creative commons
COMMONS DEED

저작자표시-비영리-변경금지 2.0 대한민국

이용자는 아래의 조건을 따르는 경우에 한하여 자유롭게

- 이 저작물을 복제, 배포, 전송, 전시, 공연 및 방송할 수 있습니다.

다음과 같은 조건을 따라야 합니다:

저작자표시. 귀하는 원저작자를 표시하여야 합니다.

비영리. 귀하는 이 저작물을 영리 목적으로 이용할 수 없습니다.

변경금지. 귀하는 이 저작물을 개작, 변형 또는 가공할 수 없습니다.

- 귀하는, 이 저작물의 재이용이나 배포의 경우, 이 저작물에 적용된 이용허락조건을 명확하게 나타내어야 합니다.
- 저작권자로부터 별도의 허가를 받으면 이러한 조건들은 적용되지 않습니다.

저작권법에 따른 이용자의 권리는 위의 내용에 의하여 영향을 받지 않습니다.

이것은 이용허락규약(Legal Code)을 이해하기 쉽게 요약한 것입니다.

Disclaimer

dCollection

[UCI]I804:24011-200000264213

2014年 2月
碩士學位論文

관성센서를 이용한 인체모션 분석에 관한 연구

朝鮮大學校 大學院

制御計測工學科

高 炅 利

관성센서를 이용한
인체모션 분석에 관한 연구

A Study on the Human Motion Analysis Using Inertial Sensor

2014年　2月　25日

朝鮮大學校 大學院

制御計測工學科

高 炅 利

관성센서를 이용한
인체모션 분석에 관한 연구

指導敎授　潘　聲　範

이 論文을 工學 碩士學位申請 論文으로 提出함

2013年　10月

朝鮮大學校 大學院

制御計測工學科

高 炅 利

高炅利의 碩士學位 論文을 認准함

위원장　조선대학교 부교수 郭 根 昌 印

위　원　조선대학교 부교수 趙 昌 鉉 印

위　원　조선대학교 부교수 潘 聲 範 印

2013年　11月

朝鮮大學校 大學院

목 차

표목차 iii

도목차 iv

ABSTRACT vi

제 1 장 서 론 1

제 1 절 연구 배경 및 목적 1

제 2 절 연구 방법 2

제 2 장 인체모델 기반 모션캡쳐 시스템 5

제 1 절 기존 모션캡쳐 시스템 5

1. 광학식 모션캡쳐 시스템 5

2. 자기식 모션캡쳐 시스템 7

3. 기계식 모션캡쳐 시스템 8

제 2 절 관성센서 기반 모션캡쳐 시스템 10

1. 관성센서 기반 모션캡쳐 시스템의 구성 10

2. 관성센서 기반 모션캡쳐 데이터 13

제 3 장 인체모션 데이터 취득 및 분석 20

제 1 절 4개 관절 기반 모션 데이터 취득 및 분석 20

1. 4개 관절 기반 모션 데이터 취득 20

2.4개 관절 기반 모션 데이터 분석 24
제2절 인체모델 기반 모션 데이터 취득 및 분석 34
1. 인체모델 기반 모션캡쳐 시스템 검증 34
2. 인체모델 기반 모션 데이터 취득 35
3. 인체모델 기반 모션 데이터 분석 36
제4장 결 론 52

표 목 차

표 1. 광학식 모션캡쳐 시스템의 장단점 6
표 2. 자기식 모션캡쳐 시스템의 장단점 8
표 3. 기계식 모션캡쳐 시스템의 장단점 9
표 4. 4개 관절 기반 데이터 취득 시나리오..... 20
표 5. 4개 관절 기반 모션캡쳐 시스템에서 오일러 각도 분석 방법 25
표 6. 정상자세 일 때, 10명의 4개 관절에 대한 평균, 분산, 표준편차..... 31
표 7. 비정상자세 일 때, 10명의 4개 관절에 대한 평균, 분산, 표준편차 32
표 8. 인체모델 기반 데이터 취득 시나리오 36
표 9. 인체모델 기반 모션캡쳐 시스템에서 오일러 각도 분석 방법 37
표 10. 인체모델 기반 모션캡쳐 시스템에서 선언된 OFFSET 38
표 11. 정상자세 일 때, 10명의 어깨, 척추, 골반 관절에 대한 수직/평행 46
표 12. 비정상자세 일 때, 10명의 어깨, 척추, 골반 관절에 대한 수직/평행..... 47
표 13. 정상자세 일 때, 세점을 잇는 삼각형의 내각 48
표 14. 비정상자세 일 때, 세점을 잇는 삼각형의 내각..... 49
표 15. 정상자세 일 때, 네점을 잇는 사각형의 내각 50
표 16. 비정상자세 일 때, 네점을 잇는 사각형의 내각..... 51

도 목 차

그림 1. 피드백 시스템을 이용한 올림픽 챔피언의 스피드 스케이팅 훈련 1
그림 2. 광학식 모션캡쳐 시스템 5
그림 3. 자기식 모션캡쳐 시스템 7
그림 4. 기계식 모션캡쳐 시스템 8
그림 5. 4개 관절 기반 모션캡쳐 시스템의 구성 10
그림 6. 4개 관절 기반 모션캡쳐 시스템의 센서 부착 위치 및 센서 방향 11
그림 7. 인체모델 기반 모션캡쳐 시스템의 구성 12
그림 8. 인체모델 기반 모션캡쳐 시스템의 센서 부착 위치 12
그림 9. 오른손 좌표계 시스템 13
그림 10. Y-X-Z 회전행렬에서 오일러 각 변환 조건 15
그림 11. 4개 관절 기반 모션캡쳐 시스템의 데이터 저장 포맷 예 16
그림 12. BVH 계층 구조에 의한 모델 17
그림 13. BVH 포맷의 HIERARCHY 섹션 선언 예 18
그림 14. BVH 포맷의 MOTION 섹션의 예 19
그림 15. 척추질환의 이학적 검사방법 21
그림 16. 관성센서 기반 모션캡쳐 시스템을 통한 10명의 정상자세 취득 모습 ... 22
그림 17. 관성센서 기반 모션캡쳐 시스템을 통한 10명의 비정상자세 취득 모습 23
그림 18. 관성센서 기반 모션캡쳐 시스템을 통한 10명의 비정상자세 24
그림 19. 4개 관절 기반 오른쪽 어깨의 Roll 26
그림 20. 4개 관절 기반 오른쪽 어깨의 Pitch 26
그림 21. 4개 관절 기반 오른쪽 어깨의 Yaw 26
그림 22. 4개 관절 기반 왼쪽 어깨의 Roll 27
그림 23. 4개 관절 기반 왼쪽 어깨의 Pitch 27
그림 24. 4개 관절 기반 왼쪽 어깨의 Yaw 27
그림 25. 4개 관절 기반 오른쪽 골반의 Roll 28

그림 26. 4개 관절 기반 오른쪽 골반의 Pitch 28
그림 27. 4개 관절 기반 오른쪽 골반의 Yaw 28
그림 28. 4개 관절 기반 왼쪽 골반의 Roll 29
그림 29. 4개 관절 기반 왼쪽 골반의 Pitch 29
그림 30. 4개 관절 기반 왼쪽 골반의 Yaw 29
그림 31. 상용 모션캡쳐 장비를 이용한 데이터 취득 실험 34
그림 32. 상용 모션캡쳐 시스템과 구축한 인체모델 기반 모션캡쳐 시스템을 이용한 데이터 취득 결과 35
그림 33. 3차원 공간에서 두 직선이 이루는 각 39
그림 34. 3점을 잇는 삼각형에서 관절 각도 분석 방법 40
그림 35. 4점을 잇는 사각형에서 관절 각도 분석 방법 41
그림 36. 대상자1의 xy평면상 어깨와 골반 변화 42
그림 37. 대상자2의 xy평면상 어깨와 골반 변화 42
그림 38. 대상자3의 xy평면상 어깨와 골반 변화 43
그림 39. 대상자4의 xy평면상 어깨와 골반 변화 43
그림 40. 대상자5의 xy평면상 어깨와 골반 변화 43
그림 41. 대상자6의 xy평면상 어깨와 골반 변화 44
그림 42. 대상자7의 xy평면상 어깨와 골반 변화 44
그림 43. 대상자8의 xy평면상 어깨와 골반 변화 44
그림 44. 대상자9의 xy평면상 어깨와 골반 변화 45
그림 45. 대상자10의 xy평면상 어깨와 골반 변화 45

ABSTRACT

A Study on the Human Motion Analysis using Inertial Sensor

Ko, Kyeong-Ri
Advisor : Prof. Pan, Sung Bum Ph.D.
Department of Control & Instrumentation,
Graduate School of Chosun University

Due to the recent increase of interest in education, welfare, and other recreational activities, various self-coaching systems using motion capture technology are being developed following the demand of the health-care field and development of IT based information technology. To implement self-coaching systems, acquisition of location and direction data on the motions of experts and users necessary for coaching, and analysis of human motion data of motions of experts and users for coaching user motions are necessary.

In this thesis, to establish a self-coaching system, a motion capture system using inertial sensors to solve the problems of the previous systems was established, and studies on methods to acquire and analyze data using the established system were done. The inertial sensor based motion capture system is categorized into a 4-joints based motion capture system and a human motion capture system.

The 4-joints based motion capture system uses 4 major joints to obtain and express human motion, and are composed of 4 inertial sensors, 3 channel receivers, a PC and a server for establishing a DB. The human motion based motion capture system obtains and expresses human motion, and is composed

of 15 inertial sensors, 3 channel receivers, a PC and a server for establishing a DB.

Human motion data was acquired from 10 volunteers to obtain and analyze human motion data using each system. The motion data was acquired while the volunteers were listening to a lecture, and to compare this with the normal posture data obtained from experts, this data was categorized as abnormal posture data.

The obtained data through the 4-joints based motion capture system is the Euler angle, and this data is analyzed using the right handed coordinate system. According to the analysis results, in the normal posture state, the values of the 12 factor data (Roll, Pitch Yaw of the right shoulder, Roll, Pitch Yaw of the left shoulder, Roll, Pitch Yaw of the right pelvis, Roll, Pitch Yaw of the left pelvis) of the 4 joints average near 0°, and in the abnormal posture state, this value deviates from 0°. The data obtained from the human model based motion capture system is in BVH format. This motion data is converted to 3 dimensional location data by the OFFSET stated in the HIERARCHY section. According to the analysis results, the characteristics obtainable by the human model based motion capture system are the Euler angle, 3 dimensional location data, vertical/parallel data of the joints, and the angle inside the display connecting 3 to 4 joint points, and this characteristics data was confirmed as possible to be used to determine normal and abnormal postures.

제 1 장 서 론

제 1 절 연구 배경 및 목적

IT 기반의 정보기술 및 문화기술의 발전과 더불어 각광 받고 있는 분야는 모션 캡쳐 분야이다. 하드웨어 및 소프트웨어 기술의 발달로 인체로부터 움직임 정보를 추출하여 컴퓨터 상에서 가상의 디지털 인체를 모델링 하는 것이 가능하게 되었다. 모션캡쳐 기술은 영화, 애니메이션, 게임 등과 같은 문화 산업뿐만 아니라, 의학, 군사, 스포츠 등의 산업분야에 적용되고있는 활용도 높은 기술이다[1].

최근 개인의 교육, 복지, 기타 여가 생활 등에 대한 관심 증가와 함께 유비쿼터스 환경이 확산되면서 헬스-케어 분야에서의 수요 및 IT 기기의 발전에 따라 모션캡쳐 기술을 이용한 다양한 셀프-코칭 시스템이 개발되고 있다. 재활운동, 스포츠 등의 분야에 셀프-코칭 시스템을 적용함으로써 별도의 도움 없이 스스로 재활 동작이나 스포츠 동작을 학습 가능하게 한다[2,3,4,5]. 셀프-코칭 시스템은 미리 정의된 모션 데이터와 사용자의 모션 데이터를 비교하여, 보정하기 위한 정보를 디스플레이하거나 피드백 시스템을 통해 사용자에게 제공하는 시스템을 말한다. 한 예로 스포츠 선수들의 자세 훈련을 위한 방법으로 그림 1과 같이 올림픽 챔피언의 모션과 피드백 시스템을 이용한 스포츠 셀프-코칭 시스템이 있다.

그림 1. 피드백 시스템을 이용한 올림픽 챔피언의 스피드 스케이팅 훈련

이러한 셀프-코칭 시스템을 구현하기 위해서는 코치에 필요한 전문가의 동작과 사용자의 동작의 차이를 표현하기 위한 모션 데이터 분석이 요구된다. 즉, 전문가와 사용자의 동작에 대한 위치와 방위를 측정하고 컴퓨터가 사용할 수 있는 형태의 정보로 기록하기 위한 모션 데이터 취득과 분석이 필요하다. 그러나 기존의 모션캡쳐 시스템은 광학식 마커를 사용자의 신체에 직접 부착해야 하는 문제, 또는 무거운 기계 장치를 사용자에게 착용하도록 해야 하는 문제 및 긴 사전 준비시간과 넓은 측정장소가 요구된다. 또한, 금속물체나 전자기장을 발생하는 전기전원 등에 의한 데이터 손실 등의 많은 문제를 가지고 있어 인체의 움직임을 자연스럽게 표현하고 분석하는데 제약적이다. 따라서 셀프-코칭 시스템 구현을 위해 전문가와 사용자의 동작을 데이터로 기록하고, 취득된 인체모션 데이터를 분석하는 연구가 필요하다.

제 2 절 연구 방법

기존의 모션캡쳐 시스템은 데이터를 추출하는 방식에 따라, 크게 광학식, 기계식, 자기식으로 구분된다[6,7]. 광학식 모션캡쳐 시스템은 샘플링 빈도가 높아 빠르고 복잡한 움직임을 측정 할 수 있지만, 광학식 마커를 사용자의 신체에 직접 부착해야하며, 긴 사전 준비시간과 넓은 측정장소가 필요하며 실외 사용에 제약적이다.

기계식 모션캡쳐 시스템은 대상의 움직임을 실시간으로 캡쳐 할 수 있고 비교적 노이즈가 적은 데이터를 획득할 수 있지만, 무거운 기계장치를 사용자에게 직접 착용하게 해야하므로 자연스러운 동작 연출이 어렵고 부착위치의 정확도에 따라 결과에 미치는 영향도 크다. 자기식 모션캡쳐 시스템은 광학식 모션캡쳐 시스템에서 마커가 가려지는 병합 현상과 뒤섞이는 교환 현상이 없으나 시스템 주변에 금속물체나 전자기장을 발생하는 전기 전원 등에 의해 데이터의 손실이 발생할 우려가 있다.

본 연구에서는 척추질환 예방을 위한 셀프-코칭 시스템 구현을 위해 MEMS 기반 9축 관성센서를 이용한 모션캡쳐 시스템을 구축한다. 이렇게 함으로써 무거운

장비를 착용해야하는 사용자의 부담과 긴 사전 준비시간을 줄이고, 장소의 제약 등의 문제점을 해결한다. 또한, 데이터 손실이 발생할 우려가 없으므로 후처리 시간이 단축되며, 효율적인 데이터 분석이 가능하다.

본 연구에 사용된 MEMS 기반 9축 관성센서는 3축 자이로센서, 3축 가속도센서, 3축 지자기센서로 구성된다. 이 센서는 작은 크기로 기존의 모션캡쳐 시스템에서 사용되는 장비보다 작고 가벼워 대상자의 움직임을 자연스럽게 표현 가능하다. 데이터는 3채널 수신기와 PC의 시리얼통신을 통해 수신되며, 관성센서와 수신기는 2.4Ghz 대역의 RF 통신방식으로 통신한다. 관성센서 기반 모션캡쳐 시스템은 4개 관절 기반 모션캡쳐 시스템과 인체모델 기반 모션캡쳐 시스템으로 구분하여 구축한다. 4개 관절 기반 모션캡쳐 시스템은 4개의 센서와 3채널 수신기, PC와 서버로 구성되며, 인체모델 기반 모션캡쳐 시스템은 15개의 센서와 3채널 수신기, PC와 서버로 구성된다.

인체모션 취득 및 분석을 위해 구축한 4개 관절 기반 모션캡쳐 시스템과 인체모델 기반 모션캡쳐 시스템을 통해 정상자세 데이터와 비정상자세 데이터를 취득한다. 정상자세 데이터는 코치에 필요한 전문가의 동작 데이터로 사용되며, 비정상자세 데이터는 장상자세와의 비교 및 정상자세의 경계범위를 찾기 위한 데이터로 사용된다. 4개 관절 기반 모션 데이터 취득 실험은 4개 센서를 양쪽 어깨와 골반에 부착하고 바른자세의 상태에서 초기화를 수행 한 이후, 정상자세와 비정상자세 데이터를 취득한다. 인체모델 기반 모션 데이터 취득 실험은 15개 센서를 골반 중심, 가슴, 머리, 양쪽 팔 상단, 양쪽 팔 하단, 양쪽 손등, 양쪽 허벅지, 양쪽 종아리, 양쪽 발등에 각각 부착하고, 바른자세의 상태에서 초기화를 수행 한 이후, 정상자세와 비정상자세 데이터를 취득한다. 실험환경은 10명의 실험자를 대상으로 앉아서 강의를 듣는 자세를 취득하며, 데이터는 초당 100프레임의 취득률로 각각 5분씩 취득한다.

4개 관절 기반 모션캡쳐 시스템을 통해 취득되는 데이터는 X, Y, Z 3축에 대한 회전각도를 의미하는 오일러 각도이며, 이 데이터는 오른손 좌표계를 따라 분석 가능하다. 인체모델 기반 모션캡쳐 시스템을 통해 취득된 데이터는 관절의 계층구조

에 따라 연산되어 BVH 포맷으로 저장된다. BVH 포맷에 저장되는 인체모션 데이터는 오일러 각도로 표현되며, 오른손 좌표계를 따른다. 이 각도는 BVH 포맷의 HIERARCHY 섹션에 선언된 초기 OFFSET 위치에 따라 각각의 3차원 위치정보로 변환 가능하다. BVH 포맷에 선언된 관절의 초기위치는 인체의 중심축을 기준으로 좌우가 대칭되도록 선언되므로, 인체 중심축을 기준으로 좌우 어깨 관절의 거리와 높낮이, 좌우 골반 관절의 거리와 높낮이를 분석하여 자세를 판단한다. 위치정보를 이용하여 분석에 필요한 주요 관절을 3개 분절로 나누어 2개 분절간의 비교를 통해 어깨와 척추의 수직여부, 어깨와 골반의 평행여부를 판단한다. 또한, 주요 관절의 위치정보를 이용하여 3점 또는 4점을 연결한 도형 내 좌우 각도 비교를 통해 정상자세인지 비정상자세인지를 분석한다.

논문의 구성은 다음과 같다. 2장에서는 기존의 모션캡쳐 시스템의 특징에 대해 기술하고, 기존의 모션캡쳐 시스템의 문제점을 해결하기위해 본 논문에서 구축한 관성센서 기반 모션캡쳐 시스템과 데이터 포맷에 대해 설명한다. 3장에서는 구축한 시스템을 통한 인체모션 취득 및 데이터 분석 결과에 대해 설명한다. 마지막으로 4장에서 결론 및 향후 연구 계획에 대하여 서술한다.

