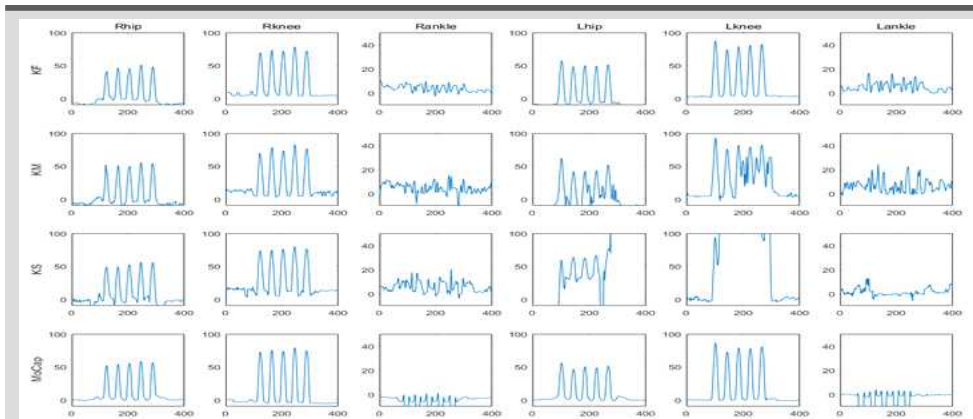


RMSE and Rsquare value of between Kinect position and Mocap

	RMSE						R-squared					
	Rhip	Rknee	Rankle	Lhip	Lknee	Lankle	Rhip	Rknee	Rankle	Lhip	Lknee	La
KF vs MO	27.359	10.564	6.936	29.524	8.982	5.984	0.703	0.916	0.000	0.649	0.938	0.000
KM vs MO	27.272	13.898	10.495	31.862	12.895	4.828	0.701	0.864	0.000	0.631	0.902	0.000
KS vs MO	28.691	11.239	9.866	29.294	15.294	5.693	0.656	0.902	0.000	0.665	0.872	0.000

표 26은 제자리 걷기 동작 시 하지 관절각 그래프이다. 아래 표는 키넥트 데이터와 모션캡처 데이터의 R-squared값과 RMSE값이다. 오른쪽 엉덩관절과 무릎관절은 약 0.7~0.8의 설명력을 갖는 것으로 나타났다. RMSE값은 엉덩관절의 경우 오른쪽 약 6~7도, 왼쪽 약 9~10도, 무릎관절의 경우 오른쪽 약 5~9도, 왼쪽 약 4~6도, 발목의 경우 오른쪽 약 10~14도, 왼쪽 9~12도 로 나타났다. 왼 발이 가려지는 KS조건에서 왼쪽 엉덩관절과 무릎관절의 RMSE 값이 매우 크게 나타났다. 이외의 KF, KM 조건에서는 비교적 RMSE 값이 작음을 알 수 있다. 즉, 제자리 걷기는 RMSE값이 비교적 작은 동작이었다.

표 26 제자리 걷기 동작 시 하지 관절각 비교

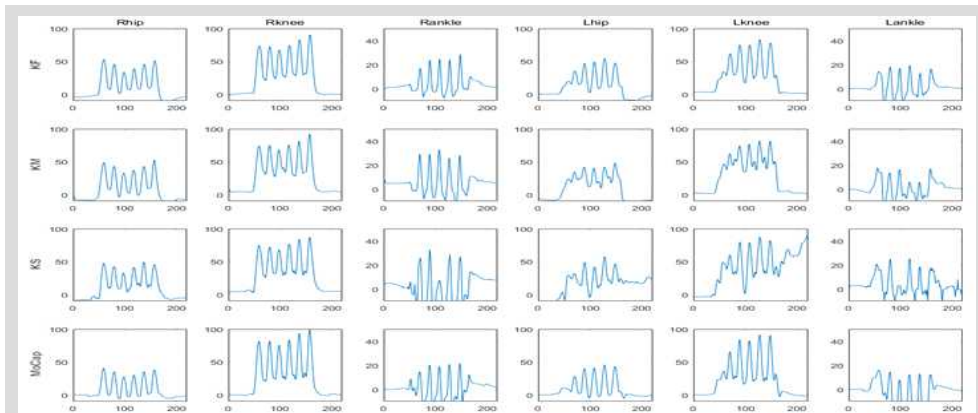


RMSE and Rsquare value of between Kinect position and Mocap

	RMSE						R-squared					
	Rhip	Rknee	Rankle	Lhip	Lknee	Lankle	Rhip	Rknee	Rankle	Lhip	Lknee	Lankle
KF vs MO	7.361	9.155	10.466	8.691	4.146	9.317	0.803	0.820	0.000	0.797	0.971	0.000
KM vs MO	6.785	12.646	11.440	11.850	18.771	11.580	0.852	0.635	0.000	0.640	0.479	0.000
KS vs MO	6.043	15.266	13.145	104.78	65.770	6.612	0.883	0.450	0.000	0.000	0.000	0.000

표 27은 제자리 뛰기 동작 시 하지 관절각 그래프이다. 다른 동작 패턴과 비교하여 특이한 부분은 KS조건에서 동작의 후반 부 왼쪽 무릎에서 RMSE 값이 끝까지 증가하는 것을 볼 수 있다. 이것은 KS조건의 왼쪽 무릎 관절은 오른발에 가려지기 때문에 이다. 세부적으로는 KS조건에서 오른쪽 무릎 R-squared값의 경우 0.982이고, 왼쪽 무릎 관절 값도 0.9이상으로 두 변인간의 설명력이 매우 높음을 알 수 있다. 또한 RMSE값은 엉덩관절의 경우 오른쪽 약 6~7도, 왼쪽 약 6~19, 무릎관절의 경우 오른쪽 약 3~5도, 왼쪽 약 4~92도, 발목의 경우 오른쪽 약 4~6도, 왼쪽 5~6도 로 나타났다. 엉덩관절의 경우 그림26과 같이 몸통과 대퇴의 겹쳐짐에 따라 관절이 엉덩이 쪽으로 이동하는 현상을 볼 수 있었다.

표 27 제자리 뛰기 동작 시 하지 관절각 비교



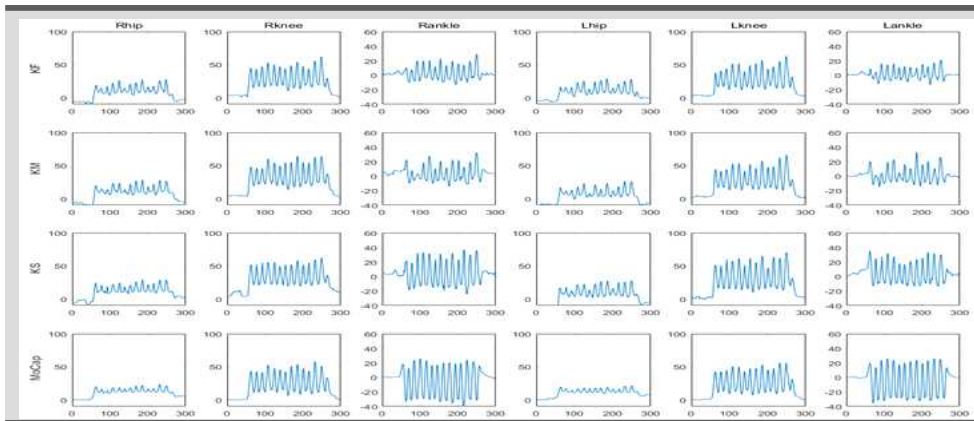


RMSE and Rsquare value of between Kinect position and Mocap

	RMSE						R-squared					
	Rhip	Rknee	Rankle	Lhip	Lknee	Lankle	Rhip	Rknee	Rankle	Lhip	Lknee	Lankle
KF vs MO	6.447	3.491	4.159	6.097	4.163	5.036	0.848	0.982	0.500	0.842	0.966	0.202
KM vs MO	6.307	5.301	5.524	9.940	8.983	4.787	0.859	0.954	0.427	0.667	0.869	0.278
KS vs MO	6.952	5.155	6.166	19.022	92.150	6.346	0.817	0.955	0.660	0.349	0.000	0.112

표 28은 팔벌려뛰기 동작 시 하지 관절각 그래프이다. 아래 표는 키넥트 데이터와 모션캡처 데이터의 R-squared값과 RMSE값이다. 팔벌려뛰기 동작의 경우 무릎 관절의 R-squared값이 가장 커 두 가장 큰 설명력을 갖는다. RMSE값은 엉덩관절의 경우 오른쪽 약 4~6도, 왼쪽 약 6~9, 무릎관절 오른쪽 약 4~8도, 왼쪽 약 4~6도, 발목의 경우 오른쪽 약 23~30도, 왼쪽 약 11~12도로 나타났다. 점프 동작 시 발목의 좌우 움직임이 빨리 움직이기 때문에 RMSE값이 매우 크게 나타났다. KS조건에서 다리가 보이는 경우에는 왼쪽 무릎의 RMSE값 크지 않게 분석된 경우도 있는 것으로 나타났다.

표 28 팔벌려뛰기 동작 시 하지 관절각 비교



---

RMSE and Rsquare value of between Kinect position and Mocap

	RMSE						R-squared					
	Rhip	Rknee	Rankle	Lhip	Lknee	Lankle	Rhip	Rknee	Rankle	Lhip	Lknee	Lankle
KF vs MO	5.855	4.289	23.949	5.813	4.368	12.800	0.625	0.928	0.000	0.569	0.925	0.000
KM vs MO	5.954	6.577	24.449	8.973	3.823	11.680	0.657	0.861	0.000	0.130	0.948	0.000
KS vs MO	3.635	8.190	29.504	9.013	5.957	11.350	0.842	0.733	0.000	0.358	0.906	0.011

---

### 3. 관절각과 관절위치 비교

위치가 다른 3대의 키넥트로 획득된 관절각도의 정확성을 검증하기 위하여 정답 값(ground truth)은 모션캡처 데이터를 통해 얻은 관절각도로 하였다. 3가지 위치조건 정면(KF), 전방우측면(KM), 우측면(KS)의 관절각도 값과 모션캡처 데이터 관절각도 값의 평균제곱근오차(Root mean square error: RMSE)를 계산하였다. 관절각 분석의 편의를 위해 하지가 주로 움직이는 동작과 상지가 주로 움직이는 동작으로 구분하여 표기하였다.

#### 1) 하지 관절 각도분석

우측 엉덩관절의 RMSE 결과는 표 29와 그림 27과 같다. RMSE 값이 큰 순서는 스쿼트 동작, 앉았다 일어서기 동작, 점프동작 순 이였다. 이것은 상체와 대퇴가 겹치는 동작의 특성에 기인한 것으로 판단된다. 이 3가지 동작을 제외하고 다른 동작들은 10도 내외의 RMSE값을 나타냈다.

표 29. RMSE of right hip joint flexion angle( °)

Movement	KF vs MO (Mean±StDev)	KM vs MO (Mean±StDev)	KS vs MO (Mean±StDev)	p-value	Post hoc
Waking in place	6.48±1.68	7.80±2.10	6.06±1.70	0.082	
Running in place	6.26±1.40	5.99±2.16	6.08±2.17	0.876	
Gait	8.43±4.06	9.31±4.53	8.16±3.88	0.321	
Squat	26.75±11.57	28.18±10.74	24.04±10.91	0.001**	KS<KF<KM
Lunge	8.62±3.40	9.89±3.64	10.17±2.56	0.029*	KF<KM<KS
Jumps	12.82±3.76	10.83±3.51	10.95±3.55	0.000**	KM, KS<KF
Jumping Jack	6.51±1.89	6.65±1.78	6.89±2.45	0.604	
Putting	10.60±5.68	9.25±4.62	8.99±4.500	0.286	
Tennis	7.753±2.71	6.88±1.84	7.38±2.82	0.541	
Stand-Sit-Stand	20.88±6.83	22.16±6.78	19.51±6.40	0.003**	KS<KF<KM
Arm motion in frontal Plane	5.16±2.45	7.07±4.44	3.51±1.18	0.052	
Arm motion in sagittal Plane	7.19±2.81	8.10±3.45	6.05±2.54	0.005**	KS<KM

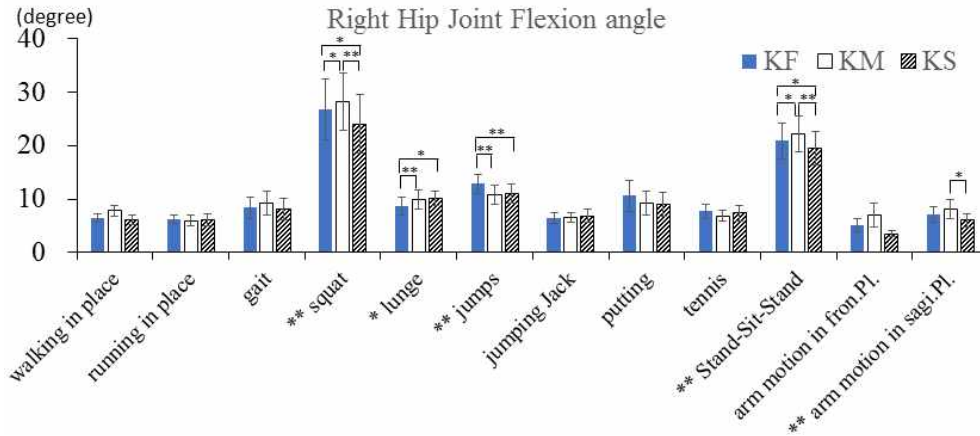


그림 27 RMSE of right hip joint flexion angle( °)

키넥트 위치 조건별로 유의한 차이를 보인 동작은 하지위주 동작이었다. 상지 움직임과, 복합 동작의 경우에는 카메라의 위치에 따라 유의한 차이가 없었다. 사후 검증(post-hoc)결과 KF조건에서 키넥트의 RMSE값이 가장 동작은 런지 동작이다. KS조건에서 가장 작은 RMSE값을 보인 경우는 스쿼트 동작, 앉았다 일어서기 동작, 제자리 걷기, 전후면 팔동작이다. 이 동작들의 우측 엉덩관절의 움직임을 측정하기 위해서는 KS 위치 조건이 좋을 수 있다는 것을 의미한다. 통계적으로 위치에 따른 차이가 없는 다른 동작의 RMSE값을 살펴보면 대부분 엉덩관절 각도의 RMSE값은 10도 이내의 값을 갖는 것을 알 수 있었다.

우측 무릎관절의 RMSE 결과는 표 30과 그림 28과 같다. RMSE 값이 큰 순서는 스쿼트 동작의 RMSE값이 컸다. 다른 동작들은 약 5~9도의 RMSE값을 나타냈다. 위치 조건별로 정확도에 차이를 보인 동작은 앉았다 일어서기 동작, 팔벌려뛰기 동작, 점프동작 순 이었다. 스쿼트의 RMSE가 큰 것은 엉덩관절의 측정오차가 무릎관절의 각도까지 영향을 주었기 때문이다.

표 30. RMSE of right knee joint flexion angle( °)

Movement	KF vs MO (Mean±StDev)	KM vs MO (Mean±StDev)	KS vs MO (Mean±StDev)	p-value	Post hoc
Waking in place	5.46±2.44	5.12±3.00	6.71±3.49	0.209	
Running in place	5.47±2.10	5.88±3.21	6.86±3.54	0.092	

Gait	5.54±2.80	5.73±2.90	5.38±3.07	0.713	
Squat	12.56±15.01	11.35±13.84	12.76±13.10	0.516	
Lunge	6.44±1.85	6.71±2.72	7.88±3.55	0.041*	KM<KS
Jumps	8.62±5.71	6.73±3.20	7.83±3.96	0.455	
Jumping Jack	5.74±2.58	7.00±3.24	7.48±3.18	0.006**	KF<KM, KS
Putting	7.50±3.31	6.56±2.48	8.35±2.62	0.302	
Tennis	8.58±2.34	8.03±3.18	9.44±4.02	0.319	
Stand-Sit-Stand	6.40±3.54	7.94±4.26	7.74±4.61	0.023*	KF<KM,KS
Arm motion in frontal Plane	4.15±1.78	5.61±3.70	7.59±5.07	0.017*	KF,KM<KS
Arm motion in sagittal Plane	3.75±1.74	5.31±3.04	7.61±4.80	0.014*	KF, KM<KS

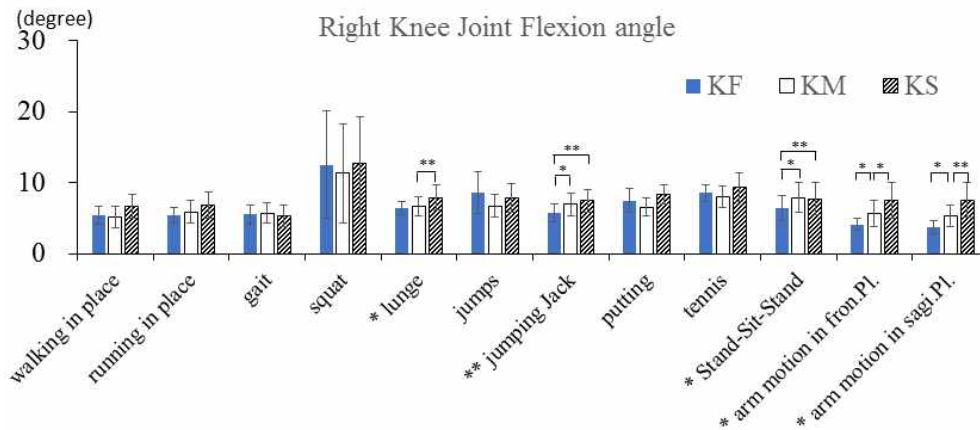


그림 28 RMSE of right knee joint flexion angle( °)

런지, 앉았다 일어서기, 제자리 걷기, 퍼팅, 스트로크 동작에서 키넥트 위치 조건별로 유의한 차이를 보였다. 사후 검증(post-hoc)을 통해 KF조건에서 키넥트의 RMSE값이 가장 동작은 앉았다 일어서기, 제자리 걷기, 퍼팅, 테니스 스트로크 동작이다. KM조건에서 통계적으로 유의하게 가장 작은 RMSE값을 보인 경우는 스쿼트 동작, 앉았다 일어서기 동작, 제자리 걷기, 전후면 팔동작이다.

우측 발목관절의 RMSE 결과는 표 31과 그림 29와 같다. 발목관절의 경우 런지자세에서는 뒷발의 발이 신체의 일부분에 가려져서 RMSE값이 크게 나왔다. 또한 팔벌려뛰기, 제자리 점프, 제자리 달리기, 테니스 스윙의 경우 RMSE값이 크게 나타났다. 이는 발동작의 움직임이 다소 빠른 동작들로 다리가 빨리 움직이는 자세에서 발목의 RMSE값이 큰 것으로 나타났다.

표 31. RMSE of right ankle joint flexion angle( °)

Movement	KF vs MO (Mean±StDev)	KM vs MO (Mean±StDev)	KS vs MO (Mean±StDev)	p-value	Post hoc
Waking in place	6.57±5.45	7.67±5.33	8.49±5.11	0.001**	KF<KM,KS
Running in place	9.21±6.40	10.50±6.30	10.89±7.07	0.083	
Gait	6.23±2.02	7.39±2.27	7.88±2.09	0.007**	KF<KM,KS
Squat	9.57±5.07	10.07±4.88	10.39±5.52	0.416	
Lunge	21.01±14.86	20.76±15.42	20.92±16.02	0.873	
Jumps	13.56±6.38	13.56±8.10	14.27±9.91	0.662	
Jumping Jack	15.53±9.05	15.64±9.45	17.38±10.37	0.228	
Putting	5.40±1.95	5.92±2.62	6.35±3.43	0.333	
Tennis	7.40±3.13	8.61±3.69	8.30±4.11	0.225	
Stand-Sit-Stand	6.13±2.99	6.76±2.71	7.60±2.71	0.017*	KF<KS
Arm motion in frontal Plane	3.72±3.36	5.23±4.31	4.31±4.12	0.038*	KF<KM
Arm motion in sagittal Plane	3.66±2.65	4.91±2.50	4.85±2.96	0.049*	KF<KM

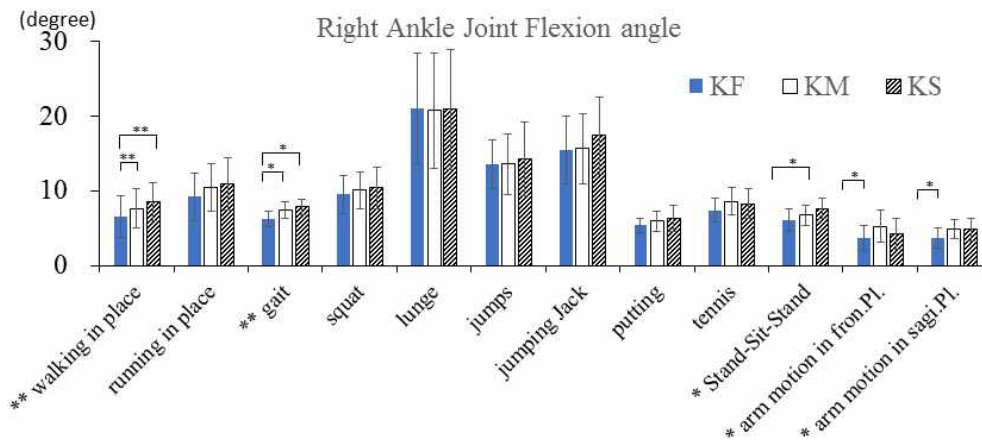


그림 29 RMSE of right ankle joint flexion angle( °)

좌측 엉덩관절의 RMSE 결과는 표 32와 그림 30과 같다. RMSE 값이 큰 순서는 스쿼트 동작, 제자리 걷기, 앉았다 일어서기, 런지 동작 순 이었다. 이것은 상체와 대퇴가 겹치는 동작의 특성에 기인한 것으로 판단된다.

표 32. RMSE of left hip joint flexion angle( °)

Movement	KF vs MO (Mean±StDev)	KM vs MO (Mean±StDev)	KS vs MO (Mean±StDev)	p-value	Post hoc
Waking in place	6.32±1.58	9.11±2.78	20.62±29.66	0.183	
Running in place	6.60±2.08	8.68±2.65	11.43±4.50	0.003**	KF<KM<KS

Gait	11.28±5.24	15.45±8.74	21.13±19.98	0.198	
Squat	29.51±11.85	31.67±11.19	67.77±58.38	0.064	
Lunge	12.84±11.33	24.71±36.37	15.74±10.84	0.219	
Jumps	14.34±4.42	14.40±4.60	27.16±13.12	0.018*	KF,KM<KS
Jumping Jack	7.92±3.88	9.44±3.88	18.58±8.69	0.007**	KF<KM<KS
Putting	11.64±7.07	11.08±5.83	13.54±7.14	0.059	
Tennis	7.51±2.32	8.03±3.18	9.94±4.38	0.104	
Stand-Sit-Stand	22.04±7.48	23.96±7.80	27.03±10.35	0.119	
Arm motion in frontal Plane	5.03±2.52	8.08±4.09	9.93±4.53	0.000**	KF<KM<KS
Arm motion in sagittal Plane	6.30±3.12	9.28±3.95	12.14±4.00	0.000**	KF<KM<KS

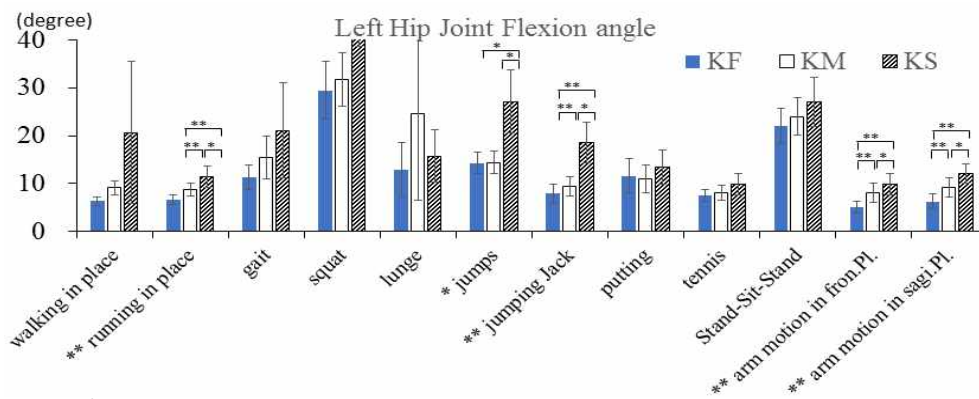


그림 30 RMSE of left hip joint flexion angle( °)

좌측 무릎 관절의 RMSE 결과는 표 33과 그림 31과 같다. RMSE 값이 큰 순서는 스쿼트 동작의 RMSE값이 컸다. 다른 동작들은 약 5~9도의 RMSE값을 나타냈다. 위치 조건별로 정확도에 유의한 차이를 보인 동작은 앉았다 없었다. 스쿼트와 런지의 좌측 무릎각도의 RMSE가 큰 것은 엉덩관절의 측정오차가 무릎관절의 각도까지 영향을 주었기 때문이다.

표 33. RMSE of left knee joint flexion angle( °)

Movement	KF vs MO (Mean±StDev)	KM vs MO (Mean±StDev)	KS vs MO (Mean±StDev)	p-value	Post hoc
Waking in place	5.85±2.76	7.33±4.78	15.94±18.29	0.117	
Running in place	6.08±2.44	8.36±2.59	28.87±36.06	0.085	
Gait	9.28±6.65	11.42±8.21	14.93±10.03	0.187	
Squat	13.91±13.62	15.09±14.86	49.62±31.63	0.010*	KF,KM<KS
Lunge	8.62±3.51	20.88±17.71	12.06±2.83	0.081	
Jumps	7.19±2.24	8.36±3.76	45.85±33.56	0.005**	KF,KM<KS

Jumping Jack	6.26±2.06	6.70±1.87	28.80±36.35	0.086	
Putting	5.97±1.59	5.54±1.80	6.05±2.27	0.533	
Tennis	7.28±2.22	7.35±1.58	7.95±2.39	0.535	
Stand-Sit-Stand	6.67±1.67	9.88±1.95	19.75±15.88	0.041*	KF<KM,KS
Arm motion in frontal Plane	4.22±2.53	4.28±2.46	4.23±1.81	0.968	
Arm motion in sagittal Plane	4.57±2.10	4.41±2.04	3.65±2.45	0.242	

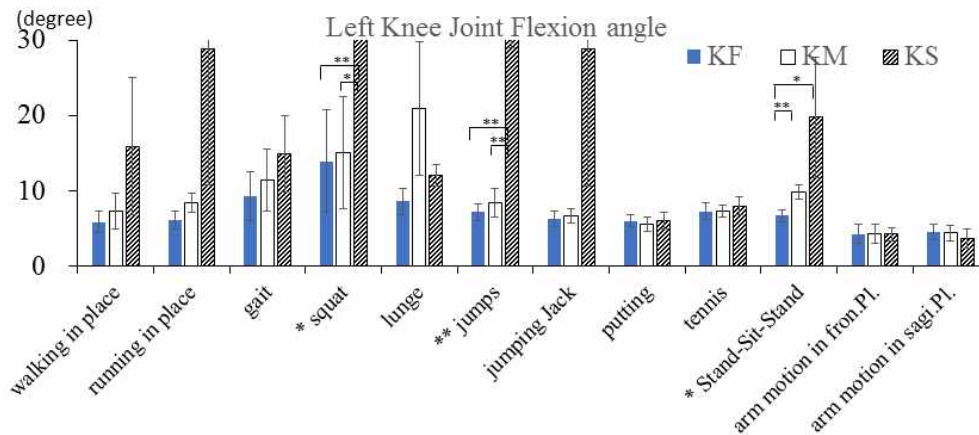


그림 31 RMSE of left knee flexion angle( °)

좌측 발목 관절의 RMSE 결과는 표 34와 그림 32와 같다. 발목관절의 경우 런지자세에서는 뒷발의 발이 신체의 일부분에 가려져서 RMSE값이 크게 나왔다. 또한 팔벌려뛰기, 제자리 점프, 제자리 달리기, 테니스 스윙의 경우 RMSE값이 크게 나타났다. 이는 발동작의 움직임이 다소 빠른 동작들로 다리가 빨리 움직이는 자세에서 발목의 RMSE값이 큰 것으로 나타났다.

표 34. RMSE of left ankle joint flexion angle( °)

Movement	KF vs MO (Mean±StDev)	KM vs MO (Mean±StDev)	KS vs MO (Mean±StDev)	p-value	Post hoc
Waking in place	4.66±2.34	6.00±2.76	5.49±1.91	0.115	
Running in place	7.32±2.96	8.21±3.78	8.31±2.79	0.099	
Gait	5.63±1.51	5.92±2.12	6.47±2.59	0.138	
Squat	8.67±6.34	8.44±5.14	11.18±4.92	0.206	
Lunge	15.03±4.07	14.38±3.84	15.75±3.72	0.422	
Jumps	13.36±6.02	14.49±7.15	15.82±4.76	0.299	
Jumping Jack	13.02±3.41	12.13±4.59	13.82±1.97	0.205	
Putting	7.28±4.81	6.87±2.99	6.56±2.15	0.760	
Tennis	8.24±5.52	7.28±3.12	7.87±2.73	0.677	



Stand-Sit-Stand	6.32±1.40	6.28±1.46	7.97±2.90	0.078
Arm motion in frontal Plane	4.26±3.77	5.41±3.92	4.29±2.83	0.314
Arm motion in sagittal Plane	4.54±3.30	5.35±2.81	5.21±3.13	0.287

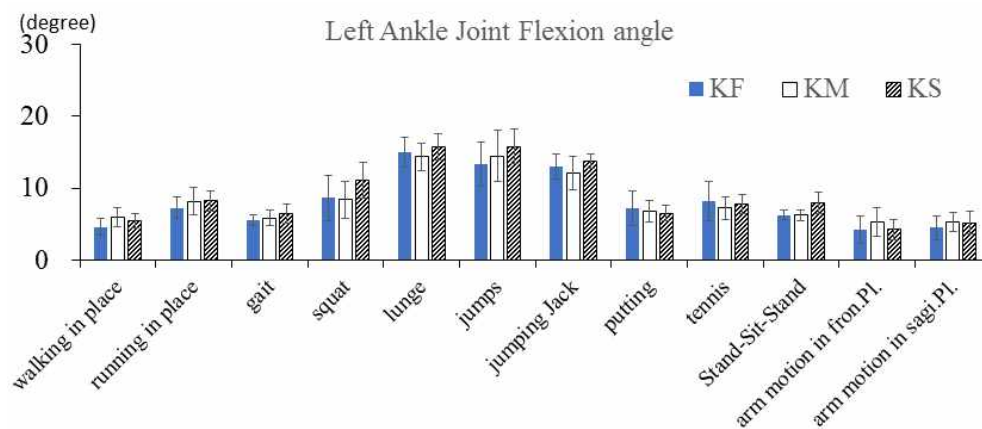


그림 32 RMSE of left ankle flexion angle( °)

## 2) 상지 관절 각도분석

어깨 관절 각도를 계산하기 위하여 모션캡처 데이터는 ISB의 표준 권고 모델을 사용하였다(Wu, G., et al., 2005). 반면 iPissoft Mocap studio프로그램의 경우 애니메이션 분야에서 활용하고 있는 .bvh포맷의 보정방법을 사용하였기 때문에 모션캡처 기반 데이터와 매우 큰 오차를 보였다. 본 결과에서는 우측 관절의 관절각도 데이터만을 제시하고, 왼쪽 관절 각도 데이터는 [별첨 1.]로 첨부하였다.

우측 어깨관절의 외전각도 RMSE 결과는 표 35와 그림 33과 같다. 어깨관절의 외전 각도의 경우 모든 값이 매우 큰 RMSE값을 나타냈다.

표 35. RMSE of right shoulder joint abduction angle( °)

Movement	KF vs MO (Mean±StDev)	KM vs MO (Mean±StDev)	KS vs MO (Mean±StDev)	p-value	Post hoc
Waking in place	37.20±9.74	36.16±9.39	35.37±8.98	0.045*	KS<KF
Running in place	33.51±10.94	32.76±10.65	32.79±10.37	0.216	
Jumping Jack	24.30±5.88	23.44±6.07	22.28 ± 5.70	0.022*	KS<KF
Putting	248.57±203.31	84.49±42.18	60.28±11.50	0.021*	KS,KM<KF
Tennis	138.85±108.45	43.71±13.86	45.93±23.14	0.014*	KM,KS<KF
Arm motion in frontal Plane	17.09±8.33	15.20±8.05	15.56±8.38	0.227	
Arm motion in sagittal Plane	124.54±110.70	163.25±93.65	104.72±78.66	0.358	

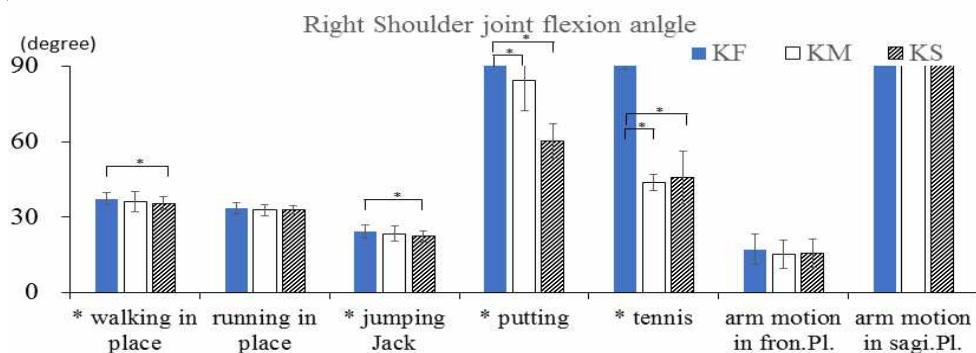


그림 33 RMSE of right shoulder joint abduction angle( °)

우측 어깨관절의 굴곡각도 RMSE 결과는 표 36과 그림 34와 같다. 어깨관절의 굴곡 각도의 경우 모든 값이 매우 큰 RMSE값을 나타냈다.

표 36. RMSE of right shoulder joint flexion angle( °)

Movement	KF vs MO (Mean±StDev)	KM vs MO (Mean±StDev)	KS vs MO (Mean±StDev)	p-value	Post hoc
Waking in place	43.22±4.88	47.51±8.27	45.84±5.32	0.023*	KF<KS,KM
Running in place	42.69±4.27	42.08±4.58	44.35±3.38	0.035*	KM<KS
Jumping Jack	28.23±5.27	27.35±5.87	27.63±4.21	0.308	
Putting	103.82±103.19	36.11±24.08	30.74±13.60	0.044*	KS,KM<KF
Tennis	98.68±100.18	25.52±6.69	29.72±20.88	0.053	
Arm motion in frontal Plane	21.66±12.10	19.80±11.40	19.96±11.05	0.325	
Arm motion in sagittal Plane	32.45±12.16	32.33±12.78	48.90±25.81	0.129	

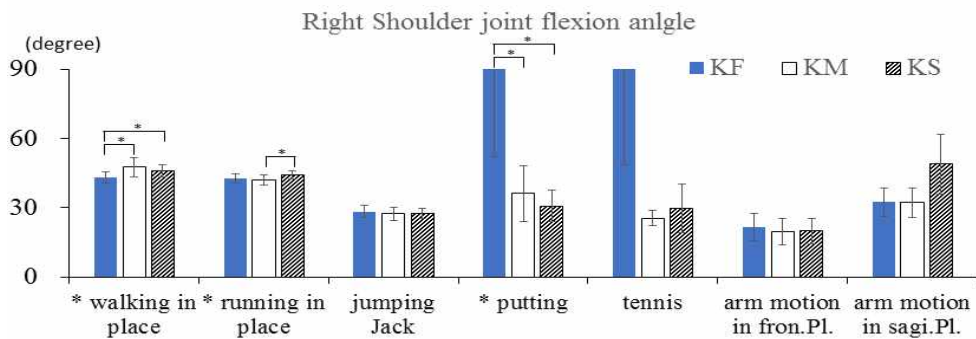


그림 34 RMSE of right shoulder joint flexion angle( °)

우측 팔꿈치 관절의 굴곡각도 RMSE 결과는 표 37과 그림 35와 같다. 우측 팔꿈치 관절의 굴곡 각도의 경우 어깨 관절의 움직임에 비해 모든 값이 비교적 작은 RMSE값을 나타냈다. 이는 상지의 관절각을 보정하는 방식이 팔꿈치에서는 어깨관절에 비해 오차가 작음을 알 수 있다.

표 37. RMSE of right elbow joint flexion angle( °)

Movement	KF vs MO (Mean±StDev)	KM vs MO (Mean±StDev)	KS vs MO (Mean±StDev)	p-value	Post hoc
Waking in place	15.73±5.13	13.70±5.13	14.12±6.08	0.011*	KM,KS<KF
Running in place	20.78±8.83	19.56±8.36	20.54±8.57	0.302	
Jumping Jack	16.39±6.69	14.73±6.09	14.93±6.66	0.003**	KM,KS<KF
Putting	38.89±27.42	31.27±33.82	22.74±9.72	0.332	
Tennis	53.78±41.34	32.04±23.42	26.95±10.02	0.074	

Arm motion in frontal Plane	25.38±16.00	26.62±15.15	25.80±16.03	0.329	
Arm motion in sagittal Plane	21.75±8.69	18.42±7.31	20.04±7.34	0.000**	KM<KS<KF

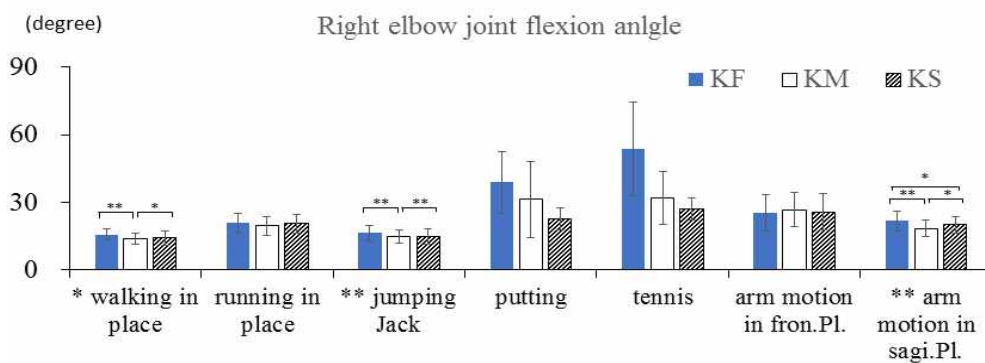


그림 35 RMSE of right elbow joint flexion angle( °)

우측 팔꿈치 관절의 내회전 각도 RMSE 결과는 표 38과 그림 36과 같다. 우측 팔꿈치 관절의 내회전 각도의 경우 어깨 관절의 움직임에 비해 모든 값이 비교적 작은 RMSE값을 나타냈다.

표 38. RMSE of right elbow joint Int./ext. Rotation angle( °)

Movement	KF vs MO (Mean±StDev)	KM vs MO (Mean±StDev)	KS vs MO (Mean±StDev)	p-value	Post hoc
Waking in place	18.90±10.84	19.12±10.45	18.89±10.24	0.765	
Running in place	16.72±10.68	16.03±10.15	15.31±10.45	0.241	
Jumping Jack	28.16±22.07	28.34±22.26	27.09±22.51	0.131	
Putting	36.66±43.18	35.62±45.72	22.13±9.28	0.552	
Tennis	60.86±59.03	37.80±34.52	26.22±9.04	0.202	
Arm motion in frontal Plane	31.85±10.06	33.63±10.52	32.60±9.63	0.381	
Arm motion in sagittal Plane	30.72±14.97	29.08±14.90	29.65±14.77	0.032*	KM<KF

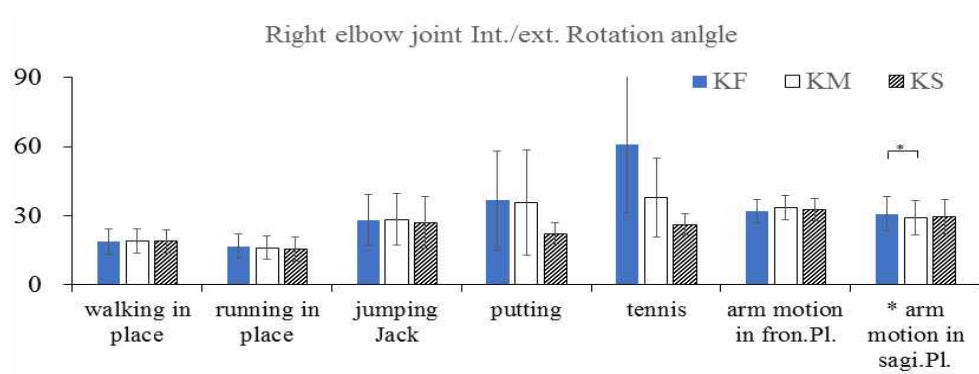


그림 36 RMSE of right elbow joint flexion angle( °)

### 3) 상지 관절 위치 분석

본 장에서는 우측 상지 관절의 X축, Y축, Z축의 위치를 분석하였다. Kinect 카메라는 실험 전 별도의 캘리브레이션 없이 사용한다. 따라서 키넥트 데이터의 전역좌표와 모션캡처 데이터의 전역좌표를 일치시키기 위해서 실험 참가자의 T-pose를 기준으로 두 좌표계를 좌표 변환하였다. 전역 좌표계의 원점은 골반CoM을 바닥면에 투사시킨 점으로 정의하였고, X축 방향은 원점에서 왼쪽 손목관절 방향으로 정의하였다. 이와 같은 과정을 거쳐 3차원 좌표를 설정하였기 때문에 전역좌표계 자체적으로 미세한 에러값을 갖고 있다. 본 장에서는 우측 상지 데이터를 제시 하였고, 좌측 상지의 데이터는 [별첨 1.]에 첨부하였다.