제 2 장 인체모델 기반 모션캡쳐 시스템

모션캡쳐란 3차원 공간상에서 대상의 움직임에 대한 위치, 속도, 방향 등의 정보를 측정하고, 컴퓨터가 사용할 수 있는 형태의 정보로 기록하여 분석 및 응용하는 기술을 말한다[8,9]. 이 장에서는 기존의 모션캡쳐 시스템의 특징에 대해 설명하고, 기존 시스템의 문제점 해결을 위해 구축한 관성센서 기반 모션캡쳐 시스템에 대하여 설명한다.

제 1 절 기존 모션캡쳐 시스템

1. 광학식 모션캡쳐 시스템

광학식 모션캡쳐 시스템은 대상의 움직임을 얻어내기 위한 인체의 각 관절 부위에 적외선 반사 마커를 부착하고 여러대의 카메라를 이용해 마커를 2차원 이미지로 촬영한 후 그 이미지를 다시 3차원 위치 데이터로 계산하여 데이터를 취득하는 방식이다. 즉, 이 시스템은 대상자의 몸에 부착된 적외선 반사 마커들이 2차원 위치를 제공하면. 모션캡쳐 소프트웨어가 움직임을 3차원으로 추적하여 모션을 캡쳐하는 방식이다.

그림 2. 광학식 모션캡쳐 시스템

그림 2는 광학식 모션캡쳐 시스템을 이용한 말과 기수의 동작 분석 모습이다. 광학식 모션캡쳐 시스템은 초당 120~175 프레임을 촬영 가능할 수 있어 샘플링 빈도가 높으므로 스포츠 선수의 동작이나 격투 장면 같은 매우 빠르고 복잡한 움직임을 측정할 때 매우 유용하다. 그러나 이를 위해서는 대상자의 관절에 광학식 마커를 모두 부착해야 하며, 하나의 마커 위치를 계산하기 위해서는 적어도 2대 이상의 적외선 카메라가 설치되어야 하기 때문에 사전에 많은 준비 작업이 필요하며, 시스템의 가격이 상당히 비싸 유지보수의 어려움이 따른다.

정확한 인체모션 데이터를 취득하기 위해 그림 2와 같이 여러대의 카메라를 대상자의 주위에 설치해야하기 때문에 넓은 모션캡쳐 전용 스튜디오가 필요하며, 마커가 아닌 다른 빛도 마커로 혼동하게 되므로 실외 사용에 제약적이며 미리 캡쳐된 동작 외에 다른 동작이 필요할 때 이를 해결하지 못한다. 또한, 대상자가 움직임이 복잡한 동작을 수행할 때, 적외선 마커들이 맞물려있게 되면 하나의 마커처럼 보이는 병합현상이나 마커가 뒤섞이는 교환현상이 발생한다. 이러한 데이터의 충돌 문제 발생 시 3차원 좌표를 얻는 것은 불가능하므로 많은 후처리 과정이 필요하다 [10,11]. 이런한 문제점을 보완하기 위해 최근에 액티브 방식의 광학식 모션캡쳐 시스템이 개발되었으나 장비의 가격이 상당히 고가이므로 사용하는데 어려움이 있다. 표 1은 광학식 모션캡쳐 시스템의 장단점을 나타낸다.

표 1. 광학식 모션캡쳐 시스템의 장단점

방식	장점	단점
광학식 (패시브)	높은 샘플링 빈도 빠른 동작 캡쳐 가능 인체 외 대상 모션캡쳐 가능 광범위한 응용범위	마커가 겹치는 병합현상 마커가 뒤바뀌는 교환현상 데이터의 후처리 필요
광학식 (액티브)		후처리 최소화 마커의 교환현상 제거 비싼 장비 가격

현재 상용화된 광학식 모션캡쳐 제품으로는 OptiTrack사의 OptiTrack Motion Capture Solution, Motion Analysis사의 Eagle System, Vicon사의 Vicon System 등이 있다[12, 13, 14].

2. 자기식 모션캡쳐 시스템

자기식 모션캡쳐 시스템은 대상자의 각 관절 부위에 자기장을 발생하는 센서를 부착하고, 대상자가 자기장 발생장치 근처에서 움직일 때 대상자의 움직임에 따른 자기장의 변화를 측정하여 공간적인 변화량을 계산하여 위치 데이터를 취득하는 방식이다.

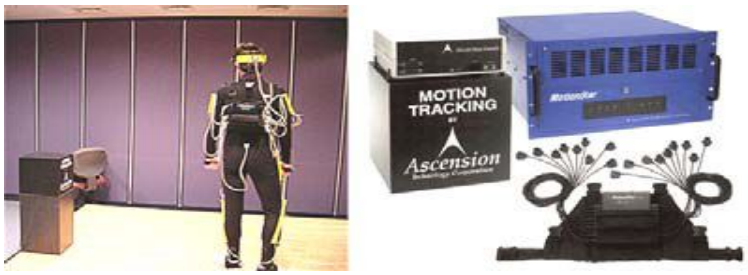

그림 3. 자기식 모션캡쳐 시스템

그림 3은 자기식 모션캡쳐 장비를 나타낸다. 자기식 모션캡쳐 시스템은 광학식 모션캡쳐 시스템의 문제점인 병합현상이나 교환현상이 발생하지 않는다. 자기식 모션캡쳐 시스템은 주변에 자기장에 변화를 줄 물체만 없다면 센서만을 대상자에게 부착하면 되기 때문에 준비과정이, 기계식 방식에 비해 자연스러운 동작을 획득할 수 있다. 또한, 광학식 모션캡쳐 시스템에 비해 장비의 가격 및 유지비가 저렴하다. 그러나 자기장을 발생하는 센서는 자기장을 발생시키는 장비와 유선으로 연결되어 있어, 이를 대상자의 몸에 직접 부착하고 있어야 하기 때문에 움직임에 제약이 많고, 광학식 장비에 비해 정밀도가 떨어지며, 인체모션을 취득하기 위한 장소가 협소하다는 단점이 있다[15,16]. 이러한 문제점을 보완하기 위해 최근에 무선시스템

이 개발되었으나, 같이 송신기를 직접 인체에 부착해야하기 때문에 자연스러운 모션을 취득하기에는 여전히 무리가 있다. 표 2는 자기식 모션캡쳐 시스템의 장단점을 나타낸다.

표 2. 자기식 모션캡쳐 시스템의 장단점

방식	장점	단점
자기식	높은 데이터 품질 병합현상 및 교환현상 없음 6DOF센서로 적은수의 센서 사용 비교적 저렴한 가격	외부자기장의 안정적 생성 어려움 단종 추세의 장비 캡쳐 가능 범위 좁음(3~6M)

현재 상용화된 자기식 모션캡쳐 제품으로는 Polhemus사의 Liverty, Ascension사의 Motion Sar Wireless 등이 있다[17,18].

3. 기계식 모션캡쳐 시스템

기계식 모션캡쳐 시스템은 모션을 감지하기 위해 퍼텐쇼미터나 슬라이드 저항을 대상자의 몸에 부착하여 움직임에 따라 변화되는 데이터를 취득하는 방식이다. 이 시스템은 대상자의 움직임을 측정하기 위한 간단한 on/off 형태의 동작 감지 시스템과 복잡한 동작 추적 시스템을 포함하고 있다.

그림 4. 기계식 모션캡쳐 시스템

그림 4는 기계식 모션캡쳐 시스템을 착용한 사용자의 모습을 나타낸다. 기계식 모션캡쳐 시스템은 대상의 움직임을 실시간으로 캡쳐할 수 있고, 자기식모션캡쳐 시스템에서 발생하는 자기장 영향으로 인한 잡음이나 광학식 모션캡쳐 시스템에서 발생하는 빛의 반사로 인한 잡음 등과 같은 문제가 발생하지 않으므로 노이즈가 적은 데이터를 획득 할 수 있다. 또한, 외부 환경에 영향을 받지 않으므로 장소에 제약이 없으며, 장비의 가격이 가장 저렴하다는 것이 큰 장점이다[19,20]. 그러나 대상자의 주요 관절 부위마다 다소 부담스러운 정도의 무거운 기계장치를 부착해야 하므로 자연스러운 동작을 연출하기 어렵고, 부착 위치의 정확도에 따라 결과에 미치는 영향도 다소 크다. 표 3은 기계식 모션캡쳐 시스템의 장단점을 나타낸다.

표 3. 기계식 모션캡쳐 시스템의 장단점

방식	장점	단점
기계식	간편한 사용성 공간의 제약 없음 저렴한 가격 실시간 인체모션캡쳐 유리 낮은 데이터 오류	무거운 장비 무게 인체 동작만 캡쳐 가능 자연스러운 동작 연출 어려움 위치값의 부재 낮은 데이터 품질

현재 상용화된 제품으로는 Analogues사의 Gypsy, Motion Technology사의 Xtra, X-ist사의 Full Body Tracker 등이 있다[21,22,23].

제 2 절 관성센서 기반 모션캡쳐 시스템

1. 관성센서 기반 모션캡쳐 시스템의 구성

본 연구에서는 기존 모션캡쳐 시스템의 문제점을 해결하기 위해 MEMS 기반 9축 관성센서를 이용하여 인체모델 기반 모션캡쳐 시스템을 구축하였다. 시스템에 사용된 센서는 32mm×21mm의 초소형 크기의 센서로 무선통신 방식으로 장애물이 없을 때 통신가능 거리는 약60m 정도이므로 장소에 크게 제약이 없다. 또한, 작은 크기의 가벼운 센서가 몸에 부착되기 때문에 대상자는 자유로운 동작을 표현할 수 있으며, 기존의 장비에 비해 가격이 저렴하다.

관성센서 기반 모션캡쳐 시스템은 인체의 주요관절 4개만을 이용하여 인체의 움직임을 취득하고 분석, 표현하기 위한 4개 관절 기반 모션캡쳐 시스템과 인체의 움직임을 취득하고 분석, 표현하기 위한 인체모델 기반 모션캡쳐 시스템을 구분하여 구축하였다.

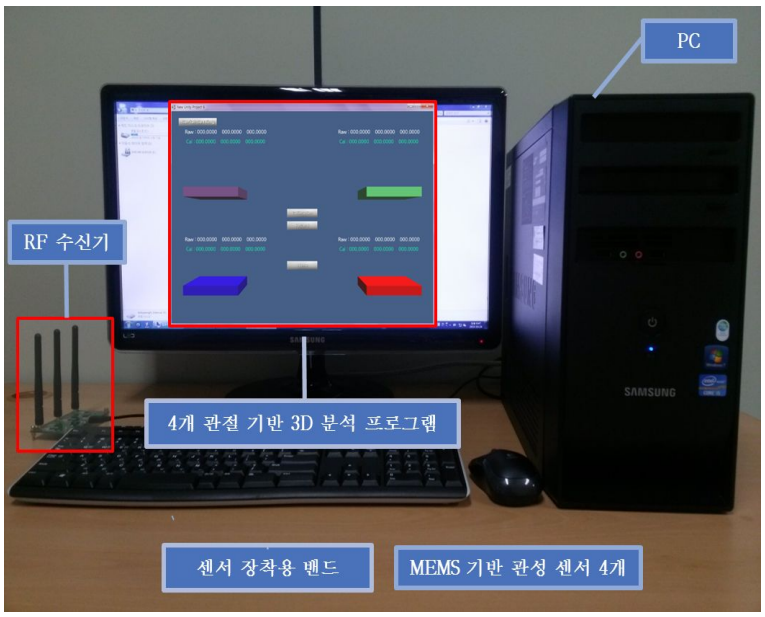

그림 5. 4개 관절 기반 모션캡쳐 시스템의 구성

그림 5는 4개 관절 기반 모션캡쳐 시스템의 구성을 나타낸 그림이다. 4개 관절 기반 모션캡쳐 시스템은 인체의 움직임을 분석할 때 사용되는 주요관절 4개만을 이용하여 인체의 움직임을 취득하고 표현하기 위한 4개의 관성센서와 3채널의 수신기, PC와 DB구축을 위한 서버로 구성된다.

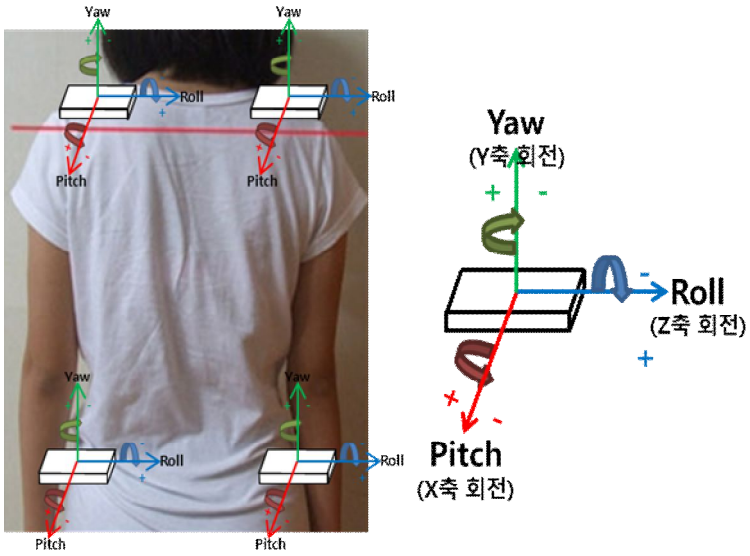

그림 6. 4개 관절 기반 모션캡쳐 시스템의 센서 부착 위치 및 센서 방향

4개의 관성센서는 모션캡쳐 슈트 또는 밸크로밴드를 이용하여 그림 6과 같이 4개 관절 정보를 취득하기 위한 위치에 부착된다. 4개 관절의 데이터는 4개 관절 기반 3차원 시뮬레이션 프로그램을 통해 실시간으로 캡쳐된다. 취득된 데이터는 3축을 기준으로 회전하는 각 관절의 Roll, Pitch, Yaw 데이터가 텍스트 포맷으로 저장되며, 오른손 좌표계를 따른다.

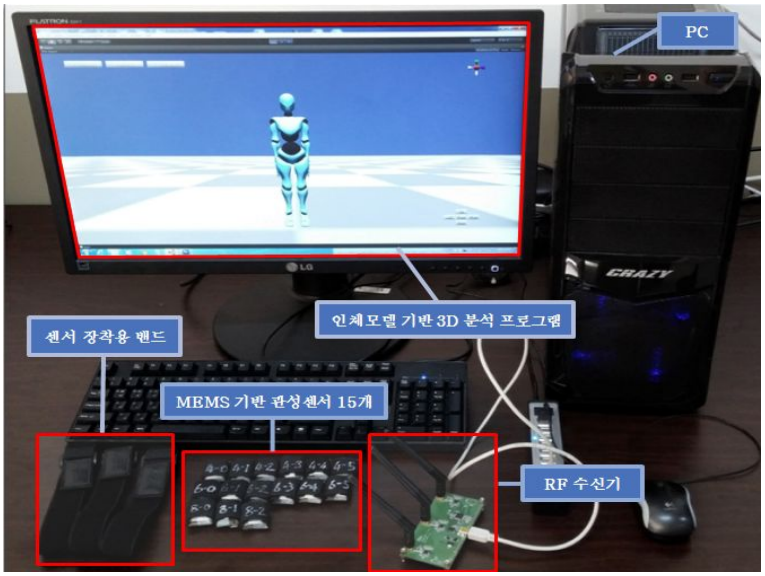

그림 7. 인체모델 기반 모션캡쳐 시스템의 구성

그림 7은 인체모델 기반 모션캡쳐 시스템의 구성을 나타낸 그림이다. 인체모델 기반 모션캡쳐 시스템은 인체의 움직임을 취득하기 위한 15개의 관성센서와 3채널의 수신기, PC와 DB구축을 위한 서버로 구성된다. 15개의 관성센서는 MEMS 기반의 9축 무선 센서로 3축 자이로센서, 3축 가속도센서, 3축 지자기센서로 이루어져있으며, 센서에서 출력되는 데이터는 쿼터니언 또는 오일러 각도로 출력된다.

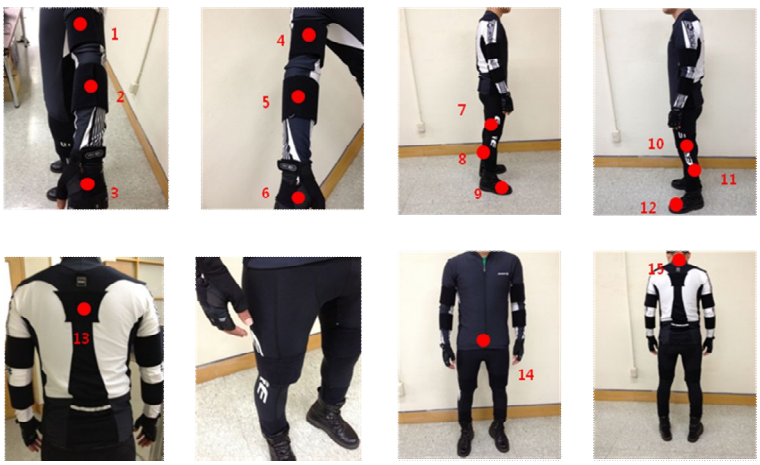

그림 8. 인체모델 기반 모션캡쳐 시스템의 센서 부착 위치

센서는 모션캡쳐 슈트 또는 밸크로밴드를 이용하여 그림 8과 같이 23개 관절 정보를 계산하기 위한 위치에 부착된다. 인체의 중심이되는 골반을 중심으로 가슴, 머리, 양쪽 팔꿈치를 중심으로 팔의 상단과 하단, 손등, 양쪽 허벅지, 종아리, 발등에 각각 부착된다. 취득된 데이터는 3축을 기준으로 회전하는 관절의 Roll, Pitch, Yaw 데이터가 BVH 포맷으로 저장되며, 오른손 좌표계를 따른다. 저장된 데이터는 인체모델 기반 3차원 시뮬레이션 프로그램에서 파일을 불러오기하여 재확인이 가능하며, BVH 포맷의 데이터는 FBX 포맷으로 변환이 가능하다.

2. 관성센서 기반 모션캡쳐 데이터

모션캡쳐 데이터 포맷은 데이터 처리 방법에 따라 크게 트랙커 포맷과 스켈레톤 포맷으로 나눌 수 있다. 가상의 공간에서 자연스럽고 사실적인 애니메이션을 표현하기 위해 모션캡쳐 데이터가 필요하다.

트랙커 포맷은 3차원 위치 값만을 가지고 있는 형태로서 Adaptive Optics AOA, National Institute of Health C3D, Motion Analysis TRC 등의 포맷이 있다. 스켈레톤 포맷은 3차원 위치 값과 스켈레톤 정보를 함께 가지고 있는 형태로서 Biovision hierarchical BVH, Biovision BVA, Biovision/Alias ASK/SDL, Motion Analysis HTR, Acclaim ASF/AMC, Acclaim-Motion Analysis SKL/MOT 등의 포맷이 있다[24,25,26].