어깨 관절의 3차원 좌표 값을 분석을 위해 X축, Y축, Z축으로 나누어 제시하였다. 오른쪽 어깨의 X축 위치 값을 모션캡처 데이터와 비교해 제시한 RMSE 값은 다음 표 39와 그림 37과 같다. 키넥트 위치에 따른 X축 상의 어깨 좌표 RMSE값은 전두면 팔동작 KM조건에서 0.029m 의 가장 작은 오차를 보였고, 가장 큰 오차의 경우도 0.075m의 차이를 보였다. 모든 경우 0.03~0.08m의 RMSE값을 갖는 것으로 나타났다. 상지를 움직이는 7개 동작 모두 키넥트 위치에 따라 유의한 차이를 보였다.

표 39. RMSE of right shoulder joint position in X axis (m)

Movement	KF vs MO (Mean±StDev)	KM vs MO (Mean±StDev)	KS vs MO (Mean±StDev)	p-value	Post hoc
Waking in place	0.075±0.022	0.060±0.017	0.062±0.016	0.001**	KM, KS<KF
Running in place	0.066±0.020	0.052±0.012	0.060±0.025	0.062	
Jumping Jack	0.059±0.016	0.048±0.017	0.047±0.016	0.003**	KS, KM<KF
Putting	0.060±0.012	0.056±0.010	0.056±0.012	0.102	
Tennis	0.074±0.021	0.067±0.010	0.068±0.010	0.211	
Arm motion in frontal Plane	0.039±0.014	0.033±0.016	0.033±0.015	0.103	
Arm motion in sagittal Plane	0.043±0.019	0.029±0.011	0.034±0.016	0.001**	KM<KS<KF

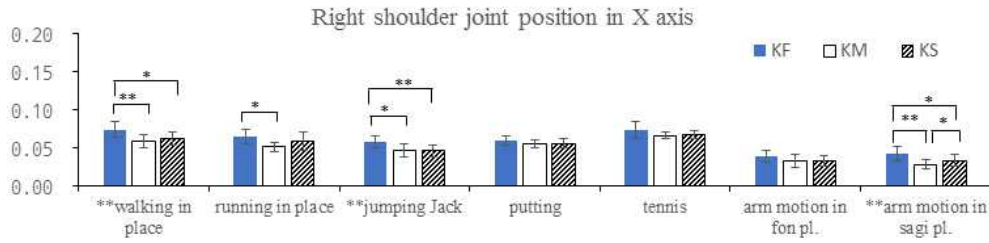


그림 37 RMSE of right shoulder joint position in X axis (m)

오른쪽 어깨의 Y축 위치 값을 모션캡처 데이터와 비교해 제시한 RMSE 값은 다음 표 40과 그림 38과 같다. 키넥트 위치에 따른 Y축 상의 어깨 좌표 RMSE값은 제자리 걷기 동작의 KM조건에서 0.029m 의 가장 작은 오차를 보였고, 가장 큰 오차의 경우도 0.059m의 차이를 보였다. 모든 경우 0.03~0.06m의 RMSE값을 갖는 것으로 나타났다. Y축의 좌표 값이 X축, Z축에 비해 RMSE값이 비교적 작은 것으로 보인다. 키넥트가 획득하는 데이터는 좌우, 상하 정보보다 깊이정보, 즉 키넥트부터 실험 참가자의 위치까지의 거리정보의 RMSE값의 오차가 더 작은 것으로 보인다. 상지를 움직이는 7개 동작 모두 키넥트 위치에 따라 유의한 차이를 보였다.

표 40. RMSE of right shoulder joint position in Y axis (m)

Movement	KF vs MO (Mean±StDev)	KM vs MO (Mean±StDev)	KS vs MO (Mean±StDev)	p-value	Post hoc
Waking in place	0.032±0.009	0.029±0.011	0.027±0.012	0.176	
Running in place	0.033±0.014	0.029±0.010	0.030±0.011	0.479	
Jumping Jack	0.038±0.018	0.029±0.016	0.030±0.018	0.011*	KM<KF
Putting	0.053±0.017	0.042±0.022	0.045±0.020	0.108	
Tennis	0.059±0.018	0.051±0.019	0.049±0.019	0.342	
Arm motion in frontal Plane	0.040±0.021	0.036±0.018	0.040±0.021	0.525	
Arm motion in sagittal Plane	0.045±0.017	0.039±0.018	0.034±0.010	0.043*	KS<KF

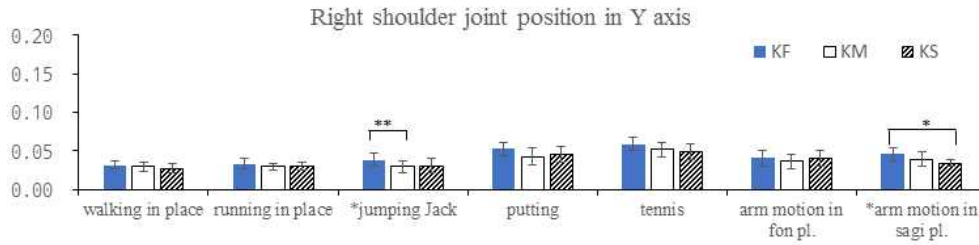


그림 38 RMSE of right shoulder joint position in Y axis (m)

오른쪽 어깨의 Z축 위치 값을 모션캡처 데이터와 비교해 제시한 RMSE 값은 다음 표 41과 그림 39와 같다. 키넥트 위치에 따른 Z축 상의 어깨 좌표 RMSE값은 제자리 걷기 동작의 KF조건에서 0.038m의 가장 작은 오차를 보였고, 가장 큰 오차의 경우 0.081m의 차이를 보였다. 모든 경우 0.03~0.08m의 RMSE값을 갖는 것으로 나타났다. 상지를 움직이는 7개 동작 모두 키넥트 위치에 따라 유의한 차이를 보였다.

표 41. RMSE of right shoulder joint position in Z axis (m)

Movement	KF vs MO (Mean±StDev)	KM vs MO (Mean±StDev)	KS vs MO (Mean±StDev)	p-value	Post hoc
Waking in place	0.038±0.007	0.041±0.010	0.043±0.010	0.389	
Running in place	0.044±0.007	0.055±0.010	0.055±0.012	0.000**	KF<KM, KS
Jumping Jack	0.079±0.020	0.084±0.017	0.091±0.019	0.000**	KF<KM<KS
Putting	0.081±0.014	0.070±0.012	0.071±0.010	0.021*	KM, KS<KF
Tennis	0.058±0.011	0.058±0.010	0.059±0.008	0.940	
Arm motion in frontal Plane	0.044±0.009	0.051±0.014	0.049±0.017	0.278	
Arm motion in sagittal Plane	0.045±0.013	0.055±0.012	0.054±0.011	0.011*	KF<KM, KS

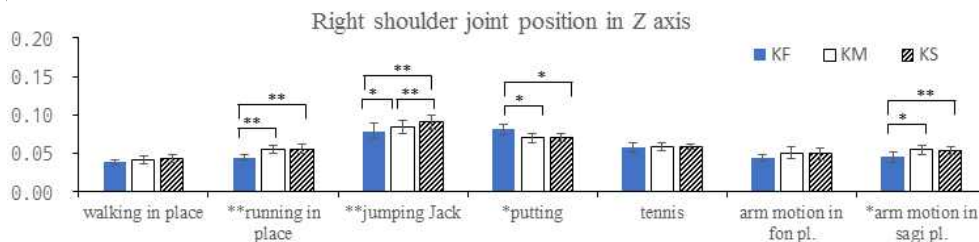


그림 39 RMSE of right shoulder joint position in Z axis (m)



오른쪽 팔꿈치 X축 위치 값을 모션캡처 데이터와 비교해 제시한 RMSE 값은 다음 표 42와 그림 40과 같다. 키넥트 위치에 따른 X축 상의 팔꿈치 좌표 RMSE값은 제자리 걷기 동작의 KF조건에서 0.074m 의 가장 작은 오차를 보였고, 가장 큰 오차의 경우는 테니스 동작에서 0.142m의 차이를 보였다. 이러한 경향은 테니스 동작의 경우 KF조건에서 우측팔이 왼쪽 팔에 자주 가려지기 때문으로 판단된다. 전체적으로 팔꿈치는 0.07~0.14m의 RMSE값을 보여 어깨보다 오차가 더 큰 경향을 보였다. 상지를 움직이는 7개 동작 모두 키넥트 위치에 따라 유의한 차이를 보였다.

표 42. RMSE of right elbow joint position in X axis (m)

Movement	KF vs MO (Mean±StDev)	KM vs MO (Mean±StDev)	KS vs MO (Mean±StDev)	p-value	Post hoc
Walking in place	0.074±0.013	0.079±0.011	0.079±0.010	0.056	
Running in place	0.087±0.015	0.095±0.013	0.093±0.016	0.011*	KF<KM,KS
Jumping Jack	0.101±0.016	0.106±0.012	0.106±0.012	0.048*	KF<KM
Putting	0.107±0.023	0.098±0.020	0.100±0.021	0.365	
Tennis	0.142±0.019	0.121±0.011	0.126±0.007	0.006**	KM,KS<KF
Arm motion in frontal Plane	0.101±0.028	0.107±0.027	0.106±0.029	0.075	
Arm motion in sagittal Plane	0.076±0.008	0.089±0.014	0.086±0.013	0.001**	KF<KM,KS

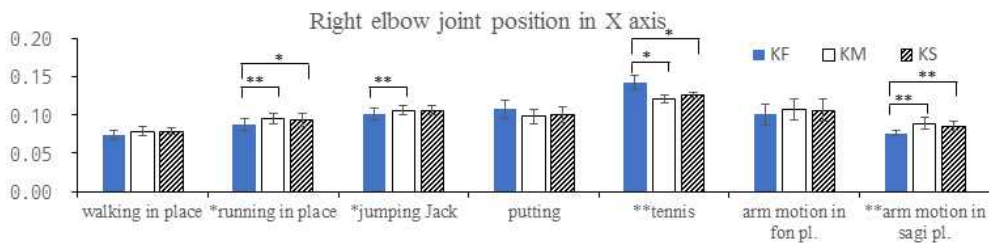


그림 40 RMSE of right elbow joint position in X axis (m)

오른쪽 팔꿈치 Y축 위치 값을 모션캡처 데이터와 비교해 제시한 RMSE 값은 다음 표 43과 그림 41과 같다. 키넥트 위치에 따른 Y축 상의 팔꿈치 좌표 RMSE값은 시상면 팔동작의 KF조건에서 0.028m 의 가장 작

은 오차를 보였고, 가장 큰 오차의 경우는 테니스 동작에서 0.083m의 차이를 보였다. 이러한 경향은 테니스 동작의 경우 KF조건에서 우측팔이 왼쪽 팔에 자주 가려지기 때문이다. 전체적으로 Y축 상에서 팔꿈치는 0.03~0.09m의 RMSE값을 보여 어깨와 비슷한 오차를 보였다. 상지를 움직이는 7개 동작 모두 키넥트 위치에 따라 유의한 차이를 보였다.

표 43. RMSE of right elbow joint position in Y axis (m)

Movement	KF vs MO (Mean±StDev)	KM vs MO (Mean±StDev)	KS vs MO (Mean±StDev)	p-value	Post hoc
Waking in place	0.035±0.027	0.047±0.033	0.040±0.035	0.064	
Running in place	0.033±0.013	0.033±0.013	0.037±0.018	0.680	
Jumping Jack	0.039±0.020	0.036±0.022	0.045±0.026	0.569	
Putting	0.070±0.033	0.036±0.012	0.046±0.011	0.018*	KM<KS,KF
Tennis	0.083±0.044	0.040±0.012	0.047±0.020	0.010**	KM<KF
Arm motion in frontal Plane	0.037±0.016	0.049±0.032	0.055±0.029	0.119	
Arm motion in sagittal Plane	0.028±0.007	0.035±0.017	0.030±0.014	0.418	

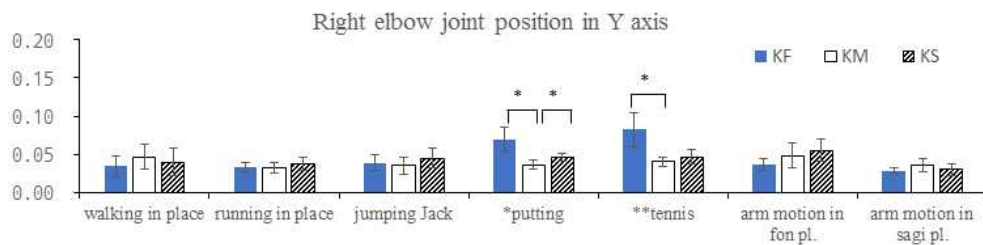


그림 41 RMSE of right elbow joint position in Y axis (m)

오른쪽 팔꿈치 Z축 위치 값을 모션캡처 데이터와 비교해 제시한 RMSE 값은 다음 표 44와 그림 42와 같다. 키넥트 위치에 따른 Z축 상의 팔꿈치 좌표 RMSE값은 퍼팅 동작의 KM조건에서 0.091m로 가장 작은 오차를 보였고, 가장 큰 오차의 경우는 팔벌려뛰기 동작에서 0.202m의 차이를 보였다. 전체적으로 팔꿈치는 0.09~0.21m의 RMSE값을 보여 어깨보다 오차가 더 큰 경향을 보였다. 또한 X축, Y축의 RMSE값에 비해 Z축의 RMSE값이 더 큰 경향을 보였다. 또한 7개 동작 모두 키넥트 위치에 따라 유의한 차이를 보였다.

표 44. RMSE of right elbow joint position in Z axis (m)

Movement	KF vs MO (Mean±StDev)	KM vs MO (Mean±StDev)	KS vs MO (Mean±StDev)	p-value	Post hoc
Waking in place	0.101±0.013	0.109±0.013	0.112±0.009	0.000**	KF<KM,KS
Running in place	0.113±0.012	0.124±0.012	0.125±0.014	0.000**	KF<KM,KS
Jumping Jack	0.192±0.042	0.198±0.041	0.202±0.043	0.000**	KF<KM,KS
Putting	0.130±0.070	0.091±0.010	0.097±0.010	0.103	
Tennis	0.130±0.034	0.112±0.030	0.115±0.030	0.033*	KM<KF
Arm motion in frontal Plane	0.168±0.019	0.176±0.016	0.173±0.019	0.004**	KF<KM
Arm motion in sagittal Plane	0.177±0.020	0.179±0.021	0.177±0.022	0.419	

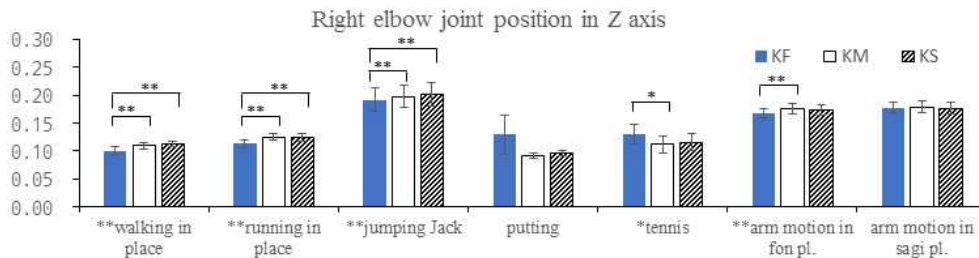


그림 42 RMSE of right elbow joint position in Z axis (m)

오른쪽 손목의 X축 위치 값을 모션캡처 데이터와 비교해 제시한 RMSE 값은 다음 표 45와 그림 43과 같다. 키넥트 위치에 따른 X축 상의 손목 좌표 RMSE값은 퍼팅동작 KS조건에서 0.125m 의 가장 작은 오차를 보였고, 가장 큰 오차의 경우도 0.220m의 차이를 보였다. 모든 경우에서 0.13~0.22m의 RMSE값을 갖는 것으로 나타났다. 손목의 경우 어깨와 팔꿈치의 경우에 비해 비교적 큰 에러값을 갖는 것으로 나타났다. 또한 상지를 움직이는 7개 동작 모두 키넥트 위치에 따라 유의한 차이를 보였다.

표 45. RMSE of right wrist joint position in X axis (m)

Movement	KF vs MO (Mean±StDev)	KM vs MO (Mean±StDev)	KS vs MO (Mean±StDev)	p-value	Post hoc
Waking in place	0.151±0.028	0.158±0.025	0.156±0.023	0.018*	KF<KM
Running in place	0.183±0.018	0.192±0.017	0.191±0.021	0.000**	KF<KS,KM
Jumping Jack	0.215±0.031	0.220±0.030	0.218±0.031	0.013*	KF<KM
Putting	0.141±0.035	0.126±0.022	0.125±0.020	0.239	
Tennis	0.190±0.018	0.183±0.018	0.186±0.011	0.574	

Arm motion in frontal Plane	0.185±0.055	0.187±0.060	0.187±0.058	0.774	
Arm motion in sagittal Plane	0.148±0.016	0.167±0.022	0.162±0.020	0.000**	KF<KS,KM

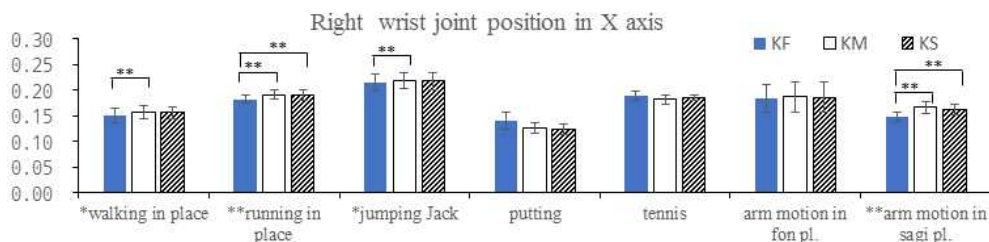


그림 43 RMSE of right wrist joint position in X axis (m)

오른쪽 손목의 Y축 위치 값을 모션캡처 데이터와 비교해 제시한 RMSE 값은 다음 표 46과 그림 44와 같다. 키넥트 위치에 따른 Y축 상의 손목 좌표 RMSE값은 시상면 팔동작 KF조건에서 0.037m 의 가장 작은 오차를 보였고, 가장 큰 오차의 경우 테니스 동작으로 0.133m의 차이를 보였다. 이는 테니스 자세에서 왼손에 오른손이 가려지기 때문이다. 모든 경우에서 0.04~0.13m의 RMSE값을 갖는 것으로 나타났다. 손목의 경우 어깨와 팔꿈치의 경우에 비해 비교적 큰 에러값을 나타냈으나, Y축 방향에서는 비교적 작은 RMSE값을 나타냈다. 또한 상지를 움직이는 7개 동작 모두 키넥트 위치에 따라 유의한 차이를 보였다.