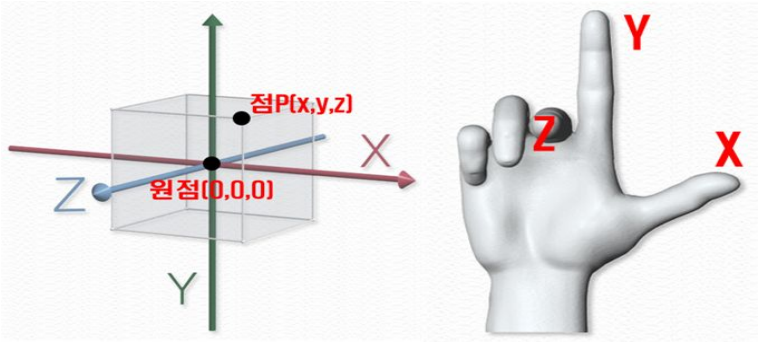

그림 9. 오른손 좌표계 시스템

모션 데이터를 취득하고 분석하기 위해서는 3차원 좌표 시스템을 이해하는 것이 중요하다. 3차원 입체공간은 서로 직교하는 X, Y, Z 좌표축에 의해 기하학적으로 표현된다. 구축된 관성센서 기반 모션캡쳐 시스템은 그림 9와 같은 오른손 좌표계를 사용한다. 좌표축이 교차하는 위치는 원점이며, 앞쪽 방향을 Z축 정방향, 오른쪽 방향을 X축 정방향, 위쪽 방향을 Y축 정방향으로 한다.

관성센서 기반 모션캡쳐 시스템에서 취득된 데이터는 회전행렬 연산을 통해 구해낸 오일러 각도로 구성된다. 회전행렬은 공간상의 한 점을 변환시킬 수 있는 수학적 도구로써 X축, Y축, Z축 3개 행렬의 곱을 통해 여러 변환을 한꺼번에 적용하므로 회전조합의 순서가 중요하다. 그림 9의 오른손 좌표계에 따라 X축, Y축, Z축에 대한 회전행렬은 다음 식과 같이 표현된다.

$$R_X = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos\theta & -\sin\theta \\ 0 & \sin\theta & \cos\theta \end{bmatrix} \quad (1)$$

$$R_Y = \begin{bmatrix} \cos\theta & 0 & \sin\theta \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin\theta & 0 & \cos\theta \end{bmatrix} \quad (2)$$

$$R_Z = \begin{bmatrix} \cos\theta & -\sin\theta & 0 \\ \sin\theta & \cos\theta & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3)$$

식(1)은 X축에 대한 회전행렬이며, 식(2)는 Y축에 대한 회전행렬, 식(3)은 Z축에 대한 회전행렬이다[27][28]. 본 연구에서 구축한 인체모델 기반 모션캡쳐 시스템에서 출력되는 BVH 포맷의 모션 데이터는 Yrotation Xrotation Zrotation으로 정의된다.

$$R_{YXZ} = \begin{bmatrix} c_y c_z + s_x s_y s_z & c_z s_x s_y - c_y s_z & c_x s_y \\ c_x s_z & c_x c_z & -s_x \\ -c_x s_y + c_y s_x s_z & c_y c_z s_x + s_y s_z & c_x c_y \end{bmatrix} \quad (4)$$

따라서, 모션 데이터 연산에서 필요한 회전조합은 Y-X-Z 회전조합이며, 이는 식(4)와 같다. 식(4)에서 c_x는 $\cos\theta_x$, c_y는 $\cos\theta_y$, c_z는 $\cos\theta_z$를 나타내며, s_x는 $\sin\theta_x$, s_y는, $\sin\theta_y$, s_z는 $\sin\theta_z$를 나타낸다. 회전각을 나타내는 θ는 오른손 법칙에 의해 양의 회전으로 정의된다.

센서에서 출력되는 오일러 각은 식(4)에 의해 회전행렬로 변환되며, 변환된 회전행렬은 그림 10의 조건에 따라 Y-X-Z 순서로 회전된 후의 결과를 구한다.

```
if (r12 < +1)
{
        if (r12 > -1)
        {
                thetaY = asin(-r12);
                thetaX = atan2(r02,r22);
                thetaZ = atan2(r10,r11);
        }
        else // r12 = -1
        {
                thetaY = +PI/2;
                thetaX = -atan2(-r01,r00);
                thetaZ = 0;
        }
}
else // r12 = +1
{
        thetaY = -PI/2;
        thetaX = atan2(-r01,r00);
        thetaZ = 0;
}
```

그림 10. Y-X-Z 회전행렬에서 오일러 각 변환 조건

본 연구에서 구축한 4개 관절 기반 모션캡쳐 시스템에서 취득된 데이터는 텍스트 포맷으로 저장된다. 그림 11은 4개 관절 기반 모션캡쳐 시스템에서 저장되는 데이터 포맷의 예를 나타낸 그림이다.

데이터는 탭으로 구분된 12개 요소의 열로 이루어지며, 행으로 구분된 프레임별 정보로 구성된다. 즉, 각 프레임에서의 자세정보를 한 행씩 기술한다. 각 행의 숫자 배열은 오른쪽 어깨, 왼쪽 어깨, 오른쪽 골반, 왼쪽 골반의 순서로 각각의 Roll, Pitch, Yaw가 순서대로 나열되며, 취득된 회전각도의 단위는 도(degree)이다.

	RightShoulder			LeftShoulder			RightHip			LeftHip		
	Roll	Pitch	Yaw	Roll	Pitch	Yaw	Roll	Pitch	Yaw	Roll	Pitch	Yaw
1st frame	-0.8591	-0.8488	-0.2109	-1.2019	-0.2076	0.0872	0.8463	-0.414	-0.0116	0.4139	-0.1522	-0.0739
2nd frame	-0.8591	-0.8488	-0.2109	-1.2019	-0.2076	0.0872	0.8557	-0.4016	-0.013	0.4139	-0.1522	-0.0739
3rd frame	-0.8458	-0.8576	-0.2083	-1.2019	-0.2076	0.0872	0.8449	-0.3522	-0.0042	0.4085	-0.1275	-0.0695
4th frame	-0.8191	-0.8752	-0.2030	-1.2019	-0.2076	0.0872	0.8252	-0.2059	0.0196	0.4031	-0.1028	-0.0650
5th frame	-0.7589	-0.8738	-0.2068	-1.2019	-0.2076	0.0872	0.8261	-0.1839	0.022	0.4031	-0.1028	-0.0650
6th frame	-0.7589	-0.8738	-0.2068	-1.0658	-0.2168	0.0565	0.8193	-0.1442	0.0257	0.3950	-0.0891	-0.0625
7th frame	-0.7234	-0.8781	-0.2007	-1.0658	-0.2168	0.0565	0.8468	-0.1266	0.0151	0.4059	-0.0919	-0.0631
8th frame	-0.6839	-0.8941	-0.2048	-1.0658	-0.2168	0.0565	0.876	-0.0532	0.0224	0.4306	-0.0865	-0.0625
9th frame	-0.6839	-0.8941	-0.2048	-1.0658	-0.2168	0.0565	0.8745	-0.0423	0.024	0.4306	-0.0865	-0.0625
10th frame	-0.6152	-0.8916	-0.1935	-0.9754	-0.2674	0.0198	0.8936	-0.0155	0.0464	0.4421	-0.0910	-0.0522
⋮	⋮	⋮	⋮	⋮	⋮	⋮	⋮	⋮	⋮	⋮	⋮	⋮
Nth frame	Nth Roll	Nth Pitch	Nth Yaw	Nth Roll	Nth Pitch	Nth Yaw	Nth Roll	Nth Pitch	Nth Yaw	Nth Roll	Nth Pitch	Nth Yaw

그림 11. 4개 관절 기반 모션캡쳐 시스템의 데이터 저장 포맷 예

본 연구에서 구축한 인체모델 기반 모션캡쳐 시스템에서 취득된 데이터는 BVH 포맷으로 저장된다. BVH 포맷은 Biovision사에서 인체모션을 표현하기 위해 개발한 모션데이터 포맷으로 HIERARCHY 섹션과 MOTION 섹션으로 구성된다. 그림 12는 BVH 계층 구조에 의한 모델을 나타낸 그림이다.

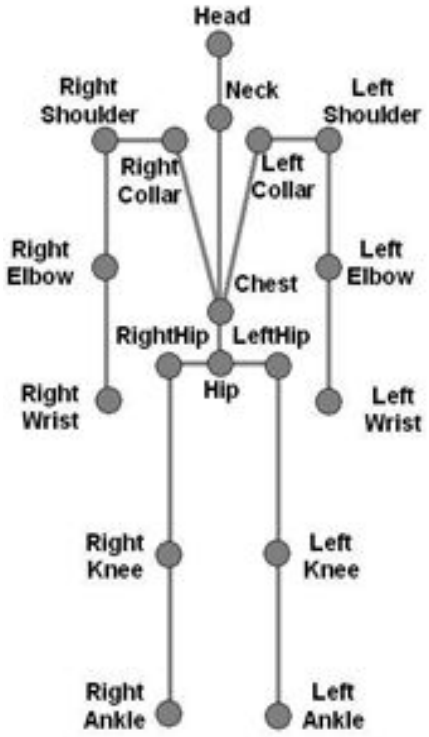

그림 12. BVH 계층 구조에 의한 모델

HIERARCHY 섹션은 캐릭터 스켈레톤 계층구조의 관절 노드에 대한 정보를 표현하며, MOTION 섹션은 인체의 동작 데이터를 표현하는 부분으로 프레임 수와 프레임 시간, 그리고 관절의 회전을 오일러 각으로 표현하는 모션 데이터로 구성된다[29].

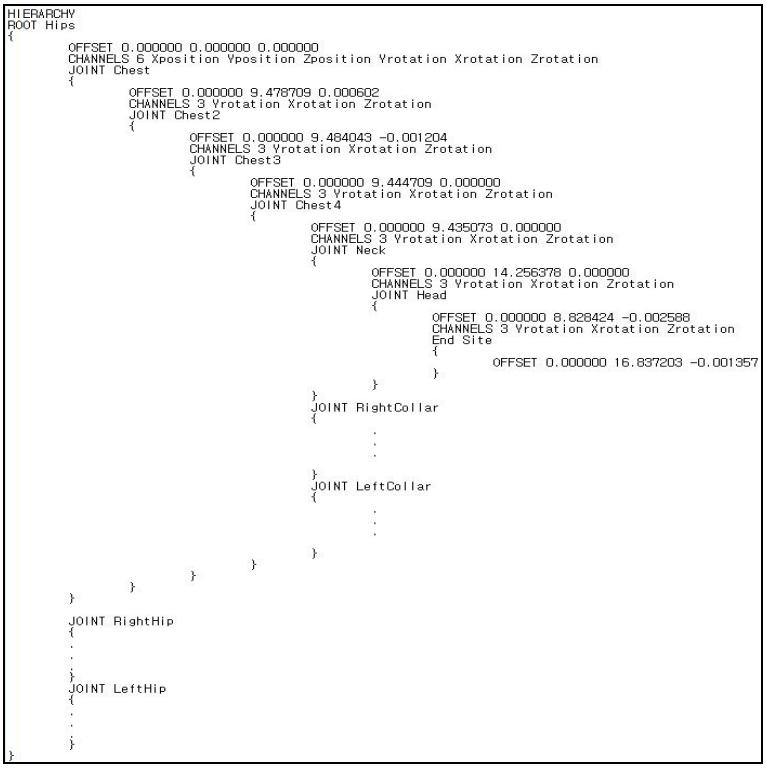

그림 13. BVH 포맷의 HIERARCHY 섹션 선언 예

그림 13은 하이어러키 섹션의 선언 예를 나타낸 그림이다. 하이어러키 섹션은 각 관절의 길이 및 초기방향 설정을 위한 초기 OFFSET, 관절의 부모/자식 관계, 관절도의 정보를 기술한다. HIERARCHY는 하이어러키 섹션의 시작을 선언하는 키워드로 관절의 계층구조 정의를 선언한다. ROOT는 계층구조의 유일한 시작점인 특수한 조인트로 Hips가 루트 노드가 된다. JOINT는 관절노드가 되는 조인트를 선언하는 키워드이며, END는 계층구조의 종점인 특수한 조인트로 OFFSET만을 요소로 포함하며, 하위노드에 미포함된다. OFFSET은 해당 조인트의 3차원 위치 성분으로 루트의 경우 전역좌표계에 의한 초기위치가 선언되며 X, Y, Z 순서로 선언된다. OFFSET으로 선언된 초기 위치는 오일러 각도 형식의 회전 정보의 변환 행렬을 합성하기 위한 정보로 사용된다. CHANNELS는 모션 데이터의 형식을 선언하는 키워드로 위치 또는 회전으로 선언된다.

MOTION									
Frames:	327								
Frame	Time:	0.016667							
0	100.0132	0	-2.1372	-5.82918	-14.5236	-1.10853	3.46405	2.50549	...
0.020631	100.024	0.081369	-2.23299	-5.82362	-14.3202	-0.97245	3.42525	2.533	...
0.039575	100.023	0.281356	-2.38356	-5.86097	-14.1241	-0.7939	3.48074	2.51162	...
0.048705	100.023	0.508691	-2.56275	-5.91026	-13.9369	-0.59825	3.56104	2.43792	...
0.045048	100.013	0.776347	-2.73529	-5.9479	-13.7613	-0.41822	3.64043	2.3006	...
0.041589	99.994	1.0579	-2.87716	-5.92933	-13.6111	-0.2579	3.65354	2.1838	...
0.033731	99.9672	1.34043	-3.00593	-5.91292	-13.4931	-0.10155	3.65571	2.17142	...
0.011983	99.91719	1.63174	-3.07105	-5.92488	-13.4517	-0.03249	3.68645	2.15127	...
-0.03377	99.87759	1.93203	-3.20125	-5.94709	-13.4068	0.106691	3.74015	2.11587	...
-0.0721	99.832	2.18989	-3.31248	-5.93177	-13.4011	0.199774	3.69537	1.99742	...
-0.06356	99.7902	2.35304	-3.42349	-5.90312	-13.4477	0.2282	3.51591	1.792	...
-0.04704	99.7455	2.49152	-3.5089	-5.83364	-13.5096	0.199968	3.26518	1.46503	...
-0.09383	99.6796	2.72013	-3.53203	-5.7255	-13.604	0.175217	3.09621	1.32501	...
-0.12945	99.6053	2.9646	-3.53338	-5.59603	-13.7436	0.084401	2.92943	1.00047	...
-0.21475	99.5108	3.26511	-3.46009	-5.46314	-13.9094	-0.03747	2.84501	0.795156	...
-0.35345	99.39769	3.65242	-3.3365	-5.33148	-14.0639	-0.16342	2.8679	0.683326	...
-0.52262	99.27449	4.09342	-3.19285	-5.22407	-14.1857	-0.27676	2.99161	0.653551	...
-0.71148	99.1468	4.56623	-3.06353	-5.16267	-14.2888	-0.35435	3.20971	0.725661	...
-0.91218	99.0119	5.07235	-2.95321	-5.14823	-14.3777	-0.43614	3.49666	0.739292	...
-1.02183	98.9153	5.449	-2.85922	-5.1622	-14.4461	-0.57817	3.80722	0.639313	...
-1.22556	98.7663	5.99783	-2.75607	-5.13582	-14.4723	-0.66926	4.0729	0.491478	...
-1.45352	98.60109	6.60719	-2.65138	-5.09838	-14.4978	-0.73047	4.36668	0.441957	...
-1.69078	98.4184	7.26672	-2.55014	-5.07374	-14.5114	-0.77968	4.68522	0.424244	...
-1.93177	98.206	7.971549	-2.44229	-5.09345	-14.4885	-0.81151	5.01512	0.550136	...
-2.21022	97.9624	8.73256	-2.32602	-5.1284	-14.4605	-0.82283	5.35752	0.736497	...
-2.50182	97.69039	9.54141	-2.21002	-5.16312	-14.438	-0.82669	5.69608	0.943524	...

그림 14. BVH 포맷의 MOTION 섹션의 예

그림 14는 모션 섹션의 예를 나타낸 그림이다. 모션 섹션은 하이어러키 섹션에서 정의한 관절도에 대응하여 루트 위치와 관절회전각의 시간장경 정보를 기술한다. MOTION은 모션 섹션의 시작을 선언하는 키워드로 모션 데이터 부분의 선언을 알린다. Frames는 전체 프레임의 수 N의 모션 데이터를 기술하였음을 의미한다. 그림 14의 경우 전체 프레임 수가 327이므로 데이터는 327행에 걸쳐 나열된다. Frame Time은 초당 프레임 취득률 FPS의 역수를 기술한다. 모션 데이터는 Frames, Frame Time에 이어서 각 프레임에서의 자세정보를 한 행씩 기술해 나간다. 각 행의 숫자 배열은 하이어러키 섹션에 선언된 Hips를 선두로 CHANNELS의 나열 순서와 대응하며 단위는 도(degree)이다.

제 3 장 인체모션 데이터 취득 및 분석

본 연구에서는 셀프-코칭 시스템을 구현하기 위해 인체모션 데이터를 취득하고 분석한다. 4개 관절 기반 모션캡쳐 시스템과 인체모델 기반 모션캡쳐 시스템을 통해 코치에 필요한 전문가의 동작으로 사용될 정상자세 데이터를 취득하고, 정상자세와 비교 및 정상자세의 경계범위를 찾기 위한 비정상자세 데이터를 취득하고 분석한다.

제 1 절 4개 관절 기반 모션 데이터 취득 및 분석

1. 4개 관절 기반 모션 데이터 취득

4개 관절 기반 모션 데이터 취득 실험은 4개 센서를 양쪽 어깨와 골반에 부착하고 바른자세의 상태에서 초기화를 수행 한 이후, 데이터를 취득하였다. 실험 환경은 표 4와 같이 대상자가 강의를 들으며 학습할 수 있도록 하여, 10명의 정상자세와 비정상자세를 각각 5분씩 취득하였다.

표 4. 4개 관절 기반 데이터 취득 시나리오

사용된 센서 개수	4개
센서 부착 위치	오른쪽 어깨, 왼쪽 어깨, 오른쪽 골반, 왼쪽 골반
취득 동작	의자에 앉아서 강의를 듣는 자세
취득 인원	10명
취득 시간	5분(100FPS)
동작 구분	정상자세/비정상자세

요즘 학생들은 높은 학구열, 학습경쟁 과열 등으로 책상에 앉아있는 시간이 길어지고있다. 청소년기에 형성된 잘못된 자세는 자세의 불균형을 초래하여 비뚤어진 체형을 형성하므로 바른자세를 유지하도록 하는 것이 중요하므로 의자에 앉아서 강의를 듣는 자세를 취득 동작으로 한다. 자세 불균형 여부를 간단하게 검사할 수 있는 방법은 그림 15와 같이 검사자가 서있는 위치에서 대상자의 양측 어깨의 높이 차이, 골반의 높이 차이를 보고 쉽게 알 수 있다[30, 31]. 그러므로 오른쪽 어깨, 왼쪽 어깨, 오른쪽 골반, 왼쪽 골반을 주요 관절로 하여 분석한다.