표 46. RMSE of right wrist joint position in Y axis (m)

Movement	KF vs MO (Mean±StDev)	KM vs MO (Mean±StDev)	KS vs MO (Mean±StDev)	p-value	Post hoc
Waking in place	0.047±0.039	0.061±0.045	0.057±0.044	0.208	
Running in place	0.043±0.015	0.044±0.020	0.056±0.033	0.315	
Jumping Jack	0.047±0.024	0.043±0.027	0.061±0.043	0.283	
Putting	0.090±0.059	0.047±0.021	0.062±0.027	0.036*	
Tennis	0.133±0.062	0.056±0.019	0.075±0.033	0.002**	KM<KS<KF
Arm motion in frontal Plane	0.049±0.021	0.060±0.037	0.084±0.035	0.040*	KF<KS
Arm motion in sagittal Plane	0.037±0.008	0.042±0.022	0.041±0.017	0.818	

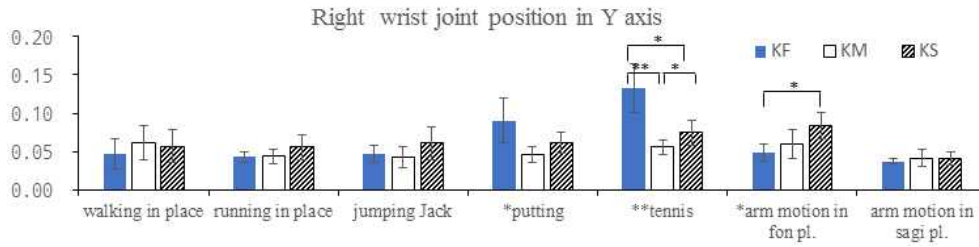


그림 44 RMSE of right wrist joint position in Y axis (m)

오른쪽 손목의 Z축 위치 값을 모션캡처 데이터와 비교해 제시한 RMSE 값은 다음 표 47과 그림 45와 같다. 키넥트 위치에 따른 Z축 상의 손목 좌표 RMSE값은 퍼팅 동작의 KM조건에서 0.132m로 가장 작은 오차를 보였고, 가장 큰 오차의 경우는 팔벌려뛰기 동작에서 0.363m의 차이를 보였다. 전체적으로 팔꿈치는 0.13~0.36m의 RMSE값을 보여 상지 관절 중에서 가장 RMSE값이 큰 것으로 나타났다. 또한 X축, Y축의 RMSE값에 비해 Z축의 RMSE값이 더 큰 경향을 보였다. 또한 7개 동작 모두 키넥트 위치에 따라 유의한 차이를 보였다.

표 47. RMSE of right wrist joint position in Z axis (m)

Movement	KF vs MO (Mean±StDev)	KM vs MO (Mean±StDev)	KS vs MO (Mean±StDev)	p-value	Post hoc
Waking in place	0.205±0.050	0.210±0.049	0.214±0.047	0.000**	KF<KM,KS
Running in place	0.206±0.020	0.215±0.019	0.215±0.020	0.000**	KF<KM,KS
Jumping Jack	0.359±0.071	0.363±0.071	0.367±0.072	0.002*	KF<KM,KS
Putting	0.200±0.101	0.132±0.013	0.134±0.013	0.025	
Tennis	0.222±0.067	0.215±0.070	0.217±0.069	0.414	
Arm motion in frontal Plane	0.305±0.039	0.308±0.034	0.304±0.038	0.176	
Arm motion in sagittal Plane	0.303±0.036	0.307±0.035	0.304±0.037	0.149	

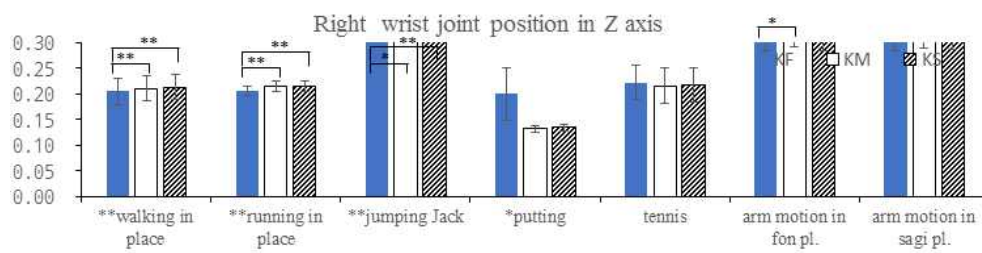


그림 45 RMSE of right wrist joint position in Z axis (m)

## V. 논 의

본 연구는 목적은 Kinect 카메라로 획득된 인체 움직임 데이터의 정확도와 에러의 특성을 분석하는 것이다. 이를 위해 체육활동과 일상생활 동작 12가지를 3가지 촬영 조건(KF, KM, KS)에서 측정하였고, 각 조건의 측정 데이터 정확도를 분석하였다. 이러한 결과를 바탕으로 키넥트를 운동역학 연구를 위한 모션캡처 도구, 또는 실시간 피드백을 제공할 수 있는 훈련 도구 사용할 수 있을지 확인하고자 한다. 또한 이러한 과정에서 얻게 되는 여러 노하우들은 차후 키넥트의 측정 정확도를 높이기 위한 사용자 가이드를 제공할 수 있으며, 키넥트 응용 프로그램을 개발에 참고할 수 있을 것이다. 이에 본 장에서는 선행연구를 바탕으로 앞장에서 제시된 연구 결과의 의미를 논의 하고자 한다.

### 1. 키넥트와 모션캡처장비 인체 움직임 측정 정확도 비교

본 연구는 키넥트가 모션캡처장비 대비 정확성의 정도를 검증하는데 첫 번째 목적이 있다. 현재 운동역학 분야에서 활용되고 있는 실시간 적외선 모션캡처 시스템은 매우 고가의 장비이다. 현재 모션캡처 장비를 보유하고 있는 체육관련 학과는 많지 않다. 고가의 장비를 구입할 수 없는 상황에서 구입비용이 저렴한 키넥트가 차선택이 될 수 있다. 따라서 모션캡처 장비에 대비 정확성을 정확히 알아야 향후 키넥트를 어느 범주까지 활용할 수 있을지 예측 가능할 것이다. Choppin & Wheat(2013)도 이와 같은 키넥트의 특성에 주목하여, 비록 분절과 관절의 측정 정확성은 부족할지라도 실시간으로 선수에게 피드백해 줄 수 있는 코칭도구로써 또는 교육 현장에서 활용할 수 좋은 도구라는 점에 주목하였다.

이러한 특성에 주목한 많은 연구자들을 키넥트의 인체 움직임 측정 정확도를 분석하여 활용방안을 강구하였다. Wheat, Fleming, Burton, Penders, Choppin & Heller(2012)는 분절의 움직임 추적, 3차원 인체 스캐너, 전신추적 등의 방법에서 키넥트가 얼마나 정확한지 검증하는 프로젝트를 수행하였다. Choppin & Wheat(2013)은 키넥트(ver.1)를 가지고 정확성을 검증하였다. 그들의 연구 결과에 의하면 CoM의 X축, Y축, Z축의 평균제곱근 오차

(RMSE)가 각각 0.12, 0.08, 0.14 m 였고, 수직축 방향으로 405mm의 구조적 오차가 있다고 보고하였다. 또한 Choppin, S., Lane, B., & Wheat, J. (2014)는 모션캡처 장비와 키넥트의 관절각도 값을 비교하여 결과를 보고 하였다. 이들의 결과는 RMSE 값은 구조적 에러(systematic error)를 가진다고 보고하였고, iPosoft로 계산된 평균 RMSE값은 12.6°, 최대 RMSE값은 58.2°, 구조적 에러는 4.38°를 갖는다고 보고하였다.

Wheat, Clarkson, Higham &Choppin (2014)은 사이클 종목의 움직임을 키넥트를 활용하여 분석하고자 하였다. 그러나 본 연구에서는 패들링 동작은 자전거와 신체의 분절이 겹쳐져서 유의미한 측정 결과를 도출하지는 못하였다. 다만 전두면에서 운동선수의 전신의 자체 변화는 측정 가능하였다. 이러한 시도는 키넥트를 스포츠 종목의 동작 분석에 바로 적용하는 것은 불가능할지라도 신체의 일부분 또는 전신의 자세의 변화 실시간으로 피드백해 줄 수 있는 시스템의 구축이 가능함을 보여줬다.

Clarkson, Wheat, Heller, & Choppin(2015)은 키넥트의 기능을 활용하여 3D인체 스캐너로의 활용가능성을 연구하였다. 전신 스캐너 기능은 마이크로소프트社의 SDK(Software development toolkit)에서 제공하는 기능이다. 연구결과 3D인체 모델은 높은 신뢰도를 갖는 것으로 나타났다. 이러한 기능을 활용한다면 선수맞춤형 인체 모델, 환자 맞춤형 인체 모델을 적용하여 맞춤형 시뮬레이션 연구의 진행이 가능해질 것이다. 그러나 Bullas, amin, Sller, & Wheat (2016)의 후속연구에서 대퇴 분절을 세분화 하여 3D 모델링하는 연구를 진행하였다. 그러나 키넥트의 반복 측정 신뢰도는 비교적 만족할 만한 수준이었으나, 구조적 에러로 인해 모델의 정확성은 매우 낮다고 하였다. 즉, 키넥트의 깊이이미지(Depth image)기능은 손쉽게 볼륨을 측정하는 기술로 연결될 수 있으나, 그 정교함에 있어서는 아직 부족한 것으로 보인다.

Otte, Kayser, Mansow-Model, Verrel, Paul, Brandt & Schmitz-Hübsch (2016)은 재활의학치료 분야에서 진단 및 재활 정도를 측정하기 위해 활용되는 6가지 동작을 키넥트로 측정하여 진단할 수 있는지에 대한 검증을 실시하였다. 6가지 동작은 일어서기 앉기(Stand up and Sit down), 편안한



속도로 짧은 거리 걷기(Short CoMfortable speed walk), 최대한 빠른 속도로 짧은 거리 걷기(Short Maximum speed walk), 짧은 라인 위 걷기(Short Line walk), 눈뜨고 서있기, 눈감고 서있기(Stance with closed feet and open and closed eyes), 제자리 걷기(Walking on the spot)였다. 6가지 동작을 측정할 때 움직임 범위, 몸통 흔들림, 움직임 속도, 움직임의 빈도를 측정하였다. 그들은 키넥트 데이터는 움직임의 차원(해부학평면), 랜드마크의 위치, 수행되는 동작에 따라 그 정확성이 달라지는 것으로 보고하였다. 즉, 신호/노이즈 비율(signal to noise) 정보를 통해 특정 동작을 측정할 경우 사용할 수 있는 정확도를 나타낸다고 하였다. 반면, 발과 발목의 정보는 노이즈가 매우 크다고 보고 하였다. 최종적으로 저렴하고 휴대가 가능한 시스템으로서 임상적 신뢰도와 타당도를 갖춘 측정도구로 충분히 활용 가능 하다고 하였다.

Seo, Fathi, Hur & Crocher (2016)는 키넥트의 위치를 변화시켜 측정된 상체의 관절각도의 측정 정확도에 대한 연구를 발표하였다. 연구 결과 키넥트의 위치는 상체 관절의 측정 정확도에 유의미한 영향을 미친다는 연구결과를 발표하였고, 신뢰도 높은 데이터를 획득하기 위해서는 키넥트의 위치에 따른 정확도 정보를 활용하는 것을 권고하였다.

Jamali & Behzadipour (2016)는 보행을 측정하기 위해서 키넥트를 활용하였다. 이들은 보행방향의 우측면( $\theta = 0^\circ$ )에서 정면( $\theta = 90^\circ$ )까지 10도 간격으로 보행을 측정하였다. 그 보행을 가장 정확하게 측정할 수 있었던 조건은 정면 조건이었고, 보간 시간에서 1.4 %의 에러, 보간 거리에서 5.2%의 에러를 나타냈다. 또한 엉덩관절과 무릎관절의 RMSE값은 각각 4.5°, 4.4°로 나타났다. 발목각도의 경우 임상적으로 적용할 수 있는 범위를 넘어선 에러값을 나타냈다.

본 연구에서도 위와 같은 연구 결과와 같은 맥락의 결과를 도출 할 수 있었다. 본 연구에서는 CoM의 RMSE값과 모션캡처 데이터의 CoM대비 에러의 비율(RMSE/Range of value (%)), 그리고 R-square값을 도출하였다. 그 결과 CoM은 X축과 Y축에서 비교적 정확하게 측정되었다. 다만 Z축에서는 이전연구들과 동일하게 비교적 큰 RMSE값이 도출되었다. 이는 키넥트

의 경우 깊이정보(카메라 전방의 거리)는 비교적 정확하게 측정되나, Z축의 경우 바닥면을 측정하고 인체의 발을 측정함에 있어 노이즈가 많은 관계로 전역좌표계 설정 시 비교적 큰 에러가 발생한다. 캘리브레이션 없이 바로 사용할 수 있다는 것이 키넥트의 장점임을 고려할 때 CoM의 수직축의 RMSE 0.04m 이하의 구조적 에러는 충분히 감안할 수 있는 부분으로 사료된다.

CoM의 움직임에서 RMSE값을 수치적으로 살펴보면, X축에서의 모든 동작의 RMSE값의 평균은 KF에서 0.017m, KM에서 0.028, KS에서 0.033m 이었다. Y축에서의 모든 동작의 RMSE값의 평균은 KF에서 0.017m, KM에서 0.020, KS에서 0.026m 이었다. Z축에서의 모든 동작의 RMSE값의 평균은 KF에서 0.028m, KM에서 0.027, KS에서 0.029m 이었다. CoM의 움직임의 RMSE값은 0.017m에서 0.033의 범위 안에 있어 비교적 매우 정확하다고 판단 할 수 있다.

결과에서 나타난 에러값의 특성은 인치 움직임 측정에 있어 매우 중요한 요소이다. 키넥트 측정 데이터의 경우 구조적 에러(systematic error)가 항상 포함되어 있다. 따라서 움직임의 범위가 커진다면, 즉 시그널의 크기가 커진다면 노이즈의 비중이 줄어 들 수 있다. CoM범위 대비 에러 비율(RMSE/Range of value (%))을 보면 그 특성을 쉽게 파악할 수 있다. X축, Y축, Z축 모든 축에서 움직임의 범위가 큰 동작에서는 CoM범위 대비 에러 비율이 24%이하로 나타났다. X축과 Y축에서 CoM 움직임의 범위가 작은 동작인 스쿼트 시 좌우, 팔동작 시 좌우, 앞뒤에서 비교적 큰 RMSE/Range of value (%)값을 나타냈다. 다만, Z축에서는 X, Y축에 비해 비교적 큰 에러값을 갖는 것으로 나타났다. 이러한 결과가 의미하는 것은 키넥트로 인체움직임을 측정할 경우 몸통과 팔, 다리의 움직임이 클수록 신뢰도 높은 데이터를 획득할 수 있다는 것이다. 구조적 에러는 동작의 크기와는 상관없이 지속적으로 유지되는 에러가 존재하기 때문에 미세한 동작을 측정하는 것은 어려울 것으로 보인다.

## 2. 키넥트 위치에 따른 인체 움직임 측정 정확성 비교

키넥트 위치에 따른 인체 움직임의 측정 정확도는 모션캡처시스템으로 측정된 데이터와 키넥트로 측정된 데이터의 회기분석을 통한 결정계수(R-squared)값을 통해 검토할 수 있다. 제자리 걷기의 경우 KF조건이 가장 정확하고 X축, Y축, Z축의 R-squared값이 각각 0.973, 0.992, 0.721로 나타났다. 제자리 뛰기의 경우 KF조건이 가장 정확하고 X축, Y축, Z축의 R-squared값이 각각 0.983, 0.999, 0.682로 나타났다. 걷기의 경우 KF, KM의 조건에서 정확하게 나타났다. KF조건에서는 X축, Y축, Z축의 R-squared값이 각각 0.842, 0.974, 0.997로 나타났다. KM조건에서는 X축, Y축, Z축 각각 0.808, 0.997, 0.98로 나타났다. 런지의 경우 KF조건이 가장 정확하고 X축, Y축, Z축의 R-squared값이 각각 0.965, 0.999, 0.995로 나타났다. 제자리 점프의 경우 KF조건이 가장 정확하고 X축, Y축, Z축의 R-squared값이 각각 0.975, 0.988, 0.994로 나타났다. 팔벌려뛰기의 경우 KF조건이 가장 정확하고 X축, Y축, Z축의 R-squared값이 각각 0.977, 0.997, 0.750으로 나타났다. 골프 퍼팅의 경우 KM조건이 가장 정확하고 X축, Y축, Z축의 R-squared값이 각각 0.991, 0.990, 0.929로 나타났다. 테니스 포핸드 스트로크의 경우 KF조건이 가장 정확하고 X축, Y축, Z축의 R-squared값이 각각 0.986, 0.994, 0.855로 나타났다. 의자 앉았다 서기의 경우 KF조건이 가장 정확하고 X축, Y축, Z축의 R-squared값이 각각 0.925, 0.998, 0.997로 나타났다. 시상면 팔동작과 전두면 팔동작의 경우 CoM의 움직임이 작아서 R-squared값이 다른 동작에 비해 매우 낮게 나타났다. 3축 모두 0.04이하의 움직임만 나타났다. Z축의 경우 0.04의 구조적 에러가 있다는 이전의 연구(Choppin & Wheat, 2013)와 유사한 경향을 보였다. 또한 본 연구의 결과를 통해 동작별로 측정의 정확도를 높일 수 있는 카메라의 위치를 알 수 있다. 결론적으로 대부분의 동작에서 정면(KF)의 키넥트가 비교적 정확한 움직임 정보를 제공한다.

다른 예외적인 경우가 스쿼트 동작과 골프 퍼팅 동작이다. 스쿼트 동작은 KF조건과 KM조건에서 별다른 차이가 없었다. 스쿼트 동작의 경우 KF의 정확도가 낮아지는 이유 때문이다. 이는 KF 조건에서 스쿼트 동작 시

몸통과 대퇴 분절이 많은 부분 겹쳐지기 때문이다. KF조건의 경우 스쿼트 동작 시 엉덩관절, 런지 동작 시 발목관절의 정확도가 크게 떨어진다. 엉덩관절의 에러는 CoM에 영향을 미치는 반면, 발목관절의 에러는 CoM에 큰 영향을 미치지 못하여 스쿼트 동작만 KF와 KM조건 모두 동일한 정확성을 갖는 것이다.

다음은 골프 퍼팅 동작이다. 퍼팅 동작은 공의 진행선이 신체의 전두면에 포함된다. 따라서 최초의 T-자세 방향과 퍼팅 동작 시 방향이 90도의 차이를 갖는다. 또한 퍼팅 동작 시 팔의 위치가 몸통과 매우 많이 붙어 있게 된다. 이와 같은 특징으로 인하여 골프퍼팅 동작은 KM조건이 가장 우수한 정확도를 나타냈다. 추가적으로 제자리 걷기와 제자리 뛰기의 경우 키넥트 위치 조건에 따라 유의미한 차이가 없었다. 따라서 이 두 가지 동작의 경우 KF, KM조건 모두 활용 가능할 것이나 굳이 KF조건을 회피해야 할 이유는 없다.

### 3. 동작 특성에 따른 인체 움직임 측정 정확성 비교

본 연구는 동작 별 측정 정확도를 구분하기 위해서는 움직임의 특성을 구분할 필요가 있다. 본 연구에서는 우선 움직임의 특성을 해부학적 평면을 기준으로 구분하였다. 우선 주요한 인체 움직임이 전두면(frontal plane), 시상면(sagittal plane), 수평면(transverse plane)으로 구분하여 움직임별 특성에 따라 어떠한 특성을 갖는지 비교해볼 수 있을 것이다.

동작 별 측정 정확성을 판단하기 위해서는 모션캡처 데이터를 기준으로 하여 키넥트 데이터의 하지 관절각도 분석 결과와 상지 관절의 각도분석 결과, 그리고 상지 관절 위치 분석 결과를 분석해 볼 수 있다. 각 결과 모두 모션캡처 데이터를 iPisoft Mocap studio를 활용해 계산된 키넥트 데이터의 RMSE값을 제시하였다.

하지의 관절각도 분석 결과를 살펴보면, 우측 엉덩관절의 경우 스쿼트 동작과 의자에 앉았다 일어서기 동작에서 RMSE값이 가장 큰 것으로 나타났다. 이는 엉덩관절의 굴곡이 크게 일어나거나 몸통이 앞으로 기울어지는

동작 이다. 이 때 엉덩관절 각도의 오차는 약 26도정도이다. 다른 동작의 경우 RMSE값이 5도에서 10도 정도의 이다. 우측 무릎의 굴곡각도를 보면 RMSE값이 가장 큰 동작은 스쿼트 동작이다. RMSE값이 약 12도를 나타냈다. 다른 동작의 경우 4도에서 5도로 키넥트로 움직임이 측정된 하지 관절 중 무릎이 가장 정확도가 높았다. Jamali & Behzadipour (2016)는 발목 각도의 경우 임상적으로 활용할 수 있는 오차 이상을 갖는다고 하였는데, 본 연구에서도 동일하게 발목이 비교적 큰 RMSE값을 나타냈다. 팔동작만 있고 발목의 움직임이 없는 동작에서도 5도 이상의 RMSE값을 나타냈다.