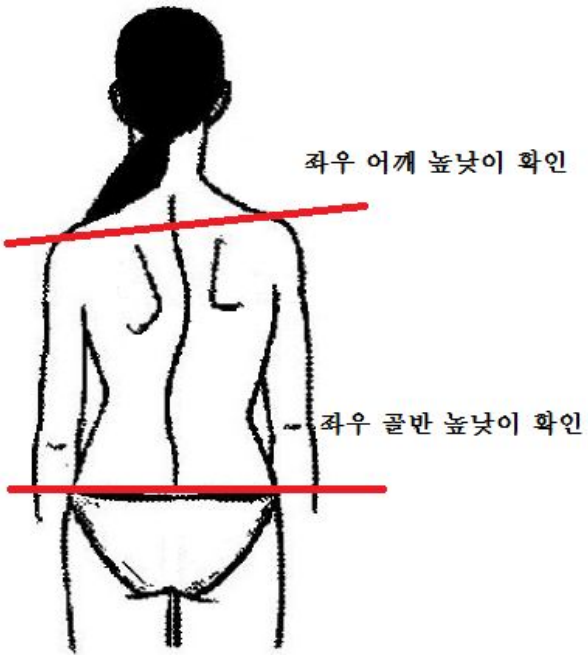

그림 15. 척추질환의 이학적 검사방법

그림 16. 관성센서 기반 모션캡쳐 시스템을 통한 10명의 정상자세 취득 모습

그림 16은 10명의 대상자가 강의를 들으며 학습하는 환경에서 실시한 정상자세 일때 모습이다. 대상자에게 자세를 의식하고 의자에 앉아서 강의를 들으며 학습하는 자세를 취하도록 한 후, 데이터를 취득하였다.

그림 17. 관성센서 기반 모션캡쳐 시스템을 통한 10명의 비정상자세 취득 모습

그림 17은 10명의 대상자가 강의를 들으며 학습하는 환경에서 실시한 비정상자세일때 모습이다. 대상자에게 자세를 의식하지 않은 편한 상태로 의자에 앉아서 강의를 들으며 학습하는 자세를 취하도록 한 후, 데이터를 취득하였다.

2. 4개 관절 기반 모션 데이터 분석

본 연구에서 구축한 4개 관절 기반 모션캡쳐 시스템에서 취득되는 정보는 오일러 각도이다. 이 시스템에서는 4개 센서만을 이용해 모션 데이터를 취득하므로, 인체모델 기반 모션캡쳐 시스템과 달리 초기 위치정보가 존재하지 않는다. 그러므로 4개 센서에서 출력되는 오일러 각도 정보만을 이용하여 자세를 분석한다.

4개 관절 기반 모션캡쳐 시스템에서 취득되는 데이터는 각각 X, Y, Z축을 기준으로 회전하는 회전각도를 나타내는 오일러 각도이다.

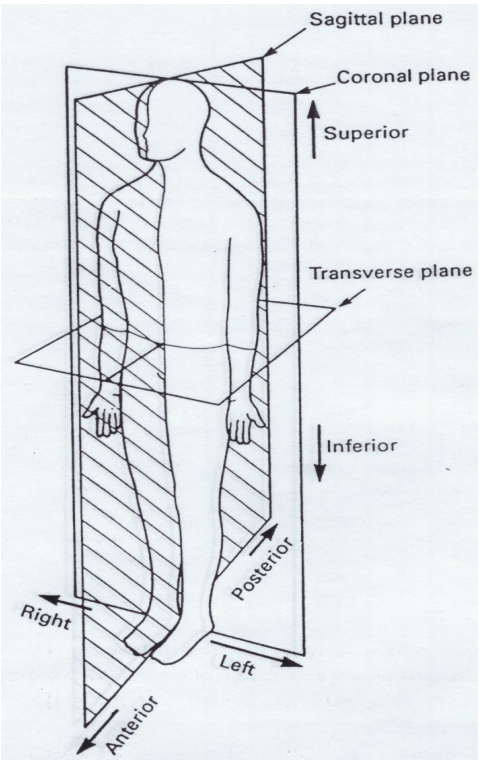

그림 18. 관성센서 기반 모션캡쳐 시스템을 통한 10명의 비정상자세

인체는 그림 18과 같이 해부학적 위치에서 세 기준평면과 여섯 기본방향으로 표현된다[32]. 그러므로 취득된 오일러 각도는 표 5를 따라 분석한다.

표 5. 4개 관절 기반 모션캡쳐 시스템에서 오일러 각도 분석 방법

Roll	Z축 기준 회전 (−180° ~ +180°)	(음회전) Anterior flexion of body
		(양회전) Posterior extension of body
Pitch	X축 기준 회전 (−90° ~ +90°)	(음회전) Right flexion of body
		(양회전) Left flexion of body
Yaw	Y축 기준 회전 (−180° ~ +180°)	(음회전) Right rotation of body
		(양회전) Left rotation of body

Z축을 기준으로 회전하는 회전각도 Roll은 인체가 앞쪽 방향으로 숙여지면 음수, 뒤쪽 방향으로 젖혀지면 양수의 값을 나타낸다. X축을 기준으로 회전하는 회전각도 Pitch는 인체가 오른쪽 방향으로 기울면 음수 왼쪽 방향으로 기울면 양수의 값을 나타낸다. Y축을 기준으로 회전하는 회전각도 Yaw는 방향을 나타낸다. 그러므로, 3축의 회전각도 분석을 통해 정상자세인지 비정상자세인지 분석 가능하다.

오일러 각도 분석에서는 정상자세와 비정상자세에 대한 12개 요소(오른쪽 어깨의 Roll, Pitch, Yaw, 왼쪽 어깨의 Roll, Pitch, Yaw, 오른쪽 골반의 Roll, Pitch, Yaw, 왼쪽 골반의 Roll, Pitch, Yaw)의 정보를 각각 그래프로 표현하여 정상자세와 비정상자세 결과를 확인한다.

그림 19부터 그림 30은 취득된 정상자세와 비정상자세에 대한 12개 요소의 그래프를 나타낸 그림이다. 하나의 그래프에 10명의 정상자세와 비정상자세 데이터를 함께 표현하여 비교, 분석하였다.

그래프에서 x축은 시간축으로 frame의 개수를 나타내고, y축은 각도를 나타낸다. 각각의 데이터는 초당 100프레임의 취득률로 5분간 취득되었으므로, x축은 1~30,000까지의 범위를 나타내며, y축의 범위는 데이터 추이를 눈으로 쉽게 확인하기 위해 −20°~20°로 설정하였다. 정상자세 데이터는 적색으로 표시하였고, 비정상자세 데이터는 청색으로 표시하였다.