본 연구에서 키넥트의 위치 조건은 KF, KM, KS로 3가지 조건이었다. 따라서 좌측 팔, 다리 관절의 경우 우측 팔, 다리에 가져지는 경우가 많아 우측 팔, 다리에 비해 큰 RMSE값을 나타냈다. 이는 depth camera의 특징 이라기보다는 일반적인 영상분석의 특성과 동일한 특성이다.

상지관절의 관절각도 분석은 iPosoft Mocap studio를 이용해 계산된 관절 값을 사용하였다. 그 결과 어깨의 관절 각도의 RMSE값이 매우 크게 나타났다. 이는 iPosoft Mocap studio를 활용한 어깨 관절의 관절각도가 ISB의 인체 모델(Wu, G., et al., 2005.)을 활용하지 않았기 때문이다. 또한 iPosoft Mocap studio는 어깨 관절의 gimbal lock 현상을 보완하기 위해서 전완의 회외/회내 동작이 어깨의 외회전/내회전과 연동되도록 보정기법을 사용하였다. 동작 분석 시 어깨 관절의 gimbal lock현상을 제거하기 위해 다양한 기법이 연구(Gates, Walters, Cowley, Wilken, & Resnik, 2016)되어 지고 있으나, 아직은 표준화된 방법이 제시되고 있지 않기 때문에 본 연구에서도 그 부분은 한계점으로 남았다. 따라서 상지의 경우 위치 관절의 X축, Y축, Z축의 위치좌표값의 RMSE값을 제시하였다. 키넥트의 경우 사전에 캘리브레이션을 하지 않기 때문에 인체의 골반 부근 ROOT로 정의하고 bvh포맷의 인체 모델을 정의한다. 이때 피험자의 신체 특성에 따라 원점이 매번 재정의 되기 때문에 피험자마다 전역좌표계의 원점과 축의 방향이 다소 차이가 있다. 이러한 점을 확인 한 후 가장 합리적이라고 판단한 축 변환 방법은 ROOT의 위치를 X-Y평면에 정사영 시켜 전역좌표계의 원점을 잡는 방법이었다. 모션캡처 데이터의 전역좌표계의 원점은 최초 캘리브레이

션을 통해 정의되나 키넥트 데이터의 원점과 맞추기 위해 두 엉덩관절의 중간점을 X-Y평면에 정사영 시켜 전영좌표계의 원점으로 정의하였다. 따라서 모션캡처 좌표계와 키넥트 좌표계의 원점의 위치는 거의 일치하는 반면 X축, Y축의 방향은 다소 어긋날 수 있다. 이러한 특성은 보행 데이터의 X축 방향의 CoM 움직임의 RMSE값이 큰 것으로 확인할 수 있다.

이러한 문제는 키넥트는 정교한 측정을 위한 장비가 아니기 때문에 캘리브레이션을 위한 추가 기능을 제공하고 있지 않기 때문이다. 이를 해결하기 위한 방법으로 Wang, Kurillo, Ofli, & Bajcsy, 2015는 모션캡처 인체 모델과 키넥트로 측정된 인체 모델의 관절의 위치 좌표 값을 모두 구한 이후 각 관절의 거리가 최소가 되는 지점(minimizing the squared distance)으로 전역좌표계를 이동, 회전 변환하는 방법을 제시하였다.

어깨 관절의 X축 좌표 값의 경우 0.03~0.08m의 RMSE값을 갖는 것으로 나타났다. 어깨 관절의 Y축의 좌표 값의 경우 모든 경우에서 0.03~0.06m의 RMSE값을 갖는 것으로 나타났다. Y축의 좌표 값이 X축, Z축에 비해 RMSE값이 비교적 작은 것으로 보인다. 이러한 이유는 키넥트가 Y축의 정보는 적외선의 Time of flight(TOF)정보를 활용하여 측정하기 때문으로 판단된다. 어깨 관절의 Z축 정보는 0.03~0.08m의 RMSE값을 갖는 것으로 나타났다. 오른쪽 팔꿈치의 관절의 X축 좌표 값은 0.07~0.14m의 RMSE값을 보여 어깨보다 오차가 더 큰 경향을 보였다. 오른쪽 팔꿈치 관절의 Y축 좌표 값은 0.03~0.09m의 RMSE값을 보여 어깨와 비슷한 오차를 보였다. 오른쪽 팔꿈치 관절의 Z축 좌표 값은 0.09~0.21m의 RMSE값을 보여 어깨보다 오차가 더 큰 경향을 보였다. 또한 X축, Y축의 RMSE값에 비해 Z축의 RMSE값이 더 큰 경향을 보였다. 오른쪽 손목의 경우 Y축의 위치 좌표에서 0.04~0.13m의 RMSE값을 갖는 것으로 나타났고, X축과 Z축에서는 각각 0.13~0.22m, 0.13~0.36m으로 비교적 큰 RMSE값을 갖는 것으로 나타났다. iPosoft의 내부 알고리즘이 전완의 회내/회외 동작을 기준으로 어깨 관절의 내회전/외회전에 영향을 주는 내부 보정 알고리즘에 가지고 있기 때문에 손목관절의 RMSE가 큰 것은 어깨 관절의 RMSE값을 더 크게 만드는 요인으로 볼 수 있다.

#### 4. 키넥트 사용 시 유의해야 할 사항

지금까지 위에서 키넥트로 측정된 인체 움직임의 정확도에 대해서 논의 하였다. 키넥트를 이용한 인체 움직임 측정 방법이 저가의 장비를 활용해 측정할 수 있는 정보로서는 충분한 가치가 있는 반면, 기존의 운동역학적 방법론에 활용할 수 있는 도구로서는 정확도가 기대에 미치지 못하는 것을 알 수 있다. 이는 본 연구에서도 확인되고 기존의 많은 연구에서도 확인할 수 있는 사실이다(Choppin & Wheat, 2013, Otte, et al. 2016, Eltoukhy, et al., 2016).

그러나 키넥트는 기존의 모션캡처 장비를 대체할 수 없을지라도 다양한 방식으로 활용 가능하다. Wheat, Clarkson, Higham & Choppin (2014)의 연구처럼 사이클링 발동작은 정확하게 측정할 수 없더라도 상체와 하체의 자세는 측정할 수 있기 때문에 선수에게 실시간으로 일정한 정보를 제공할 수 있는 피드백 도구로서 활용 가능할 수 있을 것이다. 또한 재활의학 분야에서 환자 치료 시 다양한 방식으로 환자에게 정보를 피드백 할 수 있다. 이러한 방식은 환자의 재활의지를 북돋을 수 있는 좋은 방법을 제공할 수 있다. 또한 체육시간의 간단한 동작을 가르치고 피드백 할 수 있는 좋은 수단이 될 수 있을 것이다. 예를 들면, 청소년체조를 처음 배울 때 교사와 직접 하는 것이 아니라 키넥트 앞에서 체조동작을 하면서 잘못된 동작을 실시간으로 피드백 해 줄 수 있는 교육 도구로도 활용가능 할 것이다.

이러한 다양한 방식의 어플리케이션을 개발을 위해 키넥트가 갖는 특성을 파악하는 것이 중요하다. 이러한 특성은 RGB-D 카메라가 갖는 일반적인 특성으로 일반화될 수 있을 것이다. Seo, Fathi, Hur & Crocher (2016)도 이러한 관점에서 연구를 진행하였다. 상체 움직임을 측정하기 위해 다양한 위치 조건의 키넥트로 측정된 상체의 관절각도의 측정 정확도에 대해 연구하였다. 연구 결과 키넥트의 위치는 상체 관절의 측정 정확도에 유의미한 영향을 미친다는 연구결과를 발표하였고, 신뢰도 높은 데이터를 획득하기 위해서는 키넥트의 위치에 따른 정확도 정보를 활용하는 것을 권고하였다. 본 연구 또한 이러한 관점에서 의의를 갖는다.

현재 체육학 분야에서 행해지고 있는 동작분석의 교육과정을 고려할 때 키넥트를 통한 교육용 어플리케이션 개발은 비용의 문제로 고가의 모션캡처 장비를 통해 실습할 수 없는 많은 학생들에게 모션캡처의 원리와 및 인체 모델에 대한 기본 개념의 교육에 좋은 교육도구로서 제공되어 질 수 있을 것이다. 현재 움직임 분석 교육이 필요한 분야는 체육 분야, 물리치료 분야, 애니메이션 분야 등의 있다. 최근에는 컴퓨터 비전을 연구하는 분야의 연구자들도 인간 활동 인식 알고리즘 개발을 위해 인간 움직임 분석의 개념을 연구하고 있다(Mohamed, 2015). 관련 전공 학생들에게 인체 모델을 쉽게 만들고 움직임을 분석해 볼 수 있는 현실 가능한 대안을 제시할 수 있다는 것이 키넥트가 갖는 또 다른 의미이다.

지금부터는 결과를 바탕으로 키넥트로 측정된 인체 움직임 데이터의 특성에 대해 논의하고자 한다. 이러한 정보는 키넥트의 측정 정확도를 높이기 위한 사용자 가이드를 제공될 수 있으며, 키넥트 응용 프로그램을 개발에 참고할 수 있을 것이다.

우선 결과를 통합하여 도출된 결과는 다음 표 48과 같다. 키넥트의 위치와 동작의 특성에 따라 인체의 움직임을 비교적 정확히 측정 할 수 있는 조건을 제시하였다. 이러한 결론의 근거로는 카메라 위치 조건에 따라 유의한 차이가 있고, KF 보다 작은 RMSE값을 갖는 경우를 판단의 기준으로 하였다. 대부분의 경우 KF조건에서 정확도가 우수하지만 스쿼트 동작과 골프 퍼팅 동작의 경우 KM조건도 우수한 정확도를 갖는 것으로 판단된다.

이와 같은 이유는 엉덩관절의 굴곡과 상체의 전방 기울임이 큰 동작의 경우 엉덩관절 위치의 오차값이 커지기 때문이다. 엉덩관절의 굴곡이 크게 앉는 동작이 있는 경우에 한하여 KM조건에서 촬영이 더 정확할 수 있음을 확인하였다. 무릎과 발목 관절의 경우 KF에서 촬영하는 것이 가장 정확하다. 반면, KS조건의 경우 반대쪽 관절은 가려져 측정이 불가능하다. 런지 동작의 경우 KF조건에서 발목관절이 가려져 무릎과 발목 관절의 RMSE값이 크게 커지는 경우도 발생한다.



표 48 측정 신체활동 동작 별 가능한 RGB-D 카메라 위치

구분	동작	카메라 위치			해부학 평면	움직임 부위
		전방 (KF)	우전방 (KM)	우측방 (KS)		
체육 활동	이동 기술	제자리 걷기	○	○	시상면	하지
		제자리 뛰기	○	○		
	비이동 기술	걷기	◎	X		
		스쿼트	○	◎		
		런지	◎			
		제자리 점프	◎			
	스포츠 기술	팔벌려뛰기	◎	○	전두면	상지/하 지
		테니스 스트로크	○	○	대각면	
		골프 퍼팅	○	◎		하지
		의자에 앉았다 서기	◎	○	시상면	
일상생활동작	시상면 팔동작	◎		○	시상면	
	전두면 팔동작	◎			전두면	상지

수평면의 회전이 포함되어 있는 골프 퍼팅 동작의 경우 KM조건에서 촬영한 것이 정확한 것으로 나왔다. 이는 움직임 중 수평면의 회전이 중요한 요소이기도 할 뿐만 아니라, 팔의 움직임과 몸통의 움직임이 많이 겹치는 동작이기 때문에 몸통과 팔을 쉽게 구분할 수 있는 KM조건에서 더 정확했던 것으로 판단된다. 골프 퍼팅 동작 시 우측면의 키넥트의 경우 몸통과 팔 사이를 직접 촬영하게 되기 때문이다. 수평면 회전이 있는 테니스 스트로크 동작은 왼손과 라켓으로 인해 오른손이 가려지고, 머리가 가려지는 등의 문제가 발생하였다. 골프퍼터는 동작의 측정에 문제가 발생하지 않았는데, 테니스 라켓은 신체의 일부분을 가려 전에 데이터에도 영향을 미치는 것으로 나타났다. 이는 키넥트를 활용해 인체의 움직임을 측정할 때 손에 들고 있는 도구가 영향을 미칠 수 있다는 것을 의미한다. 즉, 넓은 면적이 신체와 키넥트 사이에 있을 때 어려움이 크게 증가할 수 있다.

또한 3차원 공간상의 어려움을 관측한 결과 전체적으로 Y축 방향으로의 RMSE값이 비교적 작게 나타났다. 이는 키넥트가 거리(depth)를 측정할

때 적외선을 이용해 ToF(Time of flight)방식을 활용 때문에 화면의 픽셀을 기준으로 하는 좌우, 상하의 측정 정확도 보다 거리 값이 더 정확하다는 것이다.

다음으로는 키넥트로 얻은 움직임 정보의 구조적 에러 특성을 논의하고자 한다. 키넥트로 획득된 정보는 구조적 에러를 갖는다. 이는 동작의 특성에 따라 달라지는 것이 아닌 키넥트 자체의 에러이다. 표 49은 제자리 걷기 동작 시 하지의 엉덩관절, 무릎관절, 발목관절의 굴곡각도를 제시하고 있다. 관절의 굴곡각도를 살펴보면 실제 움직임이 있을 때 각도의 변화가 있을 때보다 가만히 있을 때, 다시 말하면 T-pose랑 가까운 자세일 때 오차가 더 큰 것을 볼 수 있다. 특이한 점으로 발목관절의 경우 오차가 매우 크다. 이러한 현상은 ToF(Time of flight)방식의 특성으로 키넥트가 바닥면과 발의 경계를 정확히 구분하지 못하기 때문이다. 기존 연구를 살펴보면 키넥트360(ver.1)이 키넥트ONE(ver.2)보다 바닥 면과 발을 구분해내는 기능을 뛰어난 것으로 알려졌다(Wang, Kurillo, Ofli, & Bajcsy, 2015). 이와 같은 차이는 첫 번째 버전의 키넥트의 경우 IR projector 방식이지만 두 번째 버전은 Time of flight방식으로 난반사가 발생할 경우 오차가 커지게 된다. 즉, 측정하고 하는 움직임의 몸통과 사지의 움직임이 큰 경우에 노이즈에 영향을 덜 받을 수 있을 것이다.

다음으로 제시한 표 50은 제자리 걷기 동작 시 모션캡처의 하지 관절 각도 변화에 따른 오차값의 특성을 보여준다. 엉덩관절의 경우 0도에서는 에러값이 커졌다 작아졌다 매우 큰 오차 범위를 보인다. 0도에서도 오차가 15도까지 차이가 나는 경우가 있다. 하지만 엉덩관절의 움직임이 시작될 경우 오차가 급격히 줄어드는 것을 볼 수 있다. 키넥트는 경향은 팔 다리가 움직이고 있을 경우 정확도가 높아지는 것으로 볼 수 있다. 반면 무릎관절의 0도 일 경우 엉덩관절과 같이 오차의 크기가 매우 큰 것으로 나타났다. 무릎관절의 굴곡이 증가할 때 엉덩관절과는 반대의 경향을 보인다. 무릎관절의 오차값은 굴곡 각도가 커질 수 록 작아진다. 발목관절의 경우 0도에서의 오차가 다른 관절에 비해 크지 않은 것으로 나타났다. 발목이 움직일 경우 오차가 더욱 커지는 것으로 나타났다.

표 49 제자리 걷기 동작 시 우측 하지 관절각도 비교

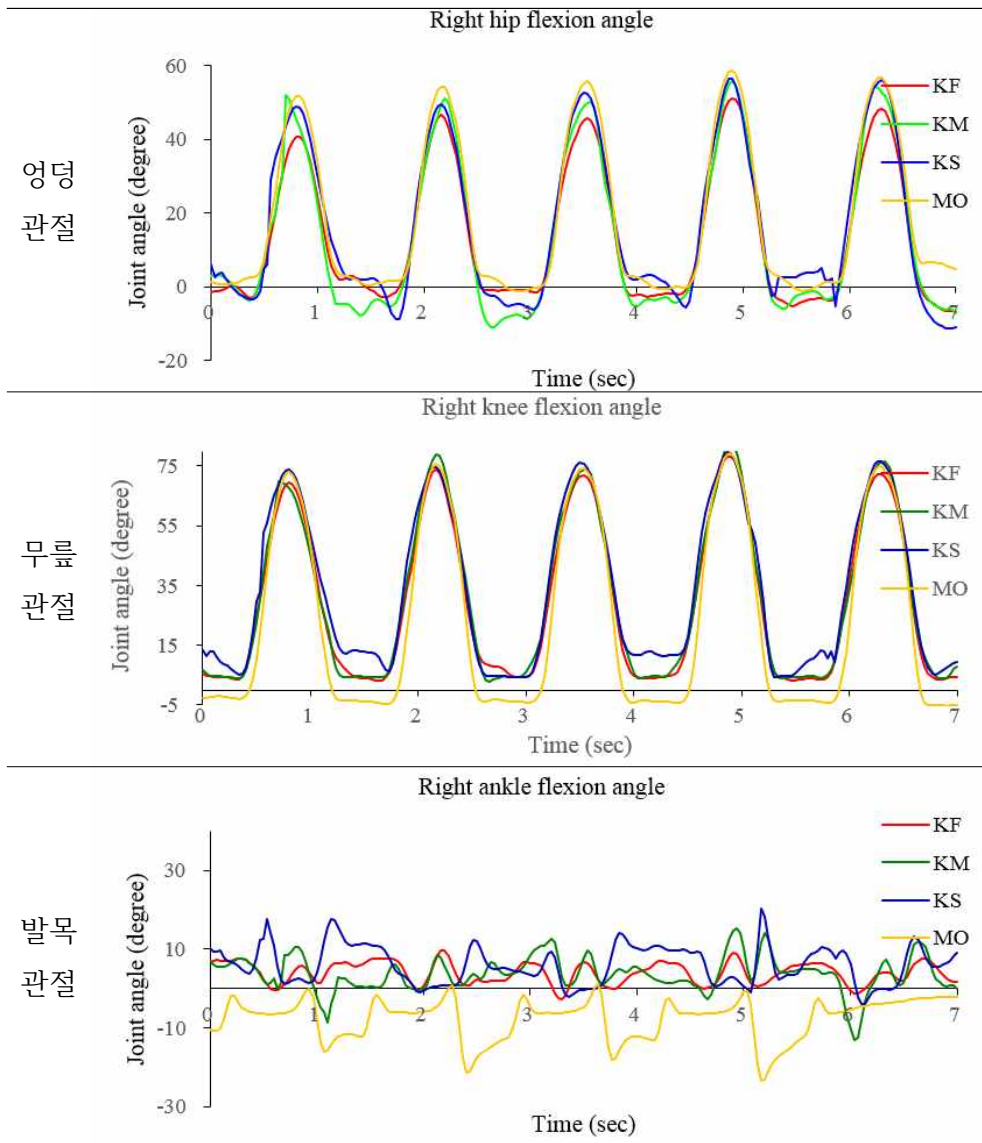
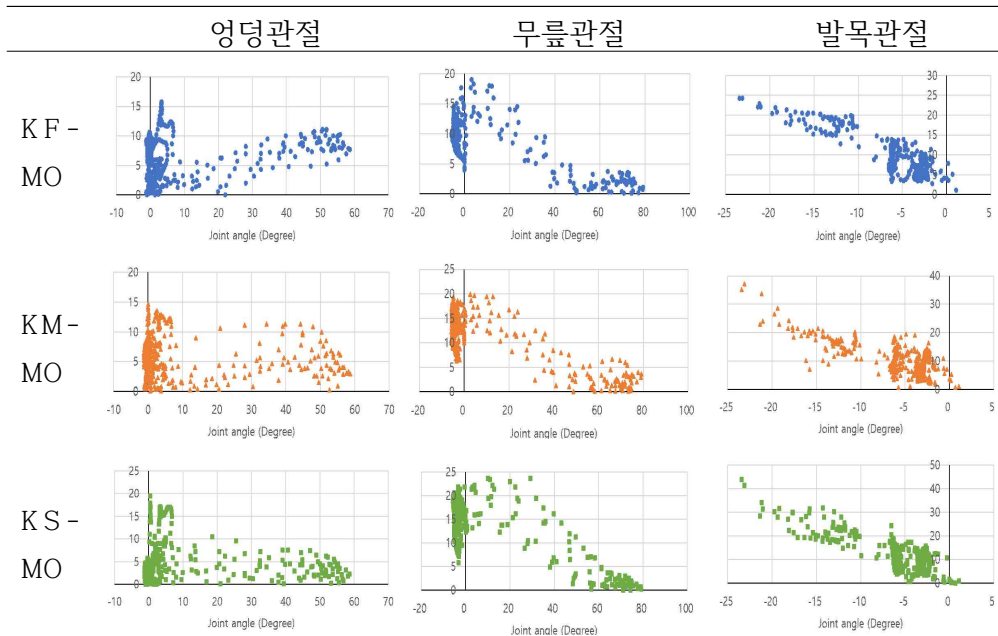


표 50 제자리 걷기 시 우측 하지 관절 각도에 따른 RMSE 변화

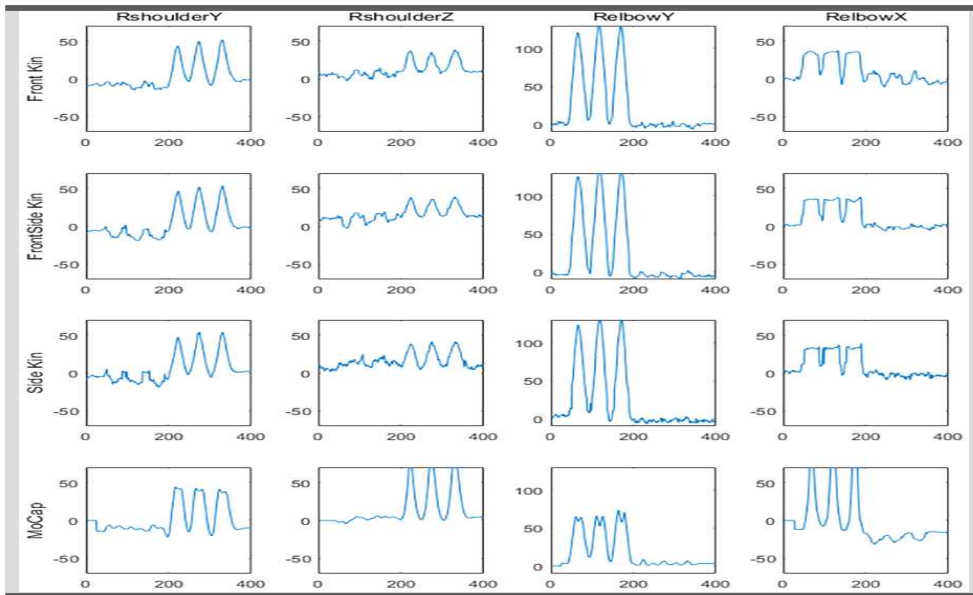


키넥트의 위치 조건별로는 KS조건에서 엉덩관절의 에러값이 비교적 작은 분포를 보이는 경향이 있었다. 이러한 에러의 경향은 KS조건의 경우 우측방에 있었기 때문에 오른쪽 하지 관절을 비교적 정확히 측정할 수 있었다는 것을 의미한다. 하지만 엉덩관절의 정확성은 CoM의 이동에서 유의미한 영향을 미칠 정도의 크기는 아니다.