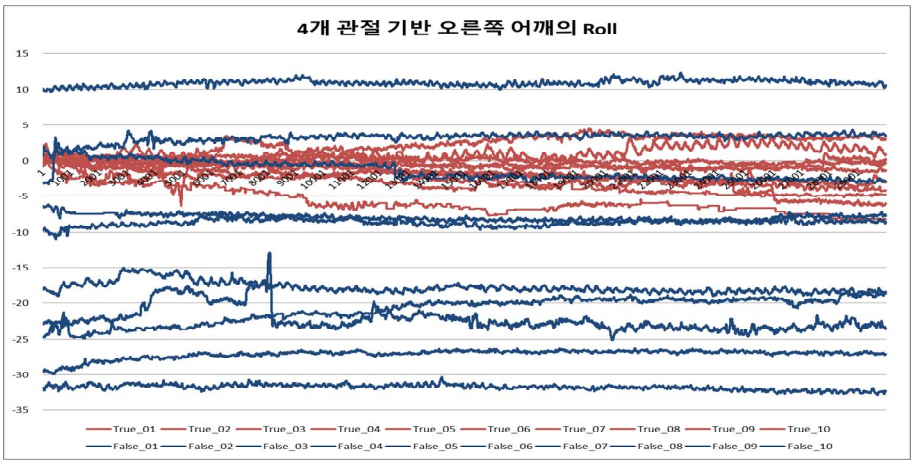

그림 19. 4개 관절 기반 오른쪽 어깨의 Roll

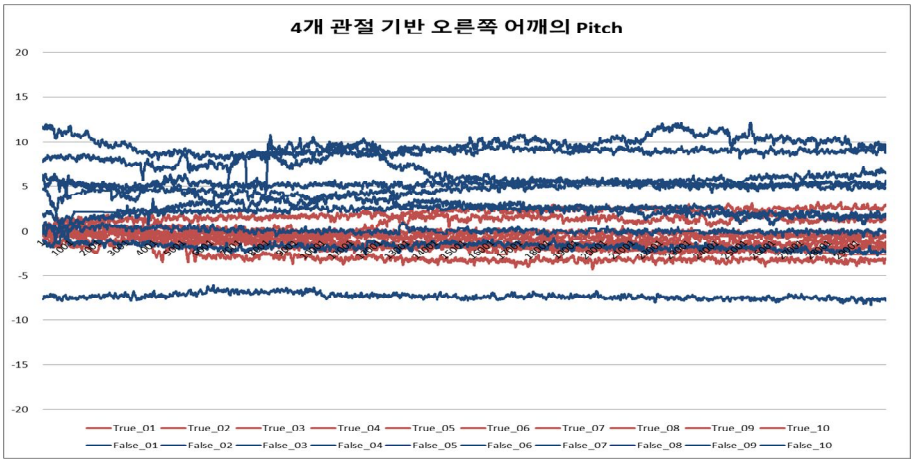

그림 20. 4개 관절 기반 오른쪽 어깨의 Pitch

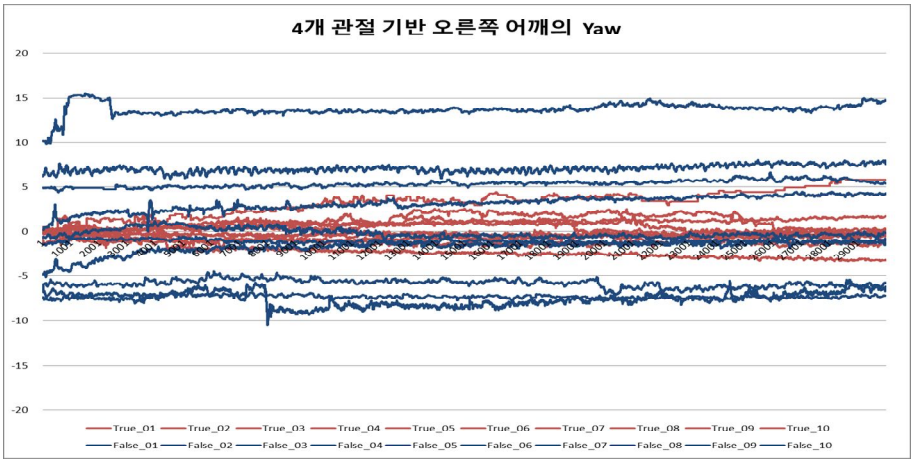

그림 21. 4개 관절 기반 오른쪽 어깨의 Yaw

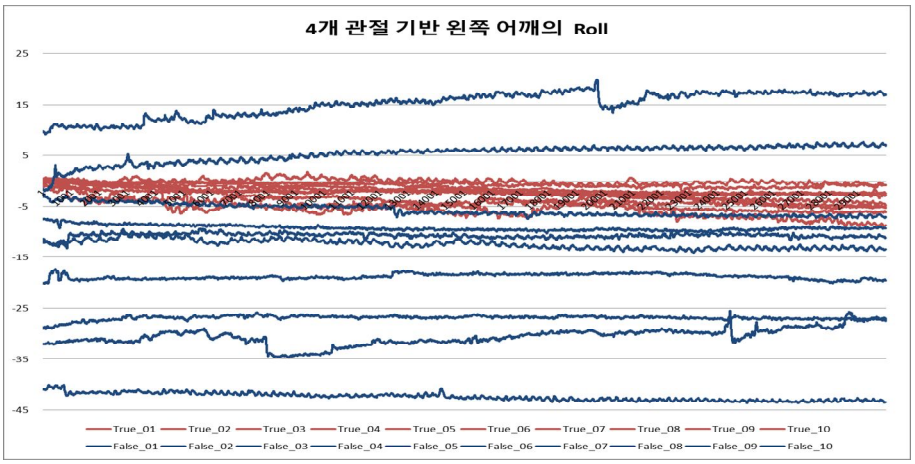

그림 22. 4개 관절 기반 왼쪽 어깨의 Roll

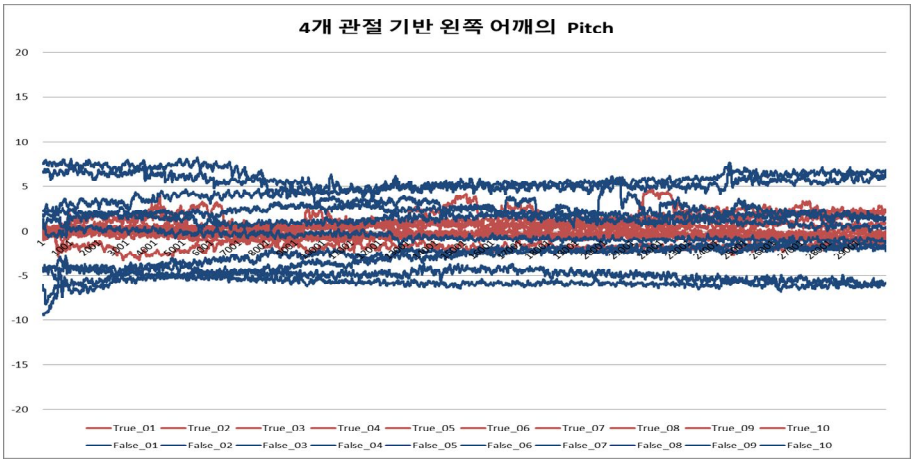

그림 23. 4개 관절 기반 왼쪽 어깨의 Pitch

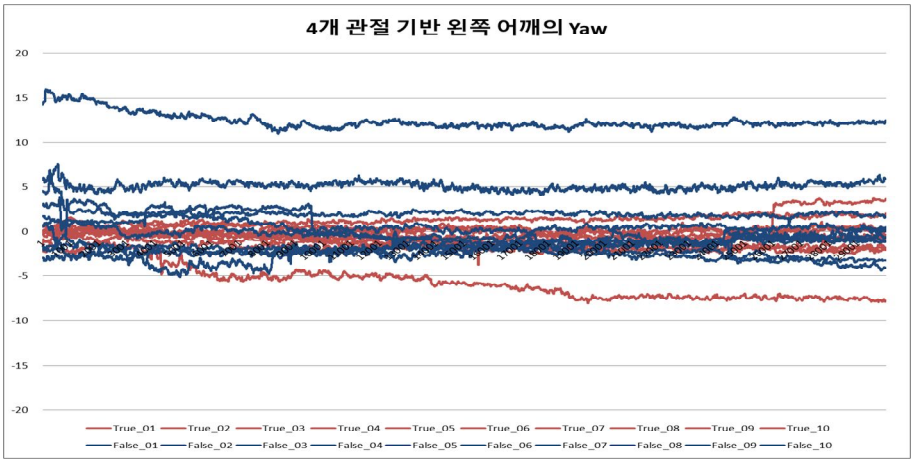

그림 24. 4개 관절 기반 왼쪽 어깨의 Yaw

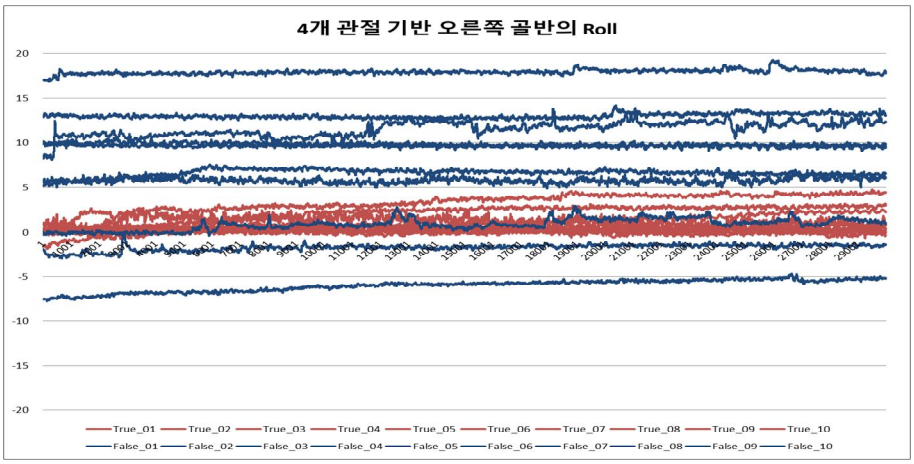

그림 25. 4개 관절 기반 오른쪽 골반의 Roll

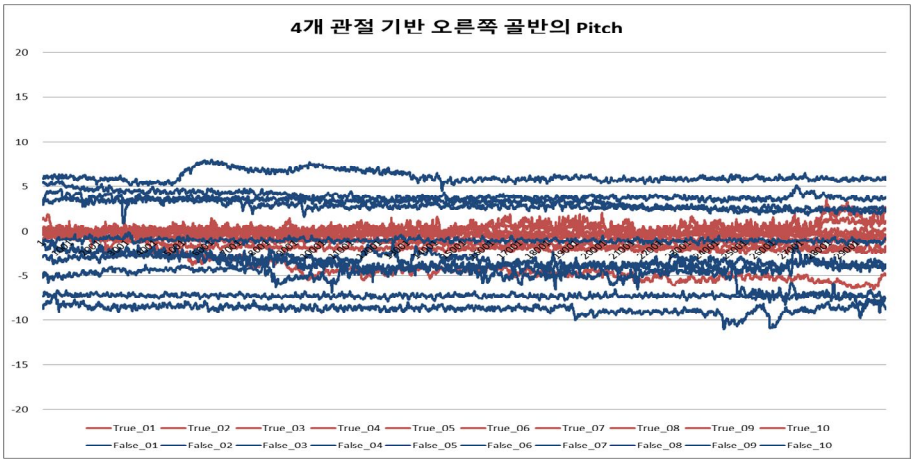

그림 26. 4개 관절 기반 오른쪽 골반의 Pitch

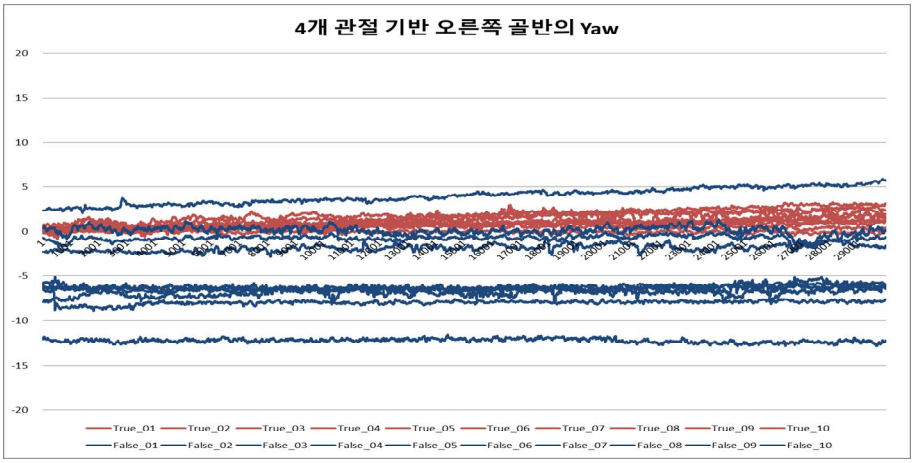

그림 27. 4개 관절 기반 오른쪽 골반의 Yaw

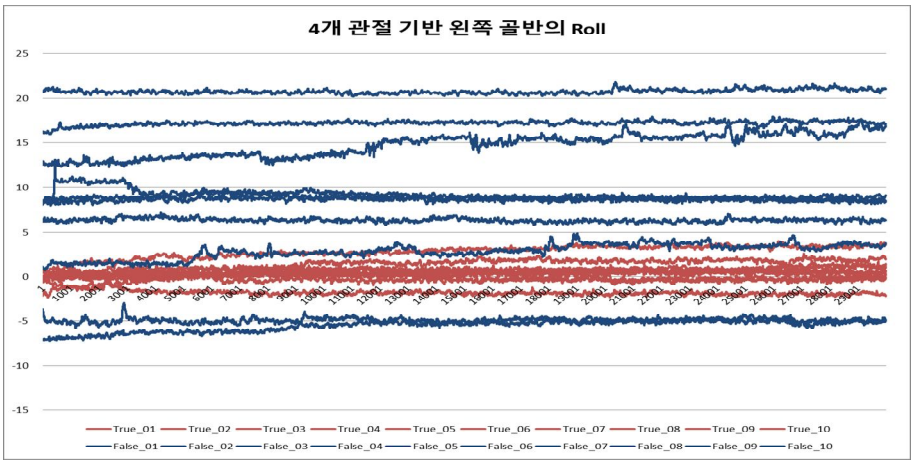

그림 28. 4개 관절 기반 왼쪽 골반의 Roll

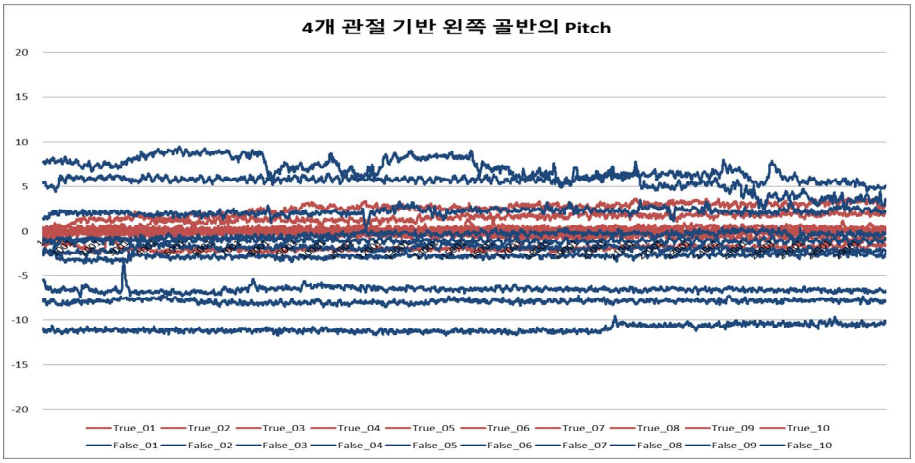

그림 29. 4개 관절 기반 왼쪽 골반의 Pitch

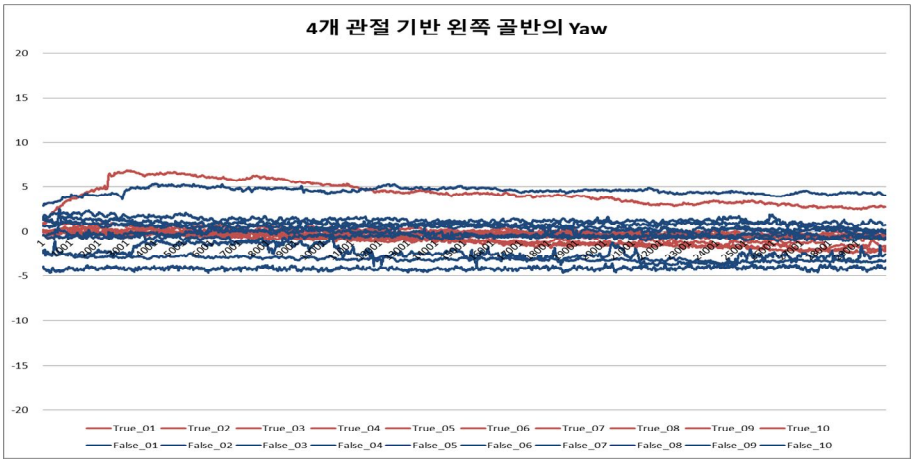

그림 30. 4개 관절 기반 왼쪽 골반의 Yaw

데이터 분석 결과, 오른쪽 어깨, 왼쪽 어깨, 오른쪽 골반, 왼쪽 골반의 Roll이 Pitch나 Yaw보다 분별력 있는것으로 나타났다. 또한, 오른쪽 골반, 왼쪽 골반 관절의 데이터 보다 오른쪽 어깨, 왼쪽 어깨 관절의 데이터가 분별력 있는것으로 나타났다. 즉, 앉아서 강의를 듣는 정적인 동작에서 정상자세와 비정상자세 차이를 비교하면, 모든 관절에서 Roll의 데이터의 차이가 크고, 골반 관절보다 어깨 관절의 움직임이 더 크게 나타난다. 정상자세인 경우에는 Roll, Pitch, Yaw 데이터가 0° 주변에 분포하는 예상된 결과가 출력되었다.

다음으로 전체 정상자세 데이터에서 분석된 각각의 주요 관절에 대한 오일러 각도 정보를 이용해 정상자세, 비정상자세를 판단한다. 취득된 전체 정상자세에 대한 오일러 각도의 평균, 표준편차를 이용해 정상자세 데이터가 정규분포를 따른다는 가정 하에 자세를 분석한다.

이 분석에서는 표 6, 표 7과 같이 10명의 대상자로부터 취득한 정상자세와 비정상자세의 데이터에서 분석된 12개 요소(오른쪽 어깨의 Roll, Pitch, Yaw, 왼쪽 어깨의 Roll, Pitch, Yaw, 오른쪽 골반의 Roll, Pitch, Yaw, 왼쪽 골반의 Roll, Pitch, Yaw)의 평균, 분산, 표준편차 정보를 이용해 자세를 분석한다.

표 6. 정상자세 일 때, 10명의 4개 관절에 대한 평균, 분산, 표준편차

		오른쪽 어깨			왼쪽 어깨			오른쪽 골반			왼쪽 골반		
		Roll	Pitch	Yaw	Roll	Pitch	Yaw	Roll	Pitch	Yaw	Roll	Pitch	Yaw
대상자 1	평균	−2.0290	0.7568	1.0459	−1.9816	0.2646	0.0057	1.1060	−1.3547	0.9398	0.3975	−0.3884	−1.1113
	분산	5.3052	0.6682	0.7547	3.0696	0.2485	1.7581	0.3877	0.1896	0.1929	0.1477	0.0849	0.3801
	표준편차	2.3033	0.8174	0.8688	1.7520	0.4984	1.3259	0.6226	0.4355	0.4392	0.3843	0.2914	0.6165
대상자 2	평균	−2.0274	1.9964	−0.2473	−2.0930	−0.4871	0.2330	0.3165	−0.0322	−0.0760	0.3974	0.2358	−0.3780
	분산	0.5118	0.3250	0.0315	0.5293	0.1404	0.1078	0.0273	0.0457	0.0176	0.0480	0.0712	0.0396
	표준편차	0.7154	0.5701	0.1775	0.7275	0.3747	0.3284	0.1653	0.2137	0.1328	0.2191	0.2668	0.1989
대상자 3	평균	−1.8701	−1.3873	−2.1914	−2.3845	0.9633	1.2518	0.2342	−0.8786	0.6987	−0.2370	0.1147	−0.3623
	분산	1.3783	0.2516	0.6702	1.2389	0.6368	0.2074	0.0308	0.1983	0.1782	0.0817	0.0353	0.0479
	표준편차	1.1740	0.5016	0.8186	1.1130	0.7980	0.4554	0.1754	0.4453	0.4221	0.2858	0.1879	0.2188
대상자 4	평균	−5.6465	−1.4505	3.2906	−5.5236	1.5561	−0.5869	2.1075	−0.2178	1.3888	1.4128	−0.0299	−1.0533
	분산	3.1875	0.7359	1.8140	2.7580	1.4399	0.4202	0.7301	0.0567	0.7185	0.2745	0.0288	0.3833
	표준편차	1.7853	0.8579	1.3468	1.6607	1.2000	0.6483	0.8545	0.2381	0.8477	0.5239	0.1696	0.6191
대상자 5	평균	−0.7402	−1.4939	0.9323	−1.5962	−0.3951	−1.3898	0.0200	−0.6372	1.7307	−1.7925	−1.8937	4.3117
	분산	0.1534	0.4533	0.1748	0.4720	0.0848	0.5199	0.0434	0.1017	0.8011	0.0999	0.1040	1.5507
	표준편차	0.3917	0.6732	0.4181	0.6870	0.2912	0.7210	0.2084	0.3189	0.8950	0.3161	0.3225	1.2453
대상자 6	평균	−0.0331	−0.1206	−0.7962	−2.0746	−0.2711	−1.7152	0.4872	−4.0516	1.8081	0.5183	2.3118	0.0644
	분산	0.0999	0.0870	0.0529	0.1258	0.0533	0.1946	0.2755	2.8254	0.2750	0.4542	1.0466	0.1870
	표준편차	0.3160	0.2949	0.2299	0.3547	0.2308	0.4412	0.5249	1.6809	0.5245	0.6739	1.0231	0.4324
대상자 7	평균	−2.8925	−0.9304	−0.3670	−3.8453	−0.3743	−0.6123	0.2311	−0.2637	0.5974	−0.0788	0.1134	−0.1654
	분산	3.0524	0.1183	0.0353	3.5393	0.1596	0.0711	0.0998	0.0698	0.0879	0.0615	0.0697	0.0904
	표준편차	1.7471	0.3439	0.1878	1.8813	0.3995	0.2666	0.3160	0.2643	0.2965	0.2480	0.2640	0.3007
대상자 8	평균	1.9462	−2.7102	−1.1554	−4.1961	0.6562	−5.6342	3.3171	−1.7831	0.3995	2.8011	1.4990	−0.3094
	분산	3.9974	1.3469	0.1458	1.1353	0.2601	3.6346	0.8230	0.2354	0.0313	0.4758	0.1437	0.0653
	표준편차	1.9994	1.1606	0.3818	1.0655	0.5100	1.9065	0.9072	0.4851	0.1770	0.6898	0.3791	0.2555
대상자 9	평균	−0.4453	−0.4834	0.5939	−0.6138	0.8751	0.0439	0.1718	0.2944	0.8547	0.3119	−0.3176	−0.9211
	분산	0.3219	0.3759	0.2829	0.2366	0.2988	0.0852	0.0480	0.1054	0.1008	0.0851	0.1049	0.2296
	표준편차	0.5674	0.6131	0.5319	0.4864	0.5466	0.2919	0.2190	0.3247	0.3176	0.2916	0.3239	0.4792
대상자 10	평균	0.9115	−1.3051	0.2839	−0.1278	−1.7462	−1.0833	1.2215	0.4285	1.2595	0.6808	−0.0917	−0.2582
	분산	0.9888	0.4150	0.5248	0.4273	0.2095	0.3317	0.2404	0.5028	0.4741	0.0549	0.0353	0.0530
	표준편차	0.9944	0.6442	0.7244	0.6537	0.4578	0.5759	0.4903	0.7091	0.6886	0.2343	0.1878	0.2302
전체	평균	−0.905	−0.7128	0.1389	−2.4437	0.1042	−0.9488	0.9213	−0.8496	0.9601	0.4411	0.1553	−0.0183
	분산	3.7951	2.0677	2.4485	3.7959	1.1695	3.8464	1.2854	2.0109	0.6063	1.41	1.3003	2.5275
	표준편차	1.9481	1.4379	1.5648	1.9483	1.0814	1.9612	1.1338	1.4181	0.7787	1.1874	1.1403	1.5898

표 7. 비정상자세 일 때, 10명의 4개 관절에 대한 평균, 분산, 표준편차

		오른쪽 어깨			왼쪽 어깨			오른쪽 골반			왼쪽 골반		
		Roll	Pitch	Yaw	Roll	Pitch	Yaw	Roll	Pitch	Yaw	Roll	Pitch	Yaw
대상자 1	평균	−1.3846	0.0866	−7.2705	−5.7461	−0.5739	−1.5513	9.6656	−7.2914	−6.3938	8.6535	−1.0588	−3.0828
	분산	1.5677	0.0637	0.0372	1.2091	0.1977	0.3962	0.0118	0.0405	0.0315	0.0315	0.0453	0.0600
	표준편차	1.2521	0.2524	0.1930	1.0996	0.4446	0.6294	0.1086	0.2013	0.1775	0.1776	0.2129	0.2449
대상자 2	평균	3.1341	4.2946	3.1854	5.3254	4.9807	−1.5392	9.8184	−0.9974	−7.9475	9.0907	−2.8407	−0.8611
	분산	0.7861	2.6809	0.6099	2.7012	1.3039	0.5145	0.1656	0.0434	0.0664	0.3407	0.0543	0.4113
	표준편차	0.8866	1.6373	0.7810	1.6435	1.1419	0.7173	0.4069	0.2082	0.2576	0.5837	0.2329	0.6414
대상자 3	평균	−31.7431	5.2893	7.0126	−42.4118	−4.8088	5.1218	6.6516	6.1671	−6.3005	8.8343	−1.9618	−0.4318
	분산	0.1493	0.0875	0.1467	0.5774	0.3027	0.1830	0.1597	0.3466	0.0802	0.1564	0.0792	0.0984
	표준편차	0.3864	0.2957	0.3830	0.7599	0.5502	0.4277	0.3997	0.5888	0.2831	0.3955	0.2814	0.3137
대상자 4	평균	10.9444	−7.3475	−5.8293	15.1013	3.7404	0.0890	13.0354	3.0603	−12.2580	20.7514	−10.9525	−4.1858
	분산	0.1871	0.1065	0.1713	5.7377	3.2084	2.0622	0.0601	0.2567	0.0464	0.0640	0.1461	0.0327
	표준편차	0.4326	0.3263	0.4139	2.3953	1.7912	1.4360	0.2451	0.5066	0.2155	0.2529	0.3823	0.1807
대상자 5	평균	−27.1341	9.0556	−1.7102	−26.8850	−2.8661	12.3888	−1.7328	2.8996	3.9981	−4.9349	−6.5627	4.5566
	분산	0.4007	0.3948	0.5725	0.1734	1.3994	0.8331	0.1353	0.2624	0.7239	0.0567	0.0884	0.1388
	표준편차	0.6330	0.6283	0.7566	0.4164	1.1830	0.9127	0.3678	0.5123	0.8508	0.2381	0.2974	0.3725
대상자 6	평균	−8.6547	−1.7271	−1.1338	−10.5869	1.1877	2.0118	0.8932	−3.3268	−1.8300	2.8478	2.1733	0.3688
	분산	0.2168	0.1410	0.0415	0.1895	0.1850	0.0907	0.3929	0.3166	0.1280	0.6955	0.1130	0.1606
	표준편차	0.4656	0.3755	0.2038	0.4353	0.4301	0.3011	0.6269	0.5626	0.3578	0.8340	0.3362	0.4007
대상자 7	평균	−7.9547	2.2592	5.3467	−9.1575	−5.5896	−2.1207	18.0011	−8.7555	−6.5017	17.2402	5.9018	0.8624
	분산	0.1960	0.1826	0.1248	0.2600	0.3516	0.2514	0.0674	0.2382	0.1017	0.0658	0.2046	0.1148
	표준편차	0.4427	0.4273	0.3533	0.5099	0.5930	0.5014	0.2596	0.4881	0.3189	0.2565	0.4524	0.3389
대상자 8	평균	−22.2012	9.2233	−7.5896	−30.5153	5.6970	−2.0474	11.5027	−5.1698	−6.7048	14.7326	6.5356	−2.1353
	분산	2.9346	1.9707	0.5518	2.7055	1.1431	1.4592	0.7487	1.3576	0.2777	1.6379	3.0655	1.1255
	표준편차	1.7131	1.4038	0.7428	1.6448	1.0691	1.2080	0.8653	1.1652	0.5269	1.2798	1.7509	1.0609
대상자 9	평균	−20.9169	3.0457	13.7479	−18.7110	−3.1189	−0.9881	−5.9894	3.9543	−0.7654	−5.4706	−0.4101	0.4288
	분산	2.7954	1.0820	0.4430	0.2426	2.8118	5.1199	0.4522	0.2209	0.0880	0.4078	0.1061	0.0484
	표준편차	1.6719	1.0402	0.6656	0.4926	1.6768	2.2627	0.6724	0.4700	0.2967	0.6386	0.3257	0.2199
대상자 10	평균	−17.7478	6.0004	−0.2083	−12.3355	2.0792	0.2931	5.8185	−3.5612	0.0929	6.3372	−7.9256	1.2870
	분산	0.6613	2.6542	0.1985	0.8379	0.1776	0.1345	0.0925	0.5863	0.1921	0.0398	0.0428	0.1138
	표준편차	0.8132	1.6292	0.4456	0.9154	0.4214	0.3667	0.3042	0.7657	0.4383	0.1995	0.2068	0.3373
전체	평균	−12.366	3.0180	0.5551	−13.592	0.0728	1.1658	6.7664	−1.3021	−4.4611	7.8082	−1.7101	−0.3193
	분산	173.972	23.9135	42.5428	260.752	16.0655	19.5753	47.8312	23.9452	20.3879	67.6827	29.6018	5.7279
	표준편차	13.1899	4.8901	6.5225	16.1478	4.0082	4.4244	6.9160	4.8934	4.5153	8.2270	5.4408	2.3933

표 6은 10명의 대상자가 정상자세일 때, 4개 관절에 대한 평균, 분산, 표준편차 결과와 전체 정상자세에 대한 4개 관절의 평균, 분산, 표준편차 결과를 나타낸 것이다. 정상자세인 경우에는 4개 관절에 대한 각각 12개 요소의 평균이 0°에 가까운 값을 나타내는 것을 확인하였다.

표 7은 10명의 대상자가 비정상자세일 때, 4개 관절에 대한 평균, 분산, 표준편차 결과와 전체 비정상자세에 대한 4개 관절의 평균, 분산, 표준편차 결과를 나타낸 것이다. 비정상자세인 경우에는 4개 관절에 대한 각각 12개 요소의 평균이 0°에서 멀리 벗어난 값을 나타내는 것을 확인하였다.

분석 결과, 앉아서 강의를 듣는 동작에서는 모든 관절에서 앞으로 숙이고, 뒤로 젖힘을 나타내는 Roll의 데이터가 정상자세와 비정상자세의 데이터 차이가 크게 나타났고, 골반 관절의 움직임보다 어깨 관절의 움직임이 더 크게 나타난다. 정상자세인 경우에는 Roll, Pitch, Yaw 데이터가 0° 주변에 분포하는 예상된 결과가 출력되었다. 향후에는 정상과 비정상을 판단할 수 있는 다양한 동작 데이터를 취득하고, 분석하는 추가 연구가 필요하다.

제 2 절 인체모델 기반 모션 데이터 취득 및 분석

1. 인체모델 기반 모션캡쳐 시스템 검증

구축한 인체모델 기반 모션캡쳐 시스템을 통한 모션 데이터를 취득하기 전, 상용 모션캡쳐 장비를 이용하여 구축한 시스템을 검증하는 작업을 거쳤다.

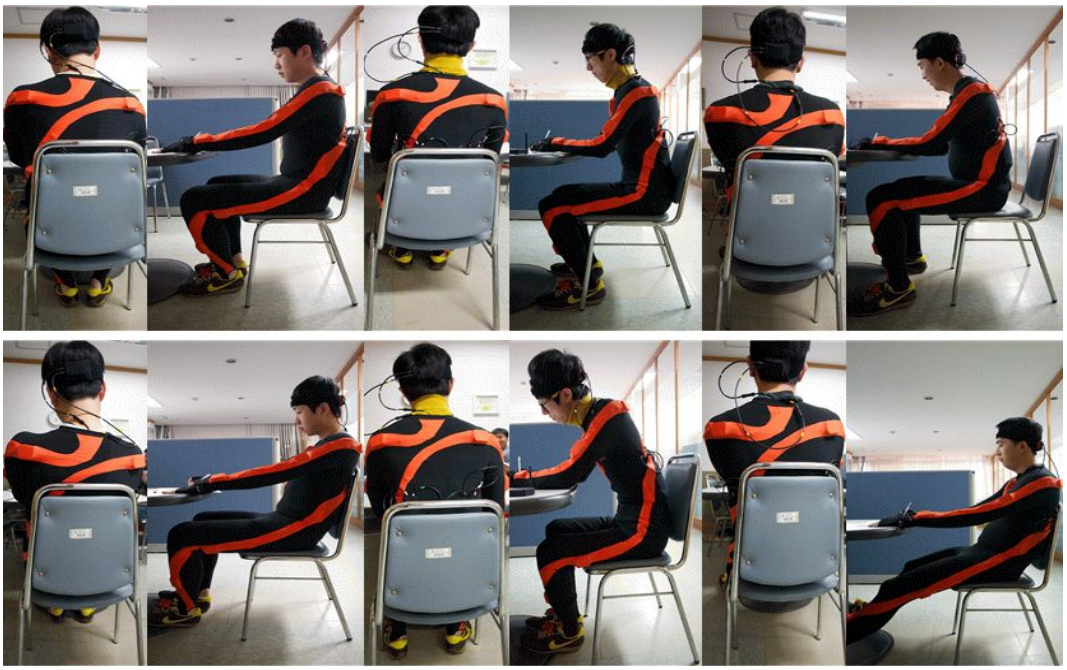

그림 31. 상용 모션캡쳐 장비를 이용한 데이터 취득 실험

그림 31은 상용 모션캡쳐 장비를 이용하여 모션데이터를 취득하는 모습이다. 사용된 상용 모션캡쳐 시스템은 XSENS MNV 시스템으로 최근 영화 또는 애니메이션 제작시 자주 사용되고있는 시스템이다. XSENS MVN 시스템을 통한 검증 방법은 다음과 같다. 먼저, 대상자에게 상용 모션캡쳐 장비를 착용시킨 후, 앉아서 학습하는 정상자세와 비정상자세를 취하도록 요구한 후 데이터를 취득하였다. 그런다음 구축한 인체모델 기반 모션캡쳐 시스템을 통해 이전에 취한 자세와 유사한 동

작을 취하도록 요구한 후 데이터를 취득하였다. 각각 취득한 데이터를 상용 시스템의 3차원 시뮬레이션 프로그램과 구축한 시스템의 3차원 시뮬레이션 프로그램을 통해 출력되는 모습을 확인하였다.

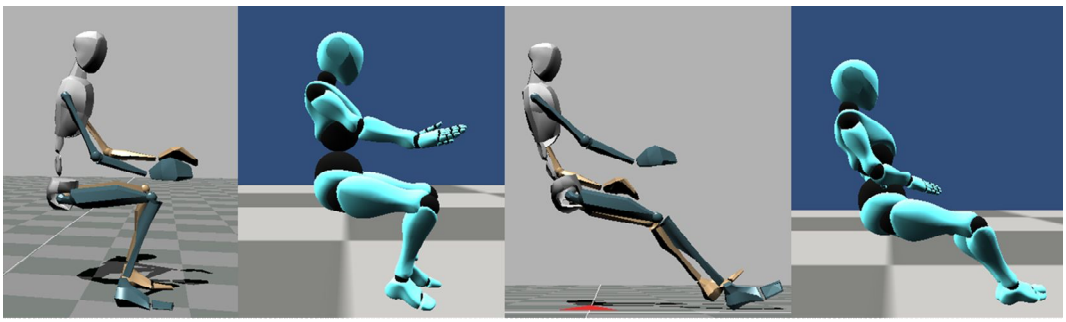

그림 32. 상용 모션캡쳐 시스템과 구축한 인체모델 기반 모션캡쳐 시스템을 이용한 데이터 취득 결과

그림 32는 XSENS MVN 시스템과 구축한 인체모델 기반 모션캡쳐 시스템을 통해 확인한 데이터 취득 결과이다. 데이터 취득 결과, 상용 시스템과 구축한 시스템을 통해 취득한 인체모션 데이터가 실제 대상자의 동작과 동일하게 3차원 시뮬레이션 상에 나타남을 확인하였다.

2. 인체모델 기반 모션 데이터 취득

인체모델 기반 모션 데이터 취득 실험은 15개 센서를 골반 중심, 가슴, 머리, 양쪽 팔 상단, 양쪽 팔 하단, 양쪽 손등, 양쪽 허벅지, 양쪽 종아리, 양쪽 발등에 부착하고 바른자세의 상태에서 초기화를 수행 한 이후, 데이터를 취득하였다. 실험 환경은 표 8과 같이 대상자가 강의를 들으며 학습할 수 있도록 하여, 10명의 정상자세와 비정상자세를 각각 5분씩 취득하였다.

표 8. 인체모델 기반 데이터 취득 시나리오

사용된 센서 개수	15개
센서 부착 위치	골반, 가슴, 머리, 오른쪽 팔 상단, 오른쪽 팔 하단, 오른쪽 손등, 왼쪽 팔 상단, 왼쪽 팔 하단, 왼쪽 손등, 오른쪽 허벅지, 오른쪽 종아리, 오른쪽 발등, 왼쪽 허벅지, 왼쪽 종아리, 왼쪽 발등
취득 동작	의자에 앉아서 강의를 듣는 자세
취득 인원	10명
취득 시간	5분(100FPS)
동작 구분	정상자세/비정상자세

3.인체모델 기반 모션 데이터 분석

본 연구에서 구축한 인체모델 기반 모션캡쳐 시스템에서 취득할 수 있는 특징 정보는 다음과 같다. 다음과 같은 특징 정보를 이용해 정상자세와 비정상자세를 판단 가능하다.

① 오일러 각도: BVH 파일에 저장되는 MOTION 섹션 내 관절 각도
② 3차원 위치정보: OFFSET과 관절 각도의 변환행렬 합성 결과
③ 수직/수평 각도: 어깨와 척추의 수직여부, 어깨와 골반의 평행여부
④ 삼각형의 내각: 관절의 3차원 위치 3점을 연결한 도형의 내각
⑤ 사각형의 내각: 관절의 3차원 위치 4점을 연결한 도형의 내각

BVH 포맷에 저장되는 인체모션 데이터는 각각 X, Y, Z축을 기준으로 회전하는 회전각도를 나타내는 오일러 각도이며, 그림 9의 오른손 좌표계를 따른다. 이 오일러 각도는 표 9와 같이 분석한다.

표 9. 인체모델 기반 모션캡쳐 시스템에서 오일러 각도 분석 방법

Roll	Z축 기준 회전 (−180 ° ~ +180 °)	(양회전) Right flexion of body
		(음회전) Left flexion of body
Pitch	X축 기준 회전 (−90 ° ~ +90 °)	(양회전) Anterior flexion of body
		(음회전) Posterior extension of body
Yaw	Y축 기준 회전 (−180 ° ~ +180 °)	(0 °) Northern direction
		(90 °) Western direction
		(180 ° , −180 °) Southward direction
		(−90 °) East direction

Z축을 기준으로 회전하는 회전각도 Roll은 인체가 오른쪽 방향으로 기울면 양수, 왼쪽 방향으로 기울면 음수의 값을 나타낸다. X축을 기준으로 회전하는 회전각도 Pitch는 인체가 앞쪽 방향으로 숙이면 양수, 뒤쪽 방향으로 젖히면 음수의 값을 나타낸다. Y축을 기준으로 회전하는 회전각도 Yaw는 방향을 나타내는 각도로 인체가 북쪽 방향을 바라보면 0 ° , 서쪽 방향을 바라보면 90 ° , 남쪽 방향을 바라보면 180 ° 또는 −180 ° , 동쪽 방향을 바라보면 −90 ° 의 값을 나타낸다. 그러므로 양쪽 어깨 관절과 골반 관절의 Roll, Pitch, Yaw 회전각도 분석을 통해 정상자세인지 비정상자세인지 분석이 가능하다.

BVH 포맷의 모션 데이터는 표 10의 HIERARCHY 섹션에 선언된 OFFSET에 의해 각각의 위치정보로 변환된다. 표 10에서 보이는것과 같이 좌우 관절의 초기위치가 서로 대칭되는 위치에 선언되어 있다. 초기위치를 기준으로 오일러 각도만큼 회전된 후의 위치결과는 인체의 중심 축을 기준으로 좌우 어깨 관절, 골반 관절의 거리와 좌우 어깨 관절, 골반 관절의 높낮이 분석을 통해 정상자세인지 비정상자세인지 분석이 가능하다.

표 10. 인체모델 기반 모션캡쳐 시스템에서 선언된 OFFSET

JOINT NAME	JOINT OFFSET X	JOINT OFFSET Y	JOINT OFFSET Z
Hips	0.000000	0.000000	0.000000
Chest	0.000000	9.478709	0.000602
Chest2	0.000000	9.484043	-0.001204
Chest3	0.000000	9.444709	0.000000
Chest4	0.000000	9.435073	0.000000
Neck	0.000000	14.256378	0.000000
Head	0.000000	8.828424	-0.002588
Head End Site	0.000000	16.837203	-0.001357
RightCollar	-2.889356	9.434859	0.000000
RightShoulder	-13.459763	0.000000	0.000000
RightElbow	0.000000	-29.521327	0.000000
RightWrist	0.000000	-23.875026	0.000000
RightWrist End Site	0.000000	-17.651364	0.000000
LeftCollar	2.889356	9.434859	0.000000
LeftShoulder	13.459763	0.000000	0.000000
LeftElbow	0.000000	-29.521327	0.000000
LeftWrist	0.000000	-23.875026	0.000000
LeftWrist End Site	0.000000	-17.651364	0.000000
RightHip	-7.700738	-0.002948	-0.000301
RightKnee	0.000000	-40.214844	0.000284
RightAnkle	0.000000	-39.123446	0.000478
RightToe	0.000000	-5.992664	13.477474
RightToe End Site	0.000000	-1.437731	6.147048
LeftHip	7.700738	-0.002948	-0.000301
LeftKnee	0.000000	-40.214844	0.000284
LeftAnkle	0.000000	-39.123446	0.000478
LeftToe	0.000000	-5.992664	13.477474
RightToe End Site	0.000000	-1.437731	6.147048

척추질환은 양측 어깨의 높이 차이, 골반의 높이 차이를 보고 간단하게 검사 할 수 있다. 이 연구에서는 방향벡터를 이용하여 양쪽 어깨와 척추의 수직 여부와 양쪽 어깨와 양쪽 골반의 평행 여부를 분석한다.

3차원 공간에서 두 직선이 이루는 각의 크기는 두 직선의 방향벡터가 이루는 각

의 크기와 동일하다. 3차원 공간에서 두 직선 g_1과 g_2가 이루는 각의 크기가 θ라면, 각을 이루는 벡터는 $\vec{d}_1(l_1,m_1,n_1)$, $\vec{d}_2(l_2,m_2,n_2)$이다. 그림 33와 같이 두 벡터가 이루는 각 θ는 식(5), 식(6), 식(7)을 따라 $\vec{d}_1$, $\vec{d}_2$ 두 벡터의 내적으로 구한다.

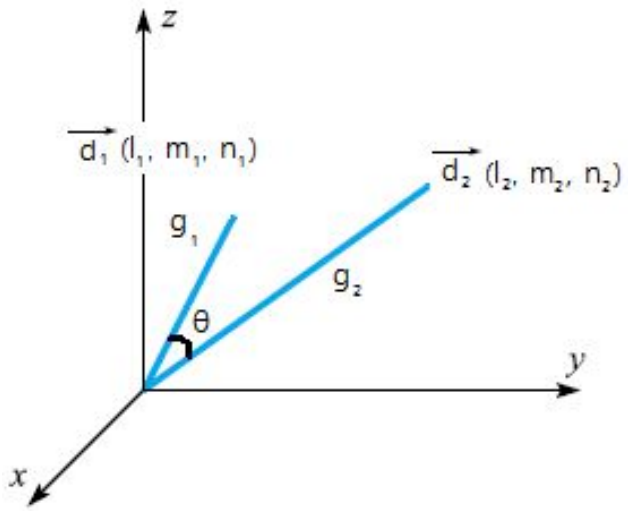

그림 33. 3차원 공간에서 두 직선이 이루는 각

$$\cos\theta = \frac{\left|\overrightarrow{d_2}\cdot\overrightarrow{d_2}\right|}{\left|\overrightarrow{d_1}\right|\cdot\left|\overrightarrow{d_2}\right|} \tag{5}$$

계산된 $\cos\theta$ 값을 x라 하면 θ는 $\cos^{-1}\theta$이다.

$$\theta = \cos^{-1}\frac{\left|\overrightarrow{d_2}\cdot\overrightarrow{d_2}\right|}{\left|\overrightarrow{d_1}\right|\cdot\left|\overrightarrow{d_2}\right|} \tag{6}$$

$$\left|\overrightarrow{d_2}\cdot\overrightarrow{d_2}\right| = \left|l_1l_2 + m_1m_2 + n_1n_2\right|,\ \left|\overrightarrow{d_1}\right| = \sqrt{l_1^{\,2} + m_1^{\,2} + n_1^{\,2}},\ \left|\overrightarrow{d_2}\right| = \sqrt{l_2^{\,2} + m_2^{\,2} + n_2^{\,2}}$$

따라서,

$$\theta = \cos^{-1} \frac{\left| l_1 l_2 + m_1 m_2 + n_1 n_2 \right|}{\sqrt{l_1^{\,2} + m_1^{\,2} + n_1^{\,2}} \sqrt{l_2^{\,2} + m_2^{\,2} + n_2^{\,2}}} \qquad (7)$$

BVH 포맷에서 오른쪽 골반과 왼쪽 골반관절은 HIERARCHY에 선언된 계층구조에 의해 Hips 관절과 하나로 연결되어있어, Hips 관절의 회전에 영향을 받는다. 또한, 오른쪽 어깨와 왼쪽 어깨 관절은 Chest 관절의 자식 노드가 되므로 Chest 관절의 회전에 영향을 받는다.

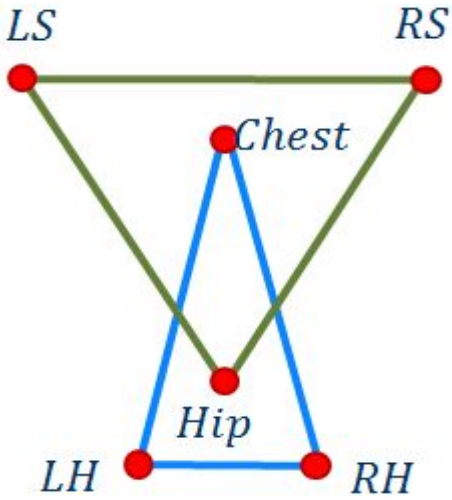

그림 34. 3점을 잇는 삼각형에서 관절 각도 분석 방법

그러므로 3점을 잇는 삼각형을 구성할 때, 그림 34와 같이 오른쪽 골반과 왼쪽 골반 관절은 Chest 관절과 연결되고, 오른쪽 어깨와 왼쪽 어깨 관절은 Hips 관절과 연결된 삼각형으로 구성한다. 두개의 삼각형에서 구해진 각각의 각도는 좌우 각도 비교를 통해 자세 틀어짐 여부를 판단 가능하다.

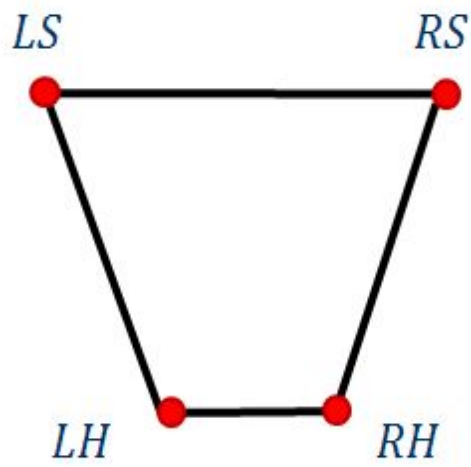

그림 35. 4점을 잇는 사각형에서 관절 각도 분석 방법

4점을 잇는 사각형을 구성할 때에는 그림 35와 같이 오른쪽 어깨, 왼쪽 어깨, 오른쪽 골반, 왼쪽 골반 네개 관절이 연결된 사각형으로 구성한다. 사각형에서 구해진 각각의 각도는 좌우 각도 비교를 통해 자세 틀어짐 판단이 가능하다.

가. 오일러 각도

이 분석에서는 정상자세와 비정상자세에 대한 12개 요소(오른쪽 어깨의 Roll, Pitch, Yaw, 왼쪽 어깨의 Roll, Pitch, Yaw, 오른쪽 골반의 Roll, Pitch, Yaw, 왼쪽 골반의 Roll, Pitch, Yaw)의 정보를 각각 그래프로 표현하여 정상자세와 비정상 자세 결과를 확인하여 비교, 분석하는 연구를 진행한다.

나. 3차원 위치

이 분석에서는 정상자세와 비정상자세에 대한 12개 요소(오른쪽 어깨의 X, Y, Z, 왼쪽 어깨의 X, Y, Z, 오른쪽 골반의 X, Y, Z, 왼쪽 골반의 X, Y, Z)의 좌표 정보를 각각 그래프로 표현하여 정상자세와 비정상자세 결과를 확인하고, 관절의

좌우 거리 차와 높낮이 변화를 분석하는 연구를 진행한다.

그림 36부터 그림 45는 10명의 대상자에 대한 정상자세와 비정상자세에 대한 오른쪽 어깨, 왼쪽 어깨, 오른쪽 골반, 왼쪽 골반에 대한 좌우 위치 변화 및 높낮이 변화를 분석하기 위해 xy평면상에 나타낸 그림이다. 왼쪽 그림은 대상자의 정상자세에 대한 4개 관절의 위치 변화를 나타낸 그림이며, 오른쪽 그림은 대상자의 비정상자세에 대한 4개 관절의 위치 변화를 나타낸 그림이다. 향후에는 다양한 평면상에서 대상자의 동작 변화를 관찰하여 어깨와 골반의 앞뒤 틀어짐, 좌우 틀어짐들의 3차원적인 변형을 분석하기 위한 연구를 진행할 계획이다.

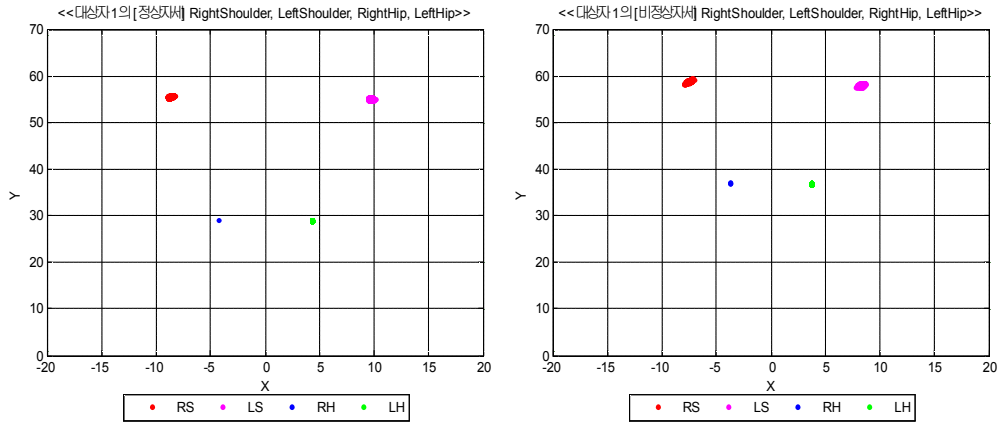

그림 36. 대상자1의 xy평면상 어깨와 골반 변화

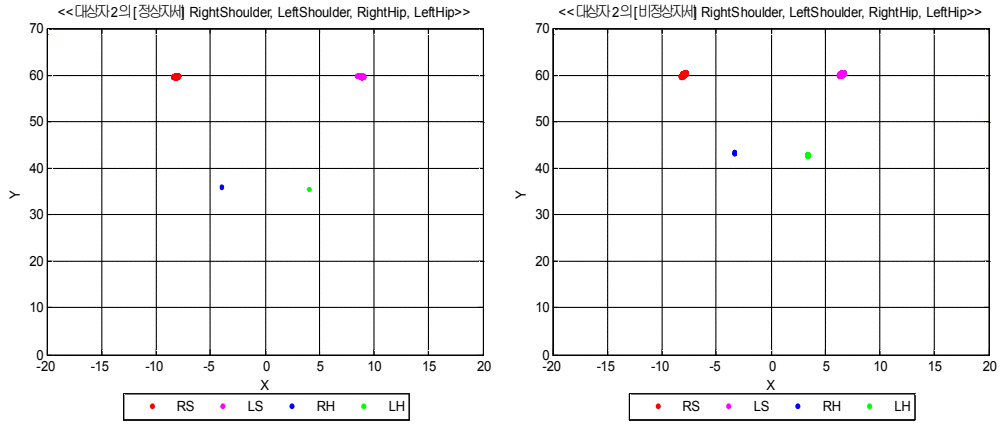

그림 37. 대상자2의 xy평면상 어깨와 골반 변화

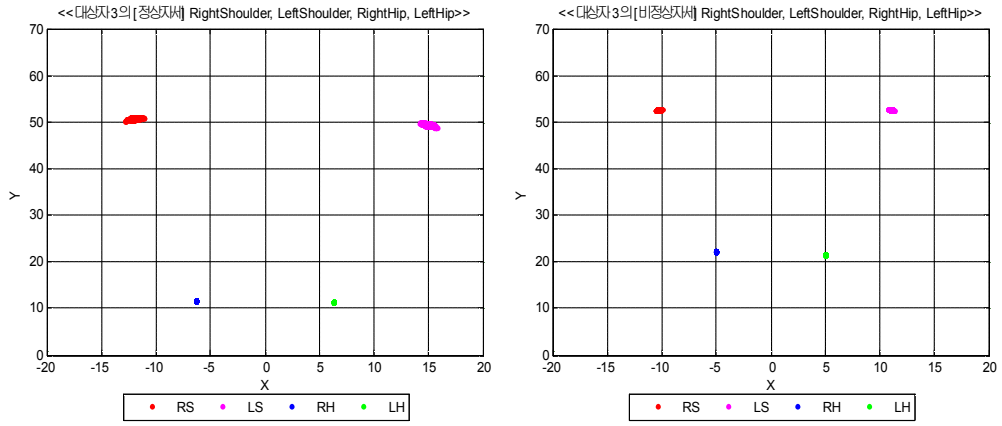

그림 38. 대상자3의 xy평면상 어깨와 골반 변화

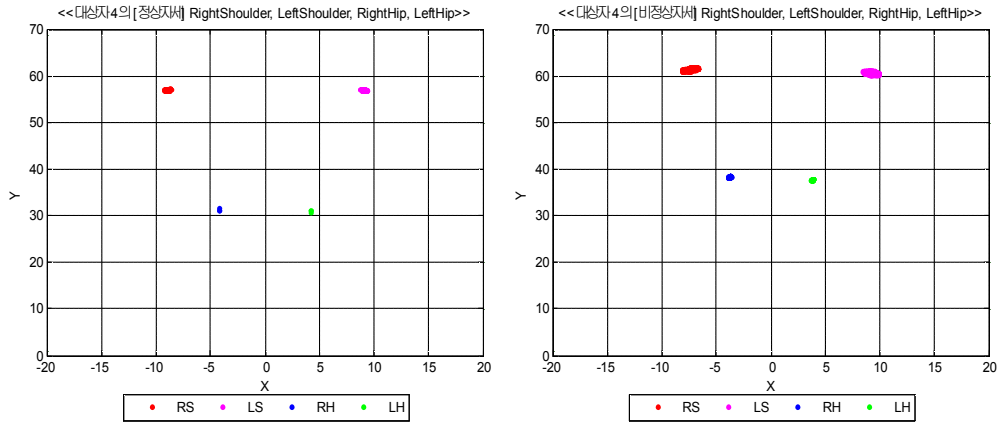

그림 39. 대상자4의 xy평면상 어깨와 골반 변화

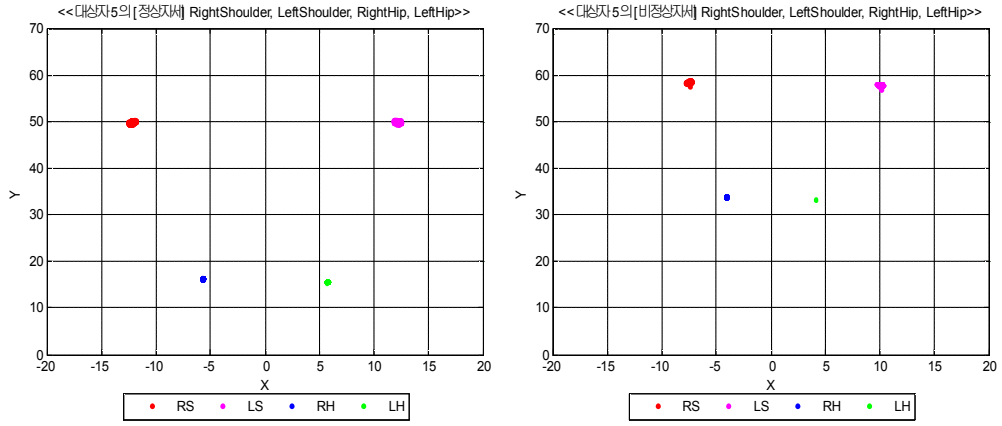

그림 40. 대상자5의 xy평면상 어깨와 골반 변화

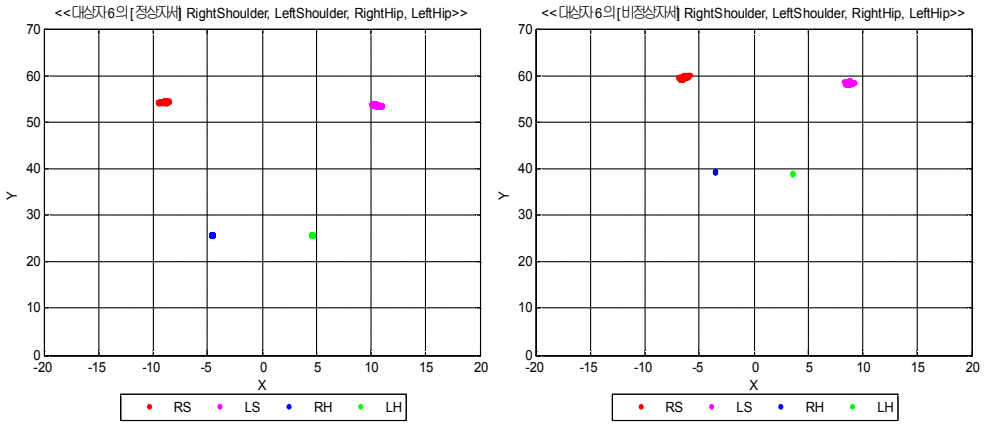

그림 41. 대상자6의 xy평면상 어깨와 골반 변화

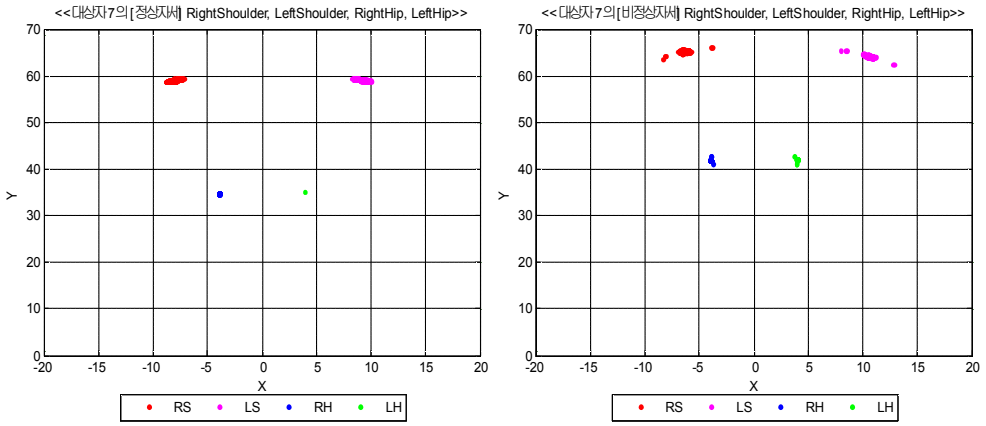

그림 42. 대상자7의 xy평면상 어깨와 골반 변화

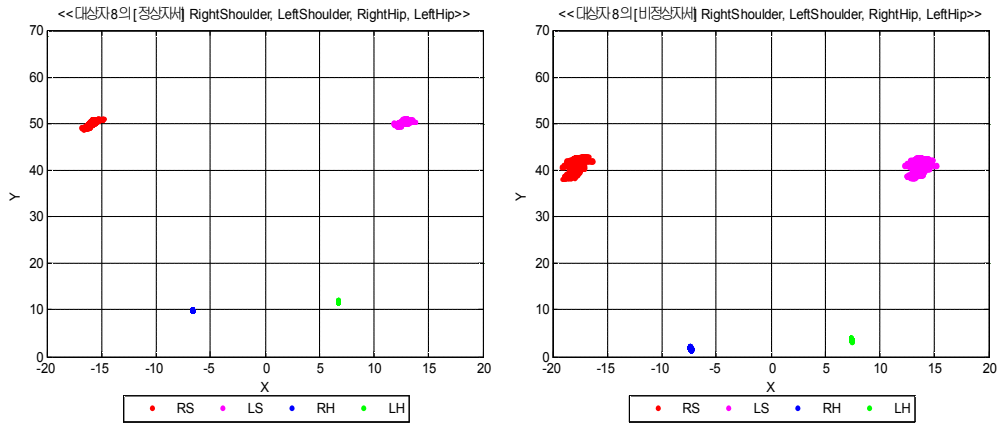

그림 43. 대상자8의 xy평면상 어깨와 골반 변화

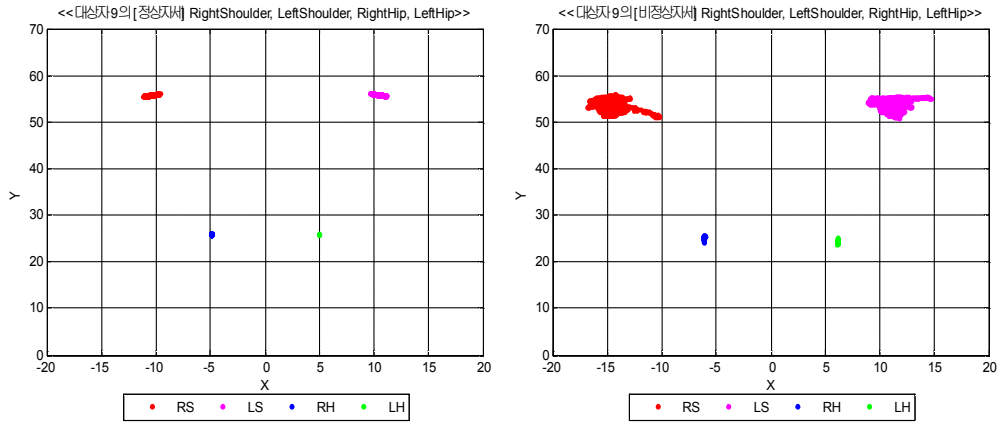

그림 44. 대상자9의 xy평면상 어깨와 골반 변화

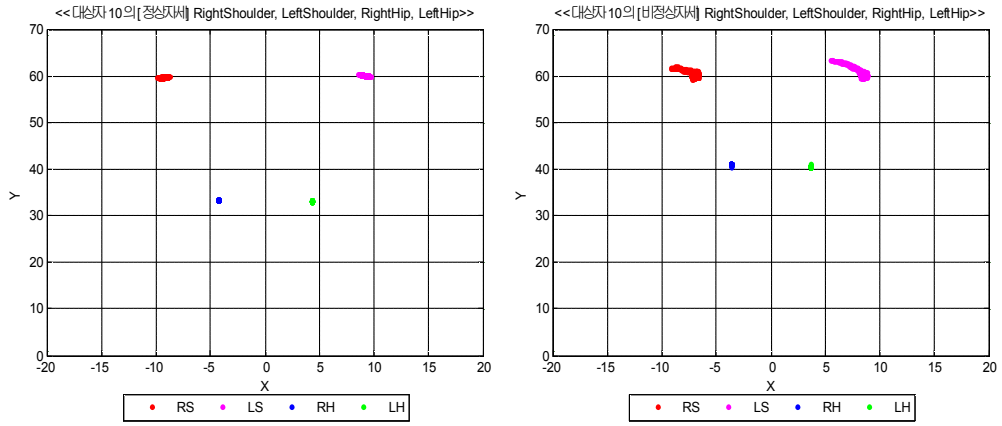

그림 45. 대상자10의 xy평면상 어깨와 골반 변화

다. 수직/수평 각도

이 분석에서는 방향벡터를 이용하여 어깨와 척추의 수직여부와 어깨와 골반의 평행여부를 분석한다. 향후에는 나사축(screw axis)를 이용하여, 축의 틀어짐이 일어난 경우에도 어깨와 골반, 어깨와 척추에 대해 수평, 수직 여부를 분석 가능하도록 하는 연구를 진행할 계획이다.

표 11. 정상자세 일 때, 10명의 어깨, 척추, 골반 관절에 대한 수직/평행

정상자세		어깨//골반	어깨ㅗ척추
대상자 1	평균	1.5857	88.9596
	분산	0.2483	0.0709
	표준편차	0.4983	0.2662
대상자 2	평균	4.1422	86.4043
	분산	0.0892	0.0676
	표준편차	0.2986	0.2601
대상자 3	평균	3.1217	88.0140
	분산	0.7787	0.3274
	표준편차	0.8825	0.5722
대상자 4	평균	1.5074	89.7217
	분산	1.0314	0.0435
	표준편차	1.0156	0.2086
대상자 5	평균	4.8899	87.5112
	분산	0.3412	0.1182
	표준편차	0.5841	0.3439
대상자 6	평균	2.5803	87.6200
	분산	0.1538	0.1611
	표준편차	0.3922	0.4014
대상자 7	평균	9.6657	86.8711
	분산	0.1590	0.4263
	표준편차	0.3988	0.6529
대상자 8	평균	8.2476	88.9876
	분산	0.1449	0.1189
	표준편차	0.3807	0.3448
대상자 9	평균	1.2861	89.2241
	분산	0.2010	0.1588
	표준편차	0.4484	0.3985
대상자 10	평균	3.8471	86.7868
	분산	0.1627	0.1838
	표준편차	0.4034	0.4287

표 11은 10명의 대상자가 정상자세일 때, 어깨의 방향벡터와 척추의 방향벡터가 이루는 각도, 어깨의 방향벡터와 골반의 방향벡터가 이루는 각도에 대한 평균, 분산, 표준편차를 나타낸 결과이다.

표 12. 비정상자세 일 때, 10명의 어깨, 척추, 골반 관절에 대한 수직/평행

비정상자세		어깨//골반	어깨ㄴ척추
대상자 1	평균	2.3761	87.6686
	분산	0.1995	0.1804
	표준편차	0.4467	0.4248
대상자 2	평균	4.5208	86.7641
	분산	0.1205	0.0949
	표준편차	0.3471	0.3081
대상자 3	평균	4.0710	86.1009
	분산	0.1665	0.1645
	표준편차	0.4081	0.4056
대상자 4	평균	15.5851	89.3057
	분산	4.2564	0.3641
	표준편차	2.0631	0.6034
대상자 5	평균	4.5796	86.1131
	분산	0.0846	0.0756
	표준편차	0.2909	0.2750
대상자 6	평균	2.5946	89.5578
	분산	0.1782	0.0674
	표준편차	0.4222	0.2596
대상자 7	평균	6.2834	89.5430
	분산	0.3344	0.0760
	표준편차	0.5783	0.2756
대상자 8	평균	7.5108	83.8903
	분산	1.7911	0.5423
	표준편차	1.3383	0.7364
대상자 9	평균	6.6614	84.3362
	분산	1.9370	1.4203
	표준편차	1.3918	1.1918
대상자 10	평균	4.3595	87.7159
	분산	0.7106	0.2801
	표준편차	0.8430	0.5292

표 12는 10명의 대상자가 비정상자세일 때, 어깨의 방향벡터와 척추의 방향벡터가 이루는 각도, 어깨의 방향벡터와 골반의 방향벡터가 이루는 각도의 평균, 분산, 표준편차를 나타낸 결과이다.

라. 세점을 잇는 삼각형의 내각

이 분석에서는 관절의 3차원 위치 정보를 이용하여, 세점을 잇는 삼각형의 내각을 구한다. 각각 두개의 삼각형에서 구해진 어깨와 골반의 좌우 각도 차이를 비교하여, 정상자세와 비정상자세를 분석한다.