다음으로 제시된 표 55는 전두면 팔동작 시 우측팔 관절 중 어깨와 팔꿈치 관절의 관절각 데이터를 제시하고 있다. 표 하단에는 모션캡처 데이터를 기준으로 한 RMSE값과 R-squared값을 제시하고 있다. 상지 관절의 경우 전두면 동작에서는 전완의 회내/회외 동작의 영향이 비교적 적어 다음과 같이 정확한 관절 값이 측정되었다. 그러나 어깨의 외전각은 약 15도의 RMSE값을 나타냈고, R-square값도 0으로 나타났다. 팔꿈치의 경우 20도의 오차가 있는 것으로 나타났다. 모션캡처의 경우 어깨의 외전각의 최대값이 50도가 넘는데, 키넥트 데이터의 외전각은 50도 이하로 나타났다. 또한 팔꿈치 굴곡 각도를 보면 모션캡처의 경우 약 60도정도로 나타났으나, 키넥트 데이터의 경우 100도 이상으로 나타났다. 반대로 팔꿈치 내회

전 각도는 모션캡처에서 60도 이상을 나타냈는데, 키넥트 데이터에서는 50도 이하로 나타났고, 관절 각도의 최대치 부근의 그래프가 절단된 것처럼 그려졌다. 이는 iPosoft Mocap studio biomech add-on의 자체 보정 알고리즘으로 인한 현상으로 보인다. 즉, 상지 관절의 움직임은 상완, 전완의 지역 좌표계의 미세한 방향(orientation)에도 오일러각도(Euler angle)로 표기되는 관절각도의 크기 큰 차이를 가져올 수 있다. 이러한 문제를 극복하기 위해 많은 연구자들이 제안을 하고 있지만 아직 표준으로 인정받는 방식은 존재하지 않는다(Rab, Petuskey, & Bagley, 2002, Holzbaur, Murray & Delp, 2005, Wu, G., et al., 2005).

표 51 전두면 팔동작시 우측 팔 관절각 비교



RMSE and Rsquare value of between Kinect position and Mocap

	RMSE				Rsquare			
	shoulder flexion	shoulder abduction	elbow flexion	elbow int. rotation	shoulder flexion	shoulder abduction	elbow flexion	elbow int. rotation
KF vs MO	7.13	14.28	20.12	26.74	0.82	0.00	0.75	0.00
KF vs MO	7.78	15.33	22.03	26.91	0.81	0.00	0.74	0.00
KF vs MO	9.09	14.57	20.16	25.98	0.72	0.00	0.75	0.00

## VI. 결 론 및 제 언

본 연구는 목적은 Kinect 카메라로 획득된 인체 움직임 데이터의 정확도와 에러의 특성을 분석하는 것이다. 이를 위해 체육활동과 일상생활 동작 12가지를 3가지 촬영 조건(KF, KM, KS)에서 측정하였고, 각 조건의 측정 데이터 정확도를 분석하였다. 이러한 결과를 바탕으로 키넥트를 운동역학 연구를 위한 모션캡처 도구, 또는 실시간 피드백을 제공할 수 있는 훈련 도구 사용할 수 있을지 확인하고자 한다. 또한 이러한 과정에서 얻게 되는 여러 노하우들은 차후 키넥트의 측정 정확도를 높이기 위한 사용자 가이드를 제공할 수 있으며, 키넥트 응용 프로그램을 개발에 참고할 수 있을 것이다.

본 연구에서는 10명의 실험 참가자를 대상으로 모션캡처 장비와 3대의 키넥트를 동기화하여 인체 움직임 데이터를 동시에 측정하였다. 측정된 데이터는 분석 프로그램(visual3D, iPosoft Mocap studio)을 통해 각 분절과 관절을 정의한 후 움직임 데이터를 계산하였다. 계산된 변인은 인체의 CoM 3차원 위치, 하지의 관절각도와 관절의 3차원 위치, 상지의 관절각도와 관절의 3차원 위치였다. 도출된 변인은 모션캡처 데이터를 기준으로 RMSE 값과 R-squared를 계산하였고, 움직임 크기와 오차의 비율로도 제시되었다. 이에 본 연구 결과를 토대로 도출한 결론은 다음과 같다.

첫째, 키넥트를 이용한 인체 움직임 데이터 측정 전신 무게중심에 한해 비교적 정확하다. X, Y, Z 모든 축에서 최대 RMSE값이 0.03m 이하였다. X축에서 전체 RMSE평균은 KF에서 0.017m, KM에서 0.028, KS에서 0.033m 이었다. Y축에서 전체 RMSE평균은 KF에서 0.017m, KM에서 0.020, KS에서 0.026m 이었다. Z축에서의 전체 RMSE평균은 KF에서 0.028m, KM에서 0.027, KS에서 0.029m 이었다.

둘째, 키넥트 위치에 따라서 인체 움직인 데이터의 RMSE값이 유의한 차이가 있었다. 이는 다시 말하면 동작의 특성에 따라 인체 움직임을 정확히 측정할 수 있는 위치가 다르다는 것을 의미한다. 세부적으로 살펴보면 무게중심이 키넥트 위치에 따라 X축에서 유의한 차이가 있는 동작은 제자리

뛰기( $p=.025$ ), 스쿼트( $p=.001$ ), 런지( $p=.006$ ), 점프, 팔벌려뛰기( $p=.000$ ), 의자에 앉았다 서기( $p=.044$ ), 전두면 팔동작( $p=.004$ )이다. 키넥트 위치에 따라 Y축에서 유의한 차이가 있는 동작은 스쿼트( $p=.029$ ), 제자리 점프( $p=.043$ ), 팔벌려뛰기( $p=.037$ ), 시상면 팔동작( $p=.015$ )이다. 키넥트 위치에 따라 Z축의 경우 유의한 차이가 있는 동작은 스쿼트( $p=.041$ ), 골프 퍼팅 동작( $p=.016$ )이다. 이를 종합할 때 KF조건이 대부분의 경우 가장 정확한 것으로 결론 낼 수 있다. 관절 각도와 위치는 키넥트의 위치조건에 따라 유의한 차이가 있으나, 모든 조건에서 동일한 패턴을 보이지는 않았다. 따라서 한 관절의 정확성을 키넥트 위치 판단의 조건으로 고려하지 않았다.

셋째, 키넥트 데이터는 RGB-D 카메라가 갖는 체계적인 에러(systematic error)를 갖는다. 에러의 특징을 알아두는 것은 키넥트를 활용할 때 유용할 수 있다. 세부적으로 전방 키넥트로 측정된 엉덩관절의 위치가 비교적 부정확하다. 또한 관절의 움직임이 없을 경우 RMSE값이 커진다. 팔, 다리를 크게 움직이는 경우 상대적으로 정확한 측정이 가능해진다. 몸통과 팔이 붙어 있을 경우 KM 구분이 잘 되는 방향에서 측정하는 것이 좋다.

이상을 종합하면 키넥트를 이용하여 측정된 관절 위치와 각도는 모션 캡처 시스템과 비교하여 비교적 큰 오차를 갖는다. 그러나 무게중심(CoM)은 평균적으로 3cm 이내의 비교적 작은 오차로 정확하게 측정이 가능하다. 이는 키넥트가 팔, 다리의 세밀한 움직임 보다는 큰 동작에서 신체 전체를 측정할 경우 매우 유용할 수 있음을 의미한다. 키넥트 시스템이 모션 캡처 시스템에 비해 정확도가 떨어져서 운동역학 분석에 활용할 수 없다는 단점에도 불구하고 키넥트의 가격과 실시간으로 정보를 제공할 수 있다는 장점은 키넥트가 운동역학 분석 방식과는 다른 방법으로 인간의 움직임을 측정하고 분석 할 수 있는 도구로 사용될 가능성이 충분하다는 것을 의미한다. 또한 여러 가지 동작과 키넥트의 위치에 따라 획득된 데이터의 정확도가 달라질 수 있기 때문에 키넥트 데이터와 에러의 특성을 파악한다면 정확도 높은 움직임 데이터를 획득할 수 있을 것이다.

본 연구에서 제시된 결과 이외에 키넥트로 데이터를 획득하고 분석하는 과정에서 얻게 된 경험 지식이 더욱 가치 있다고 사료된다. 부정확한

측정도구는 운동역학 분야에 활용할 수 없다는 생각보다는 부정확하지만 비용적 장점으로 쉽게 사용할 수 있는 RGB-D카메라의 잠재력을 활용해 다양한 방식으로 현장에 적용할 수 있는 방안을 찾는 노력이 필요할 것으로 생각된다. 정확한 모션캡처 데이터를 분석도 중요하지만, 키넥트를 통해 쉽게 얻을 수 있는 데이터도 다양한 방식으로 활용할 수 있을 것으로 생각된다.



## 참고문헌

- 김민구, 반성범. (2013). 모션캡처 시스템 적용을 위한 실사 인체 크기 검출 기술. **한국정보기술학회논문지**, 11(6), 163-170.
- 김현준. (2012). 임베디드 디바이스의 혁신적인 사용자 인터페이스 구현을 위한 Kinect for Windows ①, **임베디드 월드**, 4-5월호.
- 박영우, 길태숙. (2015). 키넥트 2.0을 활용한 게임 모션 라이브러리 툴 구축. **한국컴퓨터게임학회논문지**, 28(2), 79-85.
- 박종현, 정철, 박창섭, 이명원. (2012). 캐릭터 애니메이션 데이터 교환을 위한 스키마 정의. **정보과학회논문지 : 시스템 및 이론**, 39(1), 45-51.
- 신인식, 이기청, 정철수, & 김관호. (2000). 윈도우용 비디오 3 차원 영상분석 프로그램 개발. **한국체육학회지-인문사회과학**, 39(3), 622-634.
- 신중수, 고경리, 반성범. (2014). 키넥트를 이용한 모션캡처 시스템의 인체 모델 정보 측정 자동화. **한국정보기술학회논문지**, 12(9), 173-180.
- 이제희. (2003). 모션캡처의 과거, 현재, 그리고 미래. **정보과학회지**, 21(7), 24-29.
- 이지혜, 진영훈, 채영호. (2014). 3D 아바타 동작의 선택 제어를 통한 감정 표현. **한국CAD/CAM학회 논문집**, 19(4), 443-454.
- 정철희, 이명원. (2008). 호환성 있는 인체 애니메이션을 위한 모션 데이터 정의. **컴퓨터그래픽스학회논문지**, 14(2), 35-41.
- 허건, 하종은. (2015). 동작인식을 이용한 탁구 스윙 분석. **제어로봇시스템학회 논문지**, 21(1), 40-45.
- Hwang, S., Tsai, C.-Y., Bass, S. R., & Koontz, A. M. (2014). Validity and Reliability of the Kinect to Use as a Virtual Coaching System for Wheelchair Transfer Techniques. **2014 한국재활복지공학회 정기학술대회 논문집**, 99-102.
- Allen, S. J., King, M. A., & Yeadon, M. F. (2016). Optimisation of phase ratio in the triple jump using CoMputer simulation. *Human movement science*, 46, 167-176.
- Anderson, K. R., Woodbury, M. L., Phillips, K., & Gauthier, L. V. (2015). Virtual reality video games to promote movement recovery in stroke rehabilitation: a guide for clinicians. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 96(5), 973-976.
- Arai, K., & Asmara, R. A. (2013). 3D Skeleton model derived from Kinect Depth Sensor Camera and its application to walking style quality evaluations. *International Journal of Advanced Research in Artificial Intelligence*, 2(7), 24-28.
- Bahr, R., & Krosshaug, T. (2005). Understanding injury mechanisms: a key CoMponent of preventing injuries in sport. *British journal of sports medicine*, 39(6), 324-329.
- Bonnechere, B., Jansen, B., Salvia, P., Bouzahouene, H., Omelina, L., Moiseev, F., Jan, S. V. S. (2014). Validity and reliability of the Kinect within functional assessment activities:

- CoMparison with standard stereophotogrammetry. *Gait & posture*, 39(1), 593-598.
- Buck, J. R., Daniel, M. M., & Singer, A. C. (1997). CoMputer explorations in signals and systems using MATLAB. Prentice-Hall, Inc..
- Bullas, A. M., Choppin, S., Heller, B., & Wheat, J. (2016). Validity and repeatability of a depth camera-based surface imaging system for thigh volume measurement. *Journal of Sports Sciences*, 1-7.
- Cha, K., Lee, E.-Y., Heo, M.-H., Shin, K.-C., Son, J., & Kim, D. (2015). Analysis of Climbing Postures and Movements in Sport Climbing for Realistic 3D Climbing Animations. *Procedia Engineering*, 112, 52-57.
- Chen, C., Jafari, R., & Kehtarnavaz, N. (2015). Improving human action recognition using fusion of depth camera and inertial sensors. *IEEE Transactions on Human-Machine Systems*, 45(1), 51-61.
- Choppin, S., Lane, B., & Wheat, J. (2014). The accuracy of the Microsoft Kinect in joint angle measurement. *Sports Technology*, 7(1-2), 98-105.
- Choppin, S., & Wheat, J. (2013). The potential of the Microsoft Kinect in sports analysis and biomechanics. *Sports Technology*, 6(2), 78-85.
- Cippitelli, E., Gasparini, S., Spinsante, S., & Gambi, E. (2015). Kinect as a Tool for Gait Analysis: Validation of a Real-Time Joint Extraction Algorithm Working in Side View. *Sensors*, 15(1), 1417-1434.
- Clark, R. A., Pua, Y.-H., Bryant, A. L., & Hunt, M. A. (2013). Validity of the Microsoft Kinect for providing lateral trunk lean feedback during gait retraining. *Gait & posture*, 38(4), 1064-1066.
- Clark, R. A., Pua, Y.-H., Fortin, K., Ritchie, C., Webster, K. E., Denehy, L., & Bryant, A. L. (2012). Validity of the Microsoft Kinect for assessment of postural control. *Gait & posture*, 36(3), 372-377.
- Clarkson, S., Wheat, J., Heller, B., & Choppin, S. (2015). Assessing the Suitability of the Microsoft Kinect for Calculating Person Specific Body Segment Parameters. In L. Agapito, M. M. Bronstein, & C. Rother (Eds.), CoMputer Vision - ECCV 2014 Workshops: Zurich, Switzerland, September 6-7 and 12, 2014, *Proceedings, Part I* (pp. 372-385). Cham: Springer International Publishing.
- Clarkson, S., Wheat, J., Heller, B., & Choppin, S. (2016). Assessment of a Microsoft Kinect-based 3D scanning system for taking body segment girth measurements: a CoMparison to ISAK and ISO standards. *Journal of Sports Sciences*, 34(11), 1006-1014.
- Dutta, T. (2012). Evaluation of the Kinect™ sensor for 3-D kinematic measurement in the workplace. *Applied ergonomics*, 43(4), 645-649.
- Elgendi, M., Picon, F., Magnenat-Thalmann, N., & Abbott, D. (2014). Arm movement speed assessment via a Kinect camera: A preliminary study in healthy subjects. *Biomedical*

*engineering online*, 13(1), 88.

- Elliott, N., Choppin, S., Goodwill, S. R., & Allen, T. (2014). Markerless Tracking of Tennis Racket Motion Using a Camera. *Procedia Engineering*, 72, 344-349.
- Eltoukhy, M., Kelly, A., Kim, C.-Y., Jun, H.-P., Campbell, R., & Kuenze, C. (2016). Validation of the Microsoft Kinect® camera system for measurement of lower extremity jump landing and squatting kinematics. *Sports Biomechanics*, 1-14.
- Eltoukhy, M., & Kuenze, C. (2015). Moving to-ward clinic-based motion analysis: Kinect® camera as an example. *sports and exercise medicine*, 1(3), 86-88.
- Fernandez-Baena, A., Susin, A., & Lligadas, X. (2012, September). Biomechanical Validation of Upper-Body and Lower-Body Joint Movements of Kinect Motion Capture Data for Rehabilitation Treatments. In *Proceedings of the 2012 Fourth International Conference on Intelligent Networking and Collaborative Systems* (pp. 656-661). IEEE Computer Society.
- Firman, M. (2016). RGBD Datasets: Past, Present and Future. *arXiv preprint arXiv:1604.00999*.
- Gates, D. H., Walters, L. S., Cowley, J., Wilken, J. M., & Resnik, L. (2016). Range of motion requirements for upper-limb activities of daily living. *American Journal of Occupational Therapy*, 70(1), 7001350010p1-7001350010p10.
- Gómez, M., Castejón, C., García-Prada, J., Carbone, G., & Ceccarelli, M. (2015). Analysis and CoMparison of Motion Capture Systems for Human Walking. *Experimental Techniques*.
- Gross, M. M., Crane, E. A., & Fredrickson, B. L. (2010). Methodology for Assessing Bodily Expression of Emotion. *Journal of Nonverbal Behavior*, 34(4), 223-248.
- Han, J., Shao, L., Xu, D., & Shotton, J. (2013). Enhanced CoMputer vision with microsoft Kinect sensor: A review. *Cybernetics, IEEE Transactions on*, 43(5), 1318-1334.
- Han, J. J., Kurillo, G., Abresch, R. T., Nicorici, A., & Bajcsy, R. (2013). Validity, reliability, and sensitivity of a 3D vision sensor-based upper extremity reachable workspace evaluation in neuromuscular diseases. *PLoS currents*, 5.
- Hiley, M. J., Jackson, M. I., & Yeadon, M. R. (2015). Optimal technique for maximal forward rotating vaults in men's gymnastics. *Human movement science*, 42, 117-131.
- Hiley, M. J., & Yeadon, M. R. (2016). What governs successful performance of a CoMplex whole body movement: The Kovacs release-regrasp on horizontal bar?. *Journal of biomechanics*, 49(16), 3971-3976.
- Holzbaur, K. R., Murray, W. M., & Delp, S. L. (2005). A model of the upper extremity for simulating musculoskeletal surgery and analyzing neuromuscular control. *Annals of biomedical engineering*, 33(6), 829-840.
- Horváth, G., Farkas, E., Boncz, I., Blaho, M., & Kriska, G. (2012). Cavemen were better at

- depicting quadruped walking than modern artists: Erroneous walking illustrations in the fine arts from prehistory to today. *PloS one*, 7(12), e49786.
- Hu, M.-C., Chen, C.-W., Cheng, W.-H., Chang, C.-H., Lai, J.-H., & Wu, J.-L. (2015). Real-Time Human Movement Retrieval and Assessment With Kinect Sensor. *Cybernetics, IEEE Transactions on*, 45(4), 742-753.
- Huang, M.-C. (2014). Sensor Analytics for Healthcare Improvement. (3634557 Ph.D.), University of California, Los Angeles, Ann Arbor. Retrieved from <http://search.proquest.CoM/docview/1614193333?accountid=6802>
- Ismail, S. I., Osman, E., Sulaiman, N., & Adnan, R. (2016). CoMparison between Marker-less Kinect-based and Conventional 2D Motion Analysis System on Vertical Jump Kinematic Properties Measured from Sagittal View. In P. Chung, A. Soltoggio, W. C. Dawson, Q. Meng, & M. Pain (Eds.), *Proceedings of the 10th International Symposium on CoMputer Science in Sports (ISCSS)* (pp. 11-17). Cham: Springer International Publishing.
- Jamali, Z. and S. Behzadipour (2016). Quantitative evaluation of parameters affecting the accuracy of Microsoft Kinect in GAIT analysis. *Proceedings of 2016 23rd Iranian Conference on Biomedical Engineering and 2016 1st International Iranian Conference on Biomedical Engineering (ICBME)*.
- Kale, G. V., & Patil, V. H. (2016). A Study of Vision based Human Motion Recognition and Analysis. *International Journal of Ambient CoMputing and Intelligence (IJACI)*, 7(2), 75-92.
- Katz, S. (1983). Assessing self-maintenance: activities of daily living, mobility, and instrumental activities of daily living. *Journal of the American Geriatrics Society*, 31(12), 721-727.
- Kim, S., Kim, G., & Kim, J. (2015). Motion Recognition for Kinect Sensor Data Using Machine Learning Algorithm with PNF Patterns of Upper Extremities. *The Korean Society of Physical Therapy*, 27(4), 214-220.
- Kurillo, G., Chen, A., Bajcsy, R., & Han, J. J. (2013). Evaluation of upper extremity reachable workspace using Kinect camera. *Technology and Health Care*, 21(6), 641-656.
- Kurillo, G., Han, J. J., Obdržálek, S., Yan, P., Abresch, R. T., Nicorici, A., & Bajcsy, R. (2013). Upper extremity reachable workspace evaluation with Kinect. *Paper presented at the MMVR*.
- Lee, S., & Armstrong, T. J. (2014). Field Tool for On-Site Biomechanical Analysis During Ladder Climbing.
- Leightley, D. (2015). 3D human action recognition and motion analysis using selective representations. Manchester Metropolitan University. Retrieved from <http://hdl.handle.net/2173/600402>
- Leightley, D., Yap, M. H., Coulson, J., Barnouin, Y., & McPhee, J. S. (2015). Benchmarking Human Motion Analysis Using Kinect One: an open source dataset. Paper presented at

- the IEEE International Conference by Asia-Pacific Signal and Information Processing Association.
- Levinger, P., Zeina, D., Teshome, A. K., Skinner, E., Begg, R., & Abbott, J. H. (2016). A real time biofeedback using Kinect and Wii to improve gait for post-total knee replacement rehabilitation: a case study report. *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology*, 11(3), 251-262.
- Liddy, J. J. (2014). Using the Microsoft Kinect to assess human bimanual coordination. (1573685 M.S.), Purdue University, Ann Arbor. Retrieved from <http://search.proquest.CoM/docview/1654172041?accountid=11840> ProQuest Dissertations & Theses A&I database.
- Lin, Y., Longyu, Z., Haiwei, D., AlElaiwi, A., & El Saddik, A. (2015). Evaluating and Improving the Depth Accuracy of Kinect for Windows v2. *Sensors Journal, IEEE*, 15(8), 4275-4285.
- Lubans, D. R., Morgan, P. J., Cliff, D. P., Barnett, L. M., & Okely, A. D. (2010). Fundamental movement skills in children and adolescents. *Sports medicine*, 40(12), 1019-1035.
- Maraffi, C. (2014). Inference of Performer Artistic Skill from Artistic Pose Features in Motion Capture Data. (1562149 M.S.), University of California, Santa Cruz, Ann Arbor. Retrieved from <http://search.proquest.CoM/docview/1564734158?accountid=6802>
- Meredith, M., & Maddock, S. (2001). Motion capture file formats explained. Department of CoMputer Science, University of Sheffield, 211, 241-244.
- Mohamed, A. N. (2015). A Novice Guide towards Human Motion Analysis and Understanding. *arXiv preprint arXiv:1509.01074*.
- Mousavi Hondori, H., & Khademi, M. (2014). A review on technical and clinical impact of microsoft Kinect on physical therapy and rehabilitation. *Journal of Medical Engineering*, 2014.
- Naik, R. A. (2013). *Physiological and psychophysiological changes with XBOX Kinect Dance Central training*. LONG ISLAND UNIVERSITY, THE BROOKLYN CENTER.
- Nyman Jr, E. (2013). *The Effects of an OpenNI/Kinect-Based Biofeedback Intervention on Kinematics at the Knee During Drop Vertical Jump Landings: Implications for Reducing Neuromuscular Predisposition to Non-Contact ACL Injury Risk in the Young Female Athlete*. University of Toledo.
- Obdrzalek, S., Kurillo, G., Ofli, F., Bajcsy, R., Seto, E., Jimison, H., & Pavel, M. (2012). Accuracy and robustness of Kinect pose estimation in the context of coaching of elderly population. *Paper presented at the Engineering in medicine and biology society (EMBC)*, 2012 annual international conference of the IEEE.
- Otte, K., B. Kayser, S. Mansow-Model, J. Verrel, F. Paul, A. U. Brandt and T. Schmitz-Hübsch (2016). "Accuracy and Reliability of the Kinect Version 2 for Clinical

- Measurement of Motor Function." *PLOS ONE* 11(11): e0166532.
- Palma, C., Salazar, A., & Vargas, F. (2015). HMM Based Evaluation of Physical Therapy Movements Using Kinect Tracking Advances in Visual CoMputing (pp. 174-183): Springer.
- Pedro, L. M., & de Paula Caurin, G. A. (2012). Kinect evaluation for human body movement analysis. Paper presented at the Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob), 2012 4th IEEE RAS & EMBS International Conference.
- Pfister, A., West, A. M., Bronner, S., & Noah, J. A. (2014). CoMparative abilities of Microsoft Kinect and Vicon 3D motion capture for gait analysis. *Journal of medical engineering & technology*, 38(5), 274-280.
- Pool, S. (2015). Kinect movements for navigating a virtual exercise environment by people with mobility impairments. THE UNIVERSITY OF ALABAMA AT BIRMINGHAM. Retrieved from <http://search.proquest.CoM/docview/1679469324>
- Powers, C. M. (2010). The influence of abnormal hip mechanics on knee injury: a biomechanical perspective. *journal of orthopaedic & sports physical therapy*, 40(2), 42-51.
- Rab, G., Petuskey, K., & Bagley, A. (2002). A method for determination of upper extremity kinematics. *Gait & posture*, 15(2), 113-119.
- Schmitz, A., Ye, M., Boggess, G., Shapiro, R., Yang, R., & Noehren, B. (2015). The measurement of in vivo joint angles during a squat using a single camera markerless motion capture system as CoMpared to a marker based system. *Gait & posture*, 41(2), 694-698.
- Schmitz, A., Ye, M., Shapiro, R., Yang, R., & Noehren, B. (2014). Accuracy and repeatability of joint angles measured using a single camera markerless motion capture system. *Journal of biomechanics*, 47(2), 587-591.
- Seo, N. J., M. F. Fathi, P. Hur and V. Crocher (2016). "Modifying Kinect placement to improve upper limb joint angle measurement accuracy." *Journal of Hand Therapy* 29(4): 465-473.
- Shen, A., & Ting, T. (2014). Marker-less motion capture for biomechanical analysis using the Kinect sensor. (Bachelor), The School of Industrial Engineering of Barcelona.
- Staab, R. (2014). Recognizing specific errors in human physical exercise performance with Microsoft Kinect. (Master), California Polytechnic State University – San Luis Obispo.
- Stoffregen, T. A., & Bardy, B. G. (2014). When the WBB is useful, and when it isn't. *Gait & posture*, 4(39), 1154.
- STREIT, P., MONAT, A. S., ZAMBERLAN, M. C. P. L., GUIMARÃES, C. P., RIBEIRO, F. C., & OLIVEIRA, J. L. (2013). CoMparison and evaluation of biomechanical parameters of motion capture systems. Paper presented at the Digital Human Modeling

Symposium 2013.

- Sun, J. (2013). Motion Learning with Biomechanics Principles. (Master), San Jose State University.
- Torres, R., Clotet, R., Gonzalez, R., Pirrone, J., Sagbay, G., Rivas, D., & Soto, A. (2015). Analysis of corporal movement alterations using a 3D body tracking sensor. Paper presented at the Systems Engineering (ISSE), 2015 IEEE International Symposium on.
- Vara, M. D., Baños, R. M., Rasal, P., Rodríguez, A., Rey, B., Wrzesien, M., & Alcañiz, M. (2016). A game for emotional regulation in adolescents: The (body) interface device matters. *CoMputers in Human Behavior*, 57, 267-273. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.chb.2015.12.033>
- Verhoeven, K., Vanden Abeele, V., Gers, B., Verdonck, L., & Seghers, J. (2015). Energy-expenditure during Xbox Kinect-play in early adolescents: The relationship with player mode and game-enjoyment. *Games for Health. Research, development, and clinical applications*.
- Vicente, A. P., & Faisal, A. A. (2013). Calibration of kinematic body sensor networks: Kinect-based gauging of data gloves" in the wild". Paper presented at the BSN.
- Wang, Q., Kurillo, G., Ofli, F., & Bajcsy, R. (2015). Evaluation of pose tracking accuracy in the first and second generations of Microsoft Kinect. Paper presented at the Healthcare Informatics (ICHI), 2015 International Conference on.
- Wang, Q., Kurillo, G., Ofli, F., & Bajcsy, R. (2015). Remote Health Coaching System and Human Motion Data Analysis for Physical Therapy with Microsoft Kinect. *arXiv preprint arXiv:1512.06492*.
- Wheat, J., Clarkson, S., Higham, D., & Choppin, S. (2014). A depth camera-based system for estimating cyclist-bike projected frontal area. *Journal of Science and Cycling*, 3(2), 73.
- Wheat, J., Fleming, R., Burton, M., Penders, J., Choppin, S., & Heller, B. (2012). Establishing the accuracy and feasibility of microsoft Kinect in various multidisciplinary contexts. *EFL Kinect: Project Report*.
- Woolford, K. (2015). Defining accuracy in the use of Kinect v2 for exercise monitoring. Paper presented at the Proceedings of the 2nd International Workshop on Movement and CoMputing.
- Wu, G., Siegler, S., Allard, P., Kirtley, C., Leardini, A., Rosenbaum, D., ... & Schmid, O. (2002). ISB reCoMmendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion—part I: ankle, hip, and spine. *Journal of biomechanics*, 35(4), 543-548.
- Wu, G., Van der Helm, F. C., Veeger, H. D., Makhsous, M., Van Roy, P., Anglin, C., ... & Werner, F. W. (2005). ISB reCoMmendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion—Part II: shoulder, elbow, wrist and hand. *Journal of biomechanics*, 38(5), 981-992.

- Zerpa, C., Lees, C., Patel, P., Pryzsucha, E., & Patel, P. (2015). The Use of Microsoft Kinect for Human Movement Analysis. *International Journal of Sports Science*, 5(4), 120-127.
- Zhang, X., Li, Z., Huang, Y., & Jiang, L. (2014). Research of a Kinect-Based DHM to Capture and Simulate the Human Behavior. Paper presented at the Proceedings of the Human Factors and Ergonomics Society Annual Meeting.
- Zhao, J., Bunn, F. E., Perron, J. M., Shen, E., & Allison, R. S. (2015). Gait assessment using the Kinect RGB-D sensor. Paper presented at the Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2015 37th Annual International Conference of the IEEE.



## 별 첨 1. 좌측 상지관절각, 좌표값 RMSE 데이터

### 1. 좌측 어깨, 팔꿈치 관절 각도의 모션캡처 데이터와 키넥트 데이터의 RMSE

표 52. RMSE of left shoulder joint abduction angle( °)

Movement	KF vs MO (Mean±StDev)	KM vs MO (Mean±StDev)	KS vs MO (Mean±StDev)	p-value	Post hoc
Waking in place	42.77±8.09	82.36±31.30	178.94±187.72	0.074	
Running in place	35.42±9.43	58.73±33.73	130.12±137.53	0.104	
Jumping Jack	28.04±12.10	31.25±11.04	185.75±114.20	0.003**	KF<KM<KS
Putting	83.42±26.20	94.09±21.12	109.29±18.32	0.009*	KF, KM<KS
Tennis	33.54±11.78	42.61±21.76	123.50±105.08	0.028*	KF, KM<KS
Arm motion in frontal Plane	22.01±9.83	26.69±10.48	130.36±93.38	0.006**	KF<KM<KS
Arm motion in sagittal Plane	134.11±98.49	128.74±63.20	142.01±213.21	0.904	

표 53. RMSE of left shoulder joint flexion angle( °)

Movement	KF vs MO (Mean±StDev)	KM vs MO (Mean±StDev)	KS vs MO (Mean±StDev)	p-value	Post hoc
Waking in place	79.20±8.65	131.98±108.80	181.87±134.31	0.095	KF<KS
Running in place	63.38±6.75	82.16±33.47	122.79±97.54	0.139	
Jumping Jack	50.29±5.35	48.45±5.28	126.19±66.86	0.006**	KF, KM<KS
Putting	128.79±20.42	142.07±19.97	184.50±116.90	0.247	
Tennis	64.08±27.09	69.72±33.06	124.89±80.74	0.042*	KM<KS
Arm motion in frontal Plane	40.27±11.74	39.47±13.00	139.73±107.06	0.017*	KF, KM<KS
Arm motion in sagittal Plane	143.66±19.39	151.10±28.35	130.18±47.69	0.370	

표 54. RMSE of left elbow joint flexion angle( °)

Movement	KF vs MO (Mean±StDev)	KM vs MO (Mean±StDev)	KS vs MO (Mean±StDev)	p-value	Post hoc
Waking in place	16.65±6.82	29.23±23.29	77.88±46.81	0.003**	KF, KM<KS
Running in place	23.40±11.32	33.12±30.14	80.69±18.88	0.000**	KF, KM<KS
Jumping Jack	16.66±8.51	18.45±9.66	95.02±13.19	0.000**	KF<KM<KS
Putting	23.62±12.84	26.74±13.50	61.34±53.09	0.071	
Tennis	24.47±10.60	25.92±10.13	71.94±36.56	0.003**	KF, KM<KS

Arm motion in frontal Plane	29.52±13.71	30.93±12.53	87.90±31.87	0.001**	KF, KM<KS
Arm motion in sagittal Plane	26.31±11.96	30.67±12.73	70.29±26.97	0.003**	KF<KM<KS

표 55. RMSE of left elbow joint int./ext. Rotation angle( °)

Movement	KF vs MO (Mean±StDev)	KM vs MO (Mean±StDev)	KS vs MO (Mean±StDev)	p-value	Post hoc
Waking in place	18.61±11.46	34.11±29.27	158.09±154.91	0.020*	KF,KM<KS
Running in place	22.99±18.61	58.53±83.44	89.38±87.44	0.153	
Jumping Jack	29.44±11.59	31.08±12.58	150.60±124.89	0.015*	KF,KM<KS
Putting	17.86±14.05	19.35±14.44	78.88±104.40	0.107	
Tennis	39.27±25.60	42.90±23.90	82.50±75.70	0.128	
Arm motion in frontal Plane	34.25±11.45	36.66±12.65	116.08±100.17	0.024*	KF<KM<KS
Arm motion in sagittal Plane	30.63±10.46	30.83±7.91	114.58±118.35	0.057	

2. 좌측 어깨, 팔꿈치, 손목의 위치 좌표값의 모션캡처 데이터와 키넥트 데이터의 RMSE

표 56. RMSE of left shoulder joint position in X axis (m)

Movement	KF vs MO (Mean±StDev)	KM vs MO (Mean±StDev)	KS vs MO (Mean±StDev)	p-value	Post hoc
Waking in place	0.078±0.019	0.102±0.020	0.099±0.025	0.000**	KF<KS,KM
Running in place	0.062±0.020	0.084±0.023	0.079±0.026	0.001**	KF<KS,KM
Jumping Jack	0.063±0.015	0.080±0.021	0.081±0.020	0.001**	KF<KM,KS
Putting	0.054±0.010	0.068±0.013	0.073±0.013	0.000**	KF<KM,KS
Tennis	0.059±0.013	0.066±0.015	0.062±0.012	0.087	
Arm motion in frontal Plane	0.050±0.017	0.071±0.032	0.070±0.028	0.007**	KF<KS,KM
Arm motion in sagittal Plane	0.051±0.023	0.079±0.032	0.076±0.031	0.001**	KF<KS,KM

⌘ 57. RMSE of left shoulder joint position in Y axis (m)

Movement	KF vs MO (Mean±StDev)	KM vs MO (Mean±StDev)	KS vs MO (Mean±StDev)	p-value	Post hoc
Waking in place	0.031±0.015	0.041±0.016	0.041±0.011	0.035*	KF<KM,KS
Running in place	0.028±0.014	0.035±0.012	0.041±0.016	0.068	
Jumping Jack	0.030±0.016	0.032±0.014	0.032±0.013	0.892	KF<KM,KS
Putting	0.031±0.013	0.044±0.012	0.049±0.019	0.000**	
Tennis	0.040±0.015	0.045±0.014	0.059±0.022	0.010*	
Arm motion in frontal Plane	0.041±0.020	0.028±0.014	0.027±0.016	0.003**	KS,KM<KF
Arm motion in sagittal Plane	0.044±0.010	0.055±0.014	0.070±0.018	0.001**	KF<KM,KS

⌘ 58. RMSE of left shoulder joint position in Z axis (m)

Movement	KF vs MO (Mean±StDev)	KM vs MO (Mean±StDev)	KS vs MO (Mean±StDev)	p-value	Post hoc
Waking in place	0.034±0.009	0.037±0.008	0.043±0.012	0.002**	KF<KM<KS
Running in place	0.042±0.008	0.044±0.009	0.048±0.009	0.043*	
Jumping Jack	0.077±0.021	0.077±0.020	0.079±0.020	0.360	KF<KS
Putting	0.062±0.010	0.059±0.009	0.061±0.009	0.265	
Tennis	0.036±0.015	0.037±0.014	0.041±0.012	0.017*	
Arm motion in frontal Plane	0.038±0.007	0.038±0.013	0.044±0.023	0.543	
Arm motion in sagittal Plane	0.042±0.013	0.043±0.015	0.041±0.011	0.911	

⌘ 59. RMSE of left elbow joint position in X axis (m)

Movement	KF vs MO (Mean±StDev)	KM vs MO (Mean±StDev)	KS vs MO (Mean±StDev)	p-value	Post hoc
Waking in place	0.093±0.015	0.118±0.038	0.120±0.022	0.022*	KF<KM,KS
Running in place	0.079±0.010	0.098±0.023	0.122±0.037	0.004**	
Jumping Jack	0.096±0.017	0.098±0.020	0.167±0.073	0.003**	KF,KM<KS
Putting	0.103±0.012	0.105±0.009	0.142±0.058	0.048*	
Tennis	0.114±0.010	0.112±0.010	0.146±0.039	0.016*	KM,KF<KS
Arm motion in frontal Plane	0.102±0.024	0.102±0.012	0.180±0.069	0.006**	KF,KM<KS
Arm motion in sagittal Plane	0.078±0.008	0.079±0.007	0.146±0.029	0.000**	

⌘ 60. RMSE of left elbow joint position in Y axis (m)