표 13. 정상자세 일 때, 세점을 잇는 삼각형의 내각

정상자세		오른쪽 어깨	왼쪽어깨	오른쪽 골반	왼쪽 골반
대상자 1	평균	70.7003	71.0736	50.9175	50.9175
	분산	0.0028	0.0023	0.0000	0.0000
	표준편차	0.0531	0.0475	0.0000	0.0000
대상자 2	평균	71.2529	69.9474	50.9175	50.9175
	분산	0.0023	0.0026	0.0000	0.0000
	표준편차	0.0479	0.0513	0.0000	0.0000
대상자 3	평균	70.4765	71.1908	50.9175	50.9175
	분산	0.0227	0.0063	0.0000	0.0000
	표준편차	0.1507	0.0795	0.0000	0.0000
대상자 4	평균	70.8998	70.8926	50.9175	50.9175
	분산	0.0050	0.0034	0.0000	0.0000
	표준편차	0.0706	0.0585	0.0000	0.0000
대상자 5	평균	71.3311	70.4385	50.9175	50.9175
	분산	0.0062	0.0025	0.0000	0.0000
	표준편차	0.0790	0.0495	0.0000	0.0000
대상자 6	평균	70.4747	71.3277	50.9175	50.9175
	분산	0.0046	0.0063	0.0000	0.0000
	표준편차	0.0680	0.0794	0.0000	0.0000
대상자 7	평균	71.1692	70.0330	50.9175	50.9175
	분산	0.0138	0.0217	0.0000	0.0000
	표준편차	0.1173	0.1474	0.0000	0.0000
대상자 8	평균	69.3440	71.8845	50.9175	50.9175
	분산	0.0067	0.0043	0.0000	0.0000
	표준편차	0.0820	0.0660	0.0000	0.0000
대상자 9	평균	71.0026	70.7276	50.9175	50.9175
	분산	0.0048	0.0072	0.0000	0.0000
	표준편차	0.0696	0.0847	0.0000	0.0000
대상자 10	평균	71.4238	70.2695	50.9175	50.9175
	분산	0.0052	0.0077	0.0000	0.0000
	표준편차	0.0723	0.0876	0.0000	0.0000

표 13은 10명의 대상자가 정상자세일 때, 세점을 잇는 삼각형의 내각의 평균, 분산, 표준편차를 나타낸 결과이다.

표 14. 비정상자세 일 때, 세점을 잇는 삼각형의 내각

정상자세		오른쪽 어깨	왼쪽어깨	오른쪽 골반	왼쪽 골반
대상자 1	평균	70.3539	71.1943	50.9175	50.9175
	분산	0.0092	0.0041	0.0000	0.0000
	표준편차	0.0959	0.0642	0.0000	0.0000
대상자 2	평균	71.2732	70.1027	50.9175	50.9175
	분산	0.0035	0.0029	0.0000	0.0000
	표준편차	0.0594	0.0538	0.0000	0.0000
대상자 3	평균	71.5850	70.1871	50.9175	50.9175
	분산	0.0040	0.0074	0.0000	0.0000
	표준편차	0.0629	0.0863	0.0000	0.0000
대상자 4	평균	70.8725	70.8668	50.9174	50.9175
	분산	0.0241	0.0317	0.0000	0.0000
	표준편차	0.1554	0.1782	0.0000	0.0000
대상자 5	평균	71.4693	70.0685	50.9175	50.9175
	분산	0.0029	0.0041	0.0000	0.0000
	표준편차	0.0536	0.0641	0.0000	0.0000
대상자 6	평균	70.8966	70.7469	50.9174	50.9175
	분산	0.0033	0.0033	0.0000	0.0000
	표준편차	0.0578	0.0575	0.0000	0.0000
대상자 7	평균	70.3724	70.5070	50.9175	50.9175
	분산	0.0056	0.0062	0.0000	0.0000
	표준편차	0.0748	0.0787	0.0000	0.0000
대상자 8	평균	69.7762	71.9660	50.9175	50.9175
	분산	0.0266	0.0122	0.0000	0.0000
	표준편차	0.1630	0.1104	0.0000	0.0000
대상자 9	평균	71.5025	69.4357	50.9175	50.9175
	분산	0.0358	0.0822	0.0000	0.0000
	표준편차	0.1892	0.2867	0.0000	0.0000
대상자 10	평균	71.0804	70.2669	50.9175	50.9175
	분산	0.0178	0.0147	0.0000	0.0000
	표준편차	0.1333	0.1211	0.0000	0.0000

표 14는 10명의 대상자가 비정상자세일 때, 세점을 잇는 삼각형의 내각각도의 평균, 분산, 표준편차를 나타낸 결과이다.

마. 네점을 잇는 사각형의 내각

이 분석에서는 10명의 대상자로부터 취득한 정상자세와 비정상자세의 데이터에서 분석된 관절의 3차원 위치 정보를 이용하여, 네점을 잇는 사각형의 내각을 구한다. 어깨와 골반의 좌우 각도를 비교하여 정상자세와 비정상자세를 분석한다.

표 15. 정상자세 일 때, 네점을 잇는 사각형의 내각

정상자세		오른쪽 어깨	왼쪽어깨	오른쪽 골반	왼쪽 골반
대상자 1	평균	79.4393	79.7854	99.6389	99.6389
	분산	0.0022	0.0018	0.0525	0.0525
	표준편차	0.0472	0.0428	0.2291	0.2291
대상자 2	평균	80.0193	78.8439	104.0669	104.0669
	분산	0.0018	0.0022	0.0666	0.0666
	표준편차	0.0420	0.0472	0.2581	0.2581
대상자 3	평균	79.2489	79.9134	99.2406	99.2406
	분산	0.0152	0.0060	0.1538	0.1538
	표준편차	0.1235	0.0776	0.3921	0.3921
대상자 4	평균	79.6240	79.6130	100.4729	100.4729
	분산	0.0040	0.0031	0.0774	0.0774
	표준편차	0.0629	0.0557	0.2783	0.2783
대상자 5	평균	80.0319	79.1797	102.7392	102.7392
	분산	0.0057	0.0032	0.0505	0.0505
	표준편차	0.0756	0.0569	0.2247	0.2247
대상자 6	평균	79.2239	80.0076	98.3871	98.3871
	분산	0.0043	0.0048	0.1074	0.1074
	표준편차	0.0655	0.0690	0.3278	0.3278
대상자 7	평균	80.2179	78.6935	99.2457	99.2457
	분산	0.0112	0.0152	0.4042	0.4042
	표준편차	0.1059	0.1233	0.6358	0.6358
대상자 8	평균	78.2565	80.5245	93.6683	93.6683
	분산	0.0053	0.0028	0.0990	0.0990
	표준편차	0.0725	0.0525	0.3146	0.3146
대상자 9	평균	79.7331	79.4672	100.8837	100.8837
	분산	0.0044	0.0059	0.1093	0.1093
	표준편차	0.0664	0.0766	0.3306	0.3306
대상자 10	평균	80.1357	79.0312	102.7085	102.7085
	분산	0.0044	0.0061	0.1353	0.1353
	표준편차	0.0660	0.0782	0.3679	0.3679

표 15는 10명의 대상자가 정상자세일 때, 네점을 잇는 사각형의 내각의 평균, 분산, 표준편차를 나타낸 결과이다. 정상자세인 경우에는 좌우 어깨와 좌우 골반의

각도의 차이가 거의 없음을 확인하였다.

표 16. 비정상자세 일 때, 네점을 잇는 사각형의 내각

정상자세		오른쪽 어깨	왼쪽어깨	오른쪽 골반	왼쪽 골반
대상자 1	평균	79.1546	79.9326	98.5942	98.5942
	분산	0.0071	0.0039	0.0827	0.0827
	표준편차	0.0840	0.0628	0.2877	0.2877
대상자 2	평균	80.0036	78.9606	104.0368	104.0368
	분산	0.0025	0.0027	0.0796	0.0796
	표준편차	0.0505	0.0522	0.2821	0.2821
대상자 3	평균	80.2412	78.9539	103.7298	103.7298
	분산	0.0032	0.0059	0.1496	0.1496
	표준편차	0.0569	0.0766	0.3868	0.3868
대상자 4	평균	80.0112	79.2193	97.8603	97.8603
	분산	0.0485	0.0518	0.4758	0.4758
	표준편차	0.2202	0.2277	0.6898	0.6898
대상자 5	평균	80.2208	78.8558	102.9365	102.9365
	분산	0.0020	0.0033	0.0560	0.0560
	표준편차	0.0451	0.0573	0.2367	0.2367
대상자 6	평균	79.6695	79.4826	100.2300	100.2300
	분산	0.0026	0.0026	0.0758	0.0758
	표준편차	0.0515	0.0509	0.2754	0.2754
대상자 7	평균	79.4083	79.2798	97.4408	97.4408
	분산	0.0053	0.0046	0.1748	0.1748
	표준편차	0.0726	0.0680	0.4180	0.4180
대상자 8	평균	78.5854	80.5398	94.9080	94.9080
	분산	0.0189	0.0071	0.8906	0.8906
	표준편차	0.1375	0.0843	0.9437	0.9437
대상자 9	평균	80.2556	78.3994	106.2591	106.2591
	분산	0.0251	0.0611	1.9553	1.9553
	표준편차	0.1585	0.2472	1.3983	1.3983
대상자 10	평균	79.8356	79.1228	103.4439	103.4439
	분산	0.0130	0.0124	0.2960	0.2960
	표준편차	0.1142	0.1116	0.5441	0.5441

표 16은 10명의 대상자가 비정상자세일 때, 네점을 잇는 사각형의 내각의 평균, 분산, 표준편차를 나타낸 결과이다. 앉아서 강의를 듣는 정적인 자세에 대해서는 비정상자세인 경우에도 좌우 어깨와 좌우 골반의 각도는 차이가 거의 없으나, 정상자세의 관절 각도와는 1˚에서 6˚정도의 차이를 보였다.

제 4 장 결 론

셀프-코칭 시스템을 구현하기 위해서는 코칭에 필요한 전문가의 동작과 사용자의 동작에 대한 모션 데이터를 취득하고, 사용자의 동작을 코치하기 위해 전문가의 동작과 사용자의 동작에 대한 모션 데이터 분석이 필요하다.

본 논문에서는 기존의 모션캡쳐 시스템을 분석하고, 기존 시스템의 문제점 해결을 위해 MEMS 기반 9축 관성센서를 이용한 모션캡쳐 시스템 구축 및 인체모션 데이터 분석 방법에 대해 연구하였다. 관성센서 기반 모션캡쳐 시스템에서 사용된 센서는 MEMS 기반 9축 센서로 3축 자이로센서, 3축 가속도센서, 3축 지자기센서로 구성된다. 이 센서는 32mm*21mm의 작은 크기로 기존의 모션캡쳐 시스템에서 사용되는 장비보다 작고 가벼우며, 무선통신 방식을 사용하므로 대상자의 움직임을 자연스럽게 표현 가능하다.

관성센서 기반 모션캡쳐 시스템은 4개 관절 기반 모션캡쳐 시스템과 인체모델 기반 모션캡쳐 시스템으로 구분하여 구축하였다. 4개 관절 기반 모션캡쳐 시스템은 주요관절 4개만을 이용하여 인체의 움직임을 취득하고 표현하기 위한 시스템으로, 4개의 관성센서와 3채널 수신기, PC 그리고 DB 구축을 위한 서버로 구성된다. 인체모델 기반 모션캡쳐 시스템은 인체의 움직임을 취득하고 표현하기 위한 시스템으로, 15개의 관성센서와 3채널 수신기, PC 그리고 DB 구축을 위한 서버로 구성된다.

구축한 각각의 시스템을 통한 인체모션 취득 및 분석을 위해 10명의 실험자를 대상으로 인체모션을 취득하였다. 취득 동작은 앉아서 강의를 듣는 자세로, 전문가 동작으로 사용될 정상자세와 정상자세와 비교하기 위한 비정상자세로 구분하여 데이터를 취득하였으며, 초당 100프레임의 취득률로 각각 5분씩 취득하였다.

4개 관절 기반 모션캡쳐 시스템을 통해 취득되는 데이터는 오일러 각도이다. 오일러 각도는 X, Y, Z 3축에 대한 회전각도를 의미하므로 오른손 좌표계를 따라 관절의 회전을 분석하여 자세를 분석하였다. 분석 결과, 앉아서 강의를 듣는 동작에서는 모든 관절에서 앞으로 숙이고, 뒤로 젖힘을 나타내는 Roll의 데이터가 정상자

세와 비정상자세의 데이터 차이가 크게 나타났고, 골반 관절의 움직임보다 어깨 관절의 움직임이 더 크게 나타난다. 정상자세인 경우에는 Roll, Pitch, Yaw 데이터가 0° 주변에 분포하는 예상된 결과가 출력되었다.

인체모델 기반 모션캡쳐 시스템을 통해 취득된 데이터는 관절의 계층구조에 따라 연산되어 BVH 포맷으로 저장된다. 구축한 인체모델 기반 모션캡쳐 시스템에서 취득할 수 있는 특징 정보는 오일러 각도, 3차원 위치 정보, 관절의 수직/평행 여부, 관절의 3차원 위치 세점 또는 네점을 연결한 도형의 내각 정보이다.

BVH 포맷에 저장되는 모션 데이터는 관절의 회전 각도를 나타내는 오일러 각도로 오른손 좌표계를 따라 분석하였다. 이 모션 데이터는 HIERARCHY 섹션에 선언된 OFFSET에 의해 각각의 3차원 위치정보로 변환된다. BVH 포맷에 선언된 관절의 초기위치는 인체의 중심축을 기준으로 좌우가 대칭되도록 선언되므로, 좌우 어깨 관절의 거리와 높낮이, 좌우 골반 관절의 거리와 높낮이를 분석하여 자세를 분석하였다. 위치정보를 이용하는 다른 분석 방법으로, 분석에 필요한 주요 관절을 세개 분절로 나누어 각각 두개 분절간의 비교를 통해 어깨와 척추의 수직여부, 어깨와 골반의 평행여부를 분석하였다. 또한, 주요 관절의 위치정보를 이용하여 세개점 또는 네개점을 연결한 도형 각도를 계산하여 자세를 분석하였다. 분석 결과, 이렇게 얻어진 특징 정보는 정상자세와 비정상자세를 판단하는데 사용 가능함을 확인하였다.

현재 연구에서는 10명의 대상자를 실험대상으로 하여 앉아서 강의를 듣는정도의 정적인 자세에 대해 정상자세와 비정상자세로 구분하여 데이터를 취득하고, 분석하였다. 향후에는 연령, 성별 등이 다양한 집단의 대상자를 실험대상으로 하여 보다 신뢰성 높은 DB를 구축하고, 패턴인식 등의 알고리즘을 이용해 분석 할 계획이다. 또한, 골프 스윙 등의 동적인 동작에 대한 DB 구축과 분석을 통해 인체의 다양한 동작을 셀프-코칭 시스템에 적용하는 연구를 진행할 계획이다.

참고문헌

[1] 정규만, “게임을 위한 모션 캡쳐 데이터 변형 기법 분류,” 한국컴퓨터게임학회 논문지, 제 17호, pp. 31-36, 2009.

[2] J.B.F. van Erp, I. Saturday, C. Jansen, “Application of Tactile Displays in Sports: Where to, How and When to Move,” *EuroHaptics International conference*, pp. 90-95, 2006.

[3] Tactile Interaction for Kinesthetic Learning, Personal Robots Group, http://robotic.media.mit.edu/projects/robots/tikl/tikl.html

[4] D. Spelmezan, “An Investigation into the use of Tactile Instructions in Snowboarding,” *In Proc. 14th Int’lConf. Human-Computer Interaction with Mobile Devices and Services (MobileHCI 12)*, pp. 417-426, 2012.

[5] K-VEST Team, http://www.k-vest.com/index.php

[6] 이민기, 박성규, 박근표, 양선우, 이범렬, “모션캡처 기술 동향,” 전자통신동향분석, 제 22권, 제 4호, 2007.

[7] 이민기, “디지털 3D애니메이션지원을 위한 첨단영상제작장비 활용방안 연구, ” 세종대학교 영상대학원 석사학위 논문, 2003.

[8] A. Fernandez-baena, A. Susin, X. Lligadas, “Biomechanical Validation of Upper-body and Lower-body Joint Movements of Kinect Motion Capture Data for Rehabilitation Treatments,” *In Proc. of 4th Int. Conf. Intelligent Networking and Collaborative System*, pp. 656-661, 2012.

[9] 이용희, “모션캡처시스템을 활용한 게임캐릭터 애니메이션,” 정보과학지, 제 24권, 제 2호, 통권 제 201호, pp. 55-57, 2006.

[10] 최태준, 유석호, 이동열, 이완복, “광학식 모션 캡쳐 방식을 이용한 디지털 캐릭터 움직임,” 한국콘텐츠학회 논문지, 제 7권, 8호, pp. 109-116, 2007.

[11] 노일순, “3D motion sensor를 이용한 모션캡쳐 기술 연구,” 한국인터넷방송통신학회 논문지, 제 7권, 제 6호, pp. 45-52, 2007.

[12] OptiTrack, http://www.naturalpoint.com/optitrack/

[13] Motion Analysis, Eagle System, http://motionanalysis.com/

[14] Vicon, Vicon System, http://www.vicon.com/

[15] A. Menache, Understanding Motion Capture for Computer Animation and Video Games, Morgan Kaufmann Publishers Inc., San Francisco, CA, 1999.

[16] 이만우, 김순곤, "디지털 엔터테인먼트에서의 모션 획득 시스템," 한국콘텐츠학회논문지 제 7권 제 5호, pp. 85-93, 2007.

[17] Polhemus, Liverty, http://www.polhemus.com/

[18] Ascension, Motion Sar Wireless, http://www.ascension-tech.com/

[19] 이재동, 이용환, "기계식 모션 캡처 시스템 및 응용," 한국정보기술학회논문지, 제 7권, 제 1호, pp. 31-38, 2009.

[20] V. B. Zordan, A. Majkowaska, B. Chiu, M. Fast, "Dynamic Response for Motion Capture Animation," *ACM Transactions on Graphics*, vol. 24, no. 3, pp. 697-701, 2005.

[21] Analogues, Gypsy, http://www.metamotion.com/

[22] Motion Technology, Xtra, http://www.motioncapture.co.kr/

[23] X-ist, Full Body Tracker, http://www.inition.co.uk/

[24] Biovsion, http://www.biovision.com/

[25] Acclaim, http://www.acclaim.com/

[26] 정현숙, "다양한 형식의 모션 캡쳐 데이터 관리를 위한 표준 마크업 언어의 설계," 연세대학교 박사학위 논문, 2003.

[27] D. Eberly, Euler angle formulas, http://www.geometrictools.com

[28] L.W. Tsai, Robot analysis: The Mechanics of Serial and Parallel Manipulators, Wiley-Interscience, 1999.

[29] 정철희, 이명원, "H-Anim 캐릭터의 모션 리타겟팅 단순화," 정보과학회논문지, 제 15권, 제 10호, pp. 791-795, 2009.

[30] 심미정, “School Screening for Scoliosis, ” WebHealth Research, 보건연구정보센터 발행, vol.3, no.6, pp. 9-14, 2000.

[31] B.P. Yawn, R.A. Yawn, D. Hodge, M. Kurland, W.J. Shaughnessy, D. Ilstrup, S.J. Jacobsen, “A Population-Based Study of School Scoliosis Screening, ” JAMA, vol.282(15), pp. 1427-1432, 1999.

[32] M. Whittle, Gait analysis: An Introduction, Butterworth-Heinemann, 2002.

감사의 글

대학원 석사과정 동안 저를 이끌어 주시고 본 논문의 연구계획에서부터 완성에 이르기까지 지도하여 주신 반성범 교수님께 깊은 감사를 드립니다. 그리고 논문심사과정을 통해 본 논문을 지도하여 주시고 심사하여 주신 곽근창 교수님과 조창현 교수님께 감사를 드립니다.

대학원 생활 및 연구에 큰 도움이 되어준 승훈옹, 경훈옹, 해민옹, 민구옹에게 감사하고, 실험실 생활을 즐겁게 해준 중수옹