Movement	KF vs MO (Mean±StDev)	KM vs MO (Mean±StDev)	KS vs MO (Mean±StDev)	p-value	Post hoc
Waking in place	0.038±0.027	0.073±0.034	0.116±0.031	0.000**	KF<KM<KS
Running in place	0.045±0.027	0.070±0.030	0.123±0.033	0.000**	KF<KM<KS
Jumping Jack	0.029±0.011	0.044±0.015	0.137±0.049	0.000**	KF<KM<KS
Putting	0.024±0.007	0.041±0.016	0.077±0.033	0.000**	KF<KM<KS
Tennis	0.036±0.013	0.048±0.023	0.113±0.023	0.000**	KF,KM<KS
Arm motion in frontal Plane	0.037±0.025	0.045±0.024	0.130±0.038	0.000**	KF,KM<KS
Arm motion in sagittal Plane	0.031±0.008	0.049±0.021	0.262±0.082	0.000**	KF<KM<KS

⌘ 61. RMSE of left elbow joint position in Z axis (m)

Movement	KF vs MO (Mean±StDev)	KM vs MO (Mean±StDev)	KS vs MO (Mean±StDev)	p-value	Post hoc
Waking in place	0.101±0.011	0.112±0.019	0.164±0.060	0.007**	KF,KM<KS
Running in place	0.119±0.010	0.130±0.019	0.167±0.045	0.013*	KF,KM<KS
Jumping Jack	0.193±0.042	0.189±0.042	0.222±0.028	0.004**	KM,KF<KS
Putting	0.091±0.010	0.092±0.010	0.115±0.019	0.003**	KF,KM<KS
Tennis	0.087±0.029	0.096±0.035	0.117±0.042	0.023*	KF<KS
Arm motion in frontal Plane	0.178±0.016	0.181±0.016	0.240±0.051	0.006**	KF,KM<KS
Arm motion in sagittal Plane	0.179±0.022	0.182±0.022	0.234±0.044	0.004**	KF,KM<KS

⌘ 62. RMSE of left wrist joint position in X axis (m)

Movement	KF vs MO (Mean±StDev)	KM vs MO (Mean±StDev)	KS vs MO (Mean±StDev)	p-value	Post hoc
Waking in place	0.159±0.014	0.193±0.073	0.221±0.046	0.032*	KF<KS
Running in place	0.178±0.016	0.182±0.018	0.256±0.062	0.008**	KF,KM<KS
Jumping Jack	0.209±0.030	0.206±0.030	0.338±0.059	0.000**	KM<KF<KS
Putting	0.185±0.101	0.186±0.098	0.244±0.091	0.052	
Tennis	0.171±0.013	0.170±0.013	0.252±0.056	0.002**	KM,KF<KS
Arm motion in frontal Plane	0.185±0.055	0.180±0.051	0.319±0.086	0.001**	KM,KF<KS
Arm motion in sagittal Plane	0.151±0.017	0.147±0.017	0.285±0.035	0.000**	KM,KF<KS

⌘ 63. RMSE of left wrist joint position in Y axis (m)

<b>Movement</b>	<b>KF vs MO (Mean±StDev)</b>	<b>KM vs MO (Mean±StDev)</b>	<b>KS vs MO (Mean±StDev)</b>	<b>p-value</b>	<b>Post hoc</b>
<b>Waking in place</b>	0.050±0.029	0.120±0.078	0.172±0.056	0.000**	KF<KM<KS
<b>Running in place</b>	0.055±0.031	0.107±0.057	0.201±0.052	0.000**	KF<KM<KS
<b>Jumping Jack</b>	0.038±0.020	0.056±0.028	0.182±0.061	0.000**	KF,KM<KS
<b>Putting</b>	0.068±0.109	0.087±0.101	0.146±0.111	0.013*	KF,KM<KS
<b>Tennis</b>	0.042±0.019	0.061±0.031	0.148±0.029	0.000**	KF,KM<KS
<b>Arm motion in frontal Plane</b>	0.055±0.033	0.074±0.042	0.172±0.066	0.000**	KF,KM<KS
<b>Arm motion in sagittal Plane</b>	0.040±0.010	0.059±0.026	0.390±0.119	0.000**	KF,KM<KS

⌘ 64. RMSE of left wrist joint position in Z axis (m)

<b>Movement</b>	<b>KF vs MO (Mean±StDev)</b>	<b>KM vs MO (Mean±StDev)</b>	<b>KS vs MO (Mean±StDev)</b>	<b>p-value</b>	<b>Post hoc</b>
<b>Waking in place</b>	0.195±0.021	0.219±0.039	0.288±0.087	0.000**	KF<KS
<b>Running in place</b>	0.203±0.025	0.221±0.029	0.293±0.074	0.000**	KF<KM<KS
<b>Jumping Jack</b>	0.355±0.070	0.348±0.069	0.359±0.044	0.000**	KM<KF
<b>Putting</b>	0.196±0.210	0.197±0.209	0.226±0.175	0.009**	
<b>Tennis</b>	0.142±0.057	0.148±0.058	0.198±0.059	0.000**	KF,KM<KS
<b>Arm motion in frontal Plane</b>	0.312±0.037	0.314±0.033	0.395±0.086	0.000**	KF,KM<KS
<b>Arm motion in sagittal Plane</b>	0.305±0.037	0.311±0.037	0.434±0.100	0.000**	KF<KM<KS

## 별 첨 2. 연구참여자용 설명서 및 동의서

**연구 과제명 :** 키넥트로 측정된 신체 움직임 정보의 정확성 검증

**연구 책임자명 :** 박용현 (*체육교육과 박사과정*), 지도교수: 박재범

이 연구는 인체의 움직임을 측정할 수 있는 ‘키넥트 (Kinect)센서’로 측정된 신체 움직임 데이터의 정확성을 검증하는 연구입니다. 귀하는 특별한 근골격계 질환이 없고, 연구수행자의 요구사항을 이행할 의사가 있어 이 연구에 참여하도록 권유 받았습니다. 이 연구를 수행하는 서울대학교 소속의 박용현 연구원 (*박용현, 010-0000-0000*)이 귀하에게 이 연구에 대해 설명해 줄 것입니다. 이 연구는 자발적으로 참여 의사를 밝히신 분에 한하여 수행 될 것이며, 귀하께서는 참여 의사를 결정하기 전에 본 연구가 왜 수행되는지 그리고 연구의 내용이 무엇과 관련 있는지 이해하는 것이 중요합니다. 다음 내용을 신중히 읽어보신 후 참여 의사를 밝혀주시길 바라며, 필요하다면 가족이나 친구들과 의논해 보십시오. 만일 어떠한 질문이 있다면 담당 연구원이 자세하게 설명해 줄 것입니다.

### 1. 이 연구는 왜 실시합니까?

이 연구의 목적은 인체의 움직임을 측정할 수 있는 마이크로소프트 社에서 개발된 ‘키넥트 센서’로 측정된 데이터가 얼마나 정확한지 검증하는 것입니다.

### 2. 얼마나 많은 사람이 참여합니까?

일반인 남자 대학생 또는 대학원생 10명 (만 19세~29세)을 모집 중입니다. 당신이 참여의사를 밝힐 경우, 자가 설문을 통해 근골격계 질환의 유무, 의사소통에 문제가 없을 정도의 지적수준을 갖고 있는 정상인이 맞는지 확인합니다.

### 3. 만일 연구에 참여하면 어떤 과정이 진행됩니까?

만일 귀하가 참여의사를 밝혀 주시면 다음과 같은 과정이 진행될 것입니다.

1) 우선, 참여 의사를 밝히시면 동의서에 서명을 하신 후 실험과정에 대해 설명을 듣게 될 것입니다.

2) 신체의 움직임이 정확히 촬영될 수 있도록 타이즈와 같은 전신슈트로 옷을 갈아입게 될 것입니다.

3) 전신슈트 위에 모션캡처 카메라에서 측정할 수 있도록 반사마커를 몸에 붙이게 됩니다. 반사마커는 신체의 움직임을 3차원 공간 내에 좌표화 시켜주는 가장 중요한 역할을 하게 됩니다.

4) 마커는 부착이후 위치의 변화가 있으면 안 됩니다. 만약 실험 중간에 마커가 떨어지게 되면 실험과정이 처음부터 다시 실시 될 수 있음을 인지해주시기 바랍니다.

5) 마커 준비가 끝난 후에 실험자의 지시에 따라 12가지 간단한 동작을 2회에 걸쳐 실시하게 될 것입니다.

6) 옷을 갈아입고 마커를 붙이는 시간은 약 20 분(최대 30분) 정도 소요될 것이며, 측정에 필요한 동작을 실시하는 데는 최대 30분정도의 시간이 소요될 것입니다.

모든 과정은 서울대학교 인간생체역학 실험실에서 이루어 질 것입니다.

#### **4. 연구 참여 기간은 얼마나 됩니까?**

약 1시간 30분/ 1일이 소요될 것입니다. 만약 추가실험이 필요하다면 연구참여자의 의사를 물어보고, 동의하신다면 추가적인 실험을 실시할 수 있습니다.

#### **5. 참여 도중 그만두어도 됩니까?**

예, 귀하는 언제든지 어떠한 불이익 없이 참여 도중에 그만 둘 수 있습니다. 만일 귀하가 연구에 참여하는 것을 그만두고 싶다면 담당 연구원이나 연구 책임자에게 즉시 말씀해 주십시오.

#### **6. 부작용이나 위험요소는 없습니까?**

실험에 참여하기 위해서는 움직임분석전용 슈트를 착용하여야 합니다. 슈트는 신체 움직임을 정확히 측정할 수 있도록 몸에 밀착되는 타이트한 옷입니다. 슈트는 실험 참가자의 일상복이 신체 움직임을 가리지 않도록 몸에 밀착됩니다. 이 옷을 입는 것이 심리적으로 어색할 수 있습니다. 만일, 불편한 감정을 느끼신다면 언제든지 비디오 시청을 멈출 수 있습니다. 만일 연구 참여 도중 발생할 수 있는 부작용이나 위험 요소에 대한 질문이 있으면 담당 연구원에게 즉시 문의해 주십시오.

## 7. 이 연구에 참여시 참여자에게 이득이 있습니까?

귀하가 이 연구에 참여하는데 있어서 직접적인 이득은 없습니다. 그러나 귀하가 제공하는 정보는 신체 움직임 정보를 측정하는 방법 및 타당성을 연구하는데 큰 도움이 될 것입니다.

## 8. 만일 이 연구에 참여하지 않는다면 불이익이 있습니까?

귀하는 본 연구에 참여하지 않을 자유가 있습니다. 또한, 귀하가 본 연구에 참여하지 않아도 귀하에게는 어떠한 불이익도 없습니다.

## 9. 연구에서 얻은 모든 개인 정보의 비밀은 보장됩니까?

개인정보관리책임자는 서울대학교의 박사과정 연구원 박용현(지도교수: 박재범)입니다. (010-\*\*\*\*-\*\*\*\*)입니다. 저희는 이 연구를 통해 얻은 모든 개인 정보의 비밀 보장을 위해 최선을 다할 것입니다. 이 연구에서 얻어진 개인 정보가 학회지나 학회에 공개 될 때 귀하의 이름과 다른 개인 정보는 사용되지 않을 것입니다. 그러나 만일 법이 요구하면 귀하의 개인정보는 제공될 수도 있습니다. 또한 모니터링 요원, 점검 요원, 생명윤리심의위원회는 연구참여자의 개인 정보에 대한 비밀 보장을 침해하지 않고 관련규정이 정하는 범위 안에서 본 연구의 실시 절차와 자료의 신뢰성을 검증하기 위해 연구 결과를 직접 열람할 수 있습니다. 귀하가 본 동의서에 서명하는 것은, 이러한 사항에 대하여 사전에 알고 있었으며 이를 허용한다는 동의로 간주될 것입니다.

## 10. 이 연구에 참가하면 댓가가 지급됩니까?

1) 귀하의 연구 참여시 교통비 등의 실비로 귀하에게 2만 원이 지급될 것입니다.

## 11. 연구에 대한 문의는 어떻게 해야 됩니까?

본 연구에 대해 질문이 있거나 연구 중간에 문제가 생길 시 다음 연구 담당자에게 연락하십시오.

- 이름: 박 용 현 (서울대학교 체육교육과 박사과정)    - 전화번호: 010-\*\*\*\*-\*\*\*\*

만일 어느 때라도 연구참여자로서 귀하의 권리에 대한 질문이 있다면 다음의 서울대학교 생명윤리심의위원회에 연락하십시오.

서울대학교 생명윤리심의위원회 (SNUIRB)    전화번호: 02-880-5153



## 동 의 서

1. 나는 이 설명서를 읽었으며 담당 연구원과 이에 대하여 의논하였습니다.
2. 나는 위험과 이득에 관하여 들었으며 나의 질문에 만족할 만한 답변을 얻었습니다.
3. 나는 이 연구에 참여하는 것에 대하여 자발적으로 동의합니다.
4. 나는 이 연구에서 얻어진 나에 대한 정보를 현행 법률과 생명윤리심의위원회 규정이 허용하는 범위 내에서 연구자가 수집하고 처리하는데 동의합니다.
5. 나는 담당 연구자나 위임 받은 대리인이 연구를 진행하거나 결과 관리를 하는 경우와 보건 당국, 학교 당국 및 서울대학교 생명윤리심의위원회가 실태 조사를 하는 경우에는 비밀로 유지되는 나의 개인 신상 정보를 직접적으로 열람하는 것에 동의합니다.
6. 나는 언제라도 이 연구의 참여를 철회할 수 있고 이러한 결정이 나에게 어떠한 해도 되지 않을 것이라는 것을 압니다.
7. 나의 서명은 이 동의서의 사본을 받았다는 것을 뜻하며 연구 참여가 끝날 때까지 사본을 보관하겠습니다.

_____	_____	_____
연구참여자 성명	서 명	날짜 (년/월/일)
_____	_____	_____
동의서 받은 연구원 성명	서 명	날짜 (년/월/일)
_____	_____	_____
연구책임자 성명	서 명	날짜 (년/월/일)

## **Abstract**

### **Investigation of Measurement Accuracy of Human Movements using Kinect**

Park, Yonghyun

Department of Physical education

The Graduate School

Seoul National University

The purpose of this study was to analyze the accuracy and error characteristics of human motion data acquired by Kinect cameras at three various positions. The human motion data as ground truth were recorded from reflective marker-based 3D motion capture system. Twelve motions, selected in this study were classified into exercise and daily living. These motions were based on typical movements that occur in the main anatomical planes. The twelve measured movements include walking on the spot, running on the spot, gait (loCoMotion), squat, lunge, jumps, jumping Jacks (exercise), putting, tennis (sports skill), stand-sit-stand, arm motion in the frontal plane, and arm motion in the sagittal plane (daily living). Ten male college students participated, and their movement was recorded using Qualisys motion capture system and three Kinect sensors simultaneously. The Microsoft Kinect cameras were placed in three positions (front (KF), right front (KM), and left side (KS)). Motion capture data was analyzed by Visual3D, and Kinect data were analyzed by iPisoft Mocap Studio Biomech Add-on. The following variables were calculated: center of mass (CoM) 3D position, 3D joint angles of the lower and upper limbs. To measure the accuracy of the variables measured by Kinect, RMSE and R-squared were calculated

based on the motion capture data. The pattern of errors was analyzed by examining the ratio of the error according to the size of the joint angle.

The main results of this study are as follows. First, the maximum RMSE value of CoM measured by Kinect had less than 0.03 m in all axes of X, Y, Z. For the CoMparison according to the position of Kinect, the position with the highest CoM accuracy was the front (KF) condition. When CoMparing the accuracy of the X, Y, and Z axes, the accuracy of the Z axes was worst in all positional conditions.

Second, there were significant differences in the RMSE values of human motion data according to the position of Kinect. This means that the position of the Kinect with the high measurement accuracy of human motion is changed according to movement characteristics such as the anatomic plane where the movement occurs. The movements with significant differences in the CoM accuracy (RMSE) of the X axis depending on the position of Kinect are running on the spot ( $p=.025$ , KF<KM), squat ( $p=.001$ , KF,KM<KS), lunge ( $p=.006$ , KF, KM<KS), jumps ( $p=.000$ , KF, KM<KS), jumping Jacks ( $p=.000$ , KF, KM<KS), stand-sit-stand( $p=.044$ , KF<KM), and arm motion in fontal plane ( $p=.004$ , KF<KM, KS). The movements with significant differences in the CoM accuracy (RMSE) of the Y-axis depending on the position of Kinect are squat ( $p=.029$ , KF, KM<KS), jumps ( $p=.043$ , KF<KS), jumping jacks ( $p=.037$ , KF<KS), and arm motion in sagittal plane ( $p=.015$ , KF, KM<KS). The movements with significant differences in the CoM accuracy (RMSE) of the Z axis depending on the position of Kinect are squat ( $p=.041$ , KM<KS), and putting ( $p=.016$ , KF, KM<KS). For most of the cases, the Kinect positioned in the front was the most accurate. Data shows that the joint angles and

CoM positions are significantly different when the Kinect's position is altered. However, according to the position of the Kinect, the pattern of accuracy did not appear as the same type in all upper and lower limb joints. In this study, the accuracy of the Kinect data was evaluated based on the CoM data rather than the accuracy of the joint data. The accuracy of the joints data is not consistent according to experimental conditions.

Third, the data shows that the Kinect data has a systematic error. Knowing the nature of the error can be useful information when using Kinect. Furthermore, the most accurate kinematical data can be obtained from the front Kinect, while the position of the hip joint measured in motion with large flexion of the hip joint is less accurate. Also, there is a large ratio of RMSE signal to error in the absence of joint movement. When the segments are not occluded, it is possible to measure accurately when the range of movement of the arms and legs is large. When the torso and the arm are occluded, it is good to measure the direction in which the boundary between the arm and the torso can be distinguished. Since Kinect finds it difficult to distinguish the foot and the floor boundary, the foot and ankle error values are large. This also affects the motion accuracy of the Z axis. The joint positions and angles measured with Kinect have a large error compared to the motion capture system. Whereas, the center of gravity (CoM) can be measured accurately with a small error within 3 cm on average. The Kinect can, therefore, be useful when measuring whole body, large movements rather than the fine movements of arms and legs.

In conclusion, despite the disadvantages that the Kinect system is less accurate than motion capture system and cannot be used for kinematic analysis in biomechanics study, it has the advantages of a

low price and real-time information feedback. This means that Kinect is likely to be used as a tool to measure and analyze human movements in different innovative ways more than traditional and conventional kinematic analysis methods. Finally, knowing the results of this study can be used to select the most optimum position for the Kinect to most accurately record human motion based on the type of human motion. In the future, this study may provide valuable insights and know-how about motion analysis, development of sports game contents, and development of virtual reality coaching system using Kinect.

**keywords : Movement analysis, Kinect, Accuracy, Human body model, RGB-D camera**

***Student Number : 2012-31079***

## 감사의 글

여러모로 부족한 제가 박사학위까지 받을 수 있도록 항상 곁에서 지지해주시고 도움을 주신 모든 분께 이 지면을 통해 진심으로 감사의 말씀을 전하고 싶습니다.

무엇보다 우선 학위논문을 준비하는 과정에서 힘들 때마다 응원의 메시지를 보내주시고, 어려운 문제에 가로막혀 전진하지 못할 때 해결책을 제시해 주신 박재범 지도교수님께 감사의 인사를 드립니다. 학부 1학년 때부터 스키부로 연을 맺고, 석사과정, 박사과정 중 학문적 가르침뿐만 아니라, 인생의 가르침을 주신 정철수 교수님께도 진심으로 감사드립니다. 학부 4년 동안 럭비부에서 항상 절 지켜봐 주셨던 김선진 교수님의 세심한 지도도 박사 논문을 마무리 할 수 있었던 원동력이었습니다. 감사합니다. 그리고 데이터 수치에만 갇히지 말고 항상 현실의 문제를 인식하려고 노력하라고 지도해 주신 김형숙 교수님, 울산에서 먼 길을 마다하시고 오셔서 열렬히 논문 지도해주신 심재영 교수님께도 감사의 말씀을 올립니다.

항상 저를 믿어주시고 지지해 주시는 사랑하는 아버지와 어머니께도 감사드립니다. 곁에서 묵묵히 지켜봐 주시며 보듬어주신 장인어른과 장모님께도 깊은 감사의 마음을 전하고 싶습니다. 그리고 서로에게 든든한 응원군이 되어주는 내 동생 태현이와 기쁨을 함께 나누고 싶습니다. 마지막으로 나와 결혼한 후 많은 것을 희생하며 내조해준 내 아내 이현정에게 큰 감사의 마음을 전합니다. 사랑합니다. 멋진 큰아들 기윤, 귀여운 작은아들 기호와 기쁨을 함께 나누고 싶습니다.

2018년 2월 박용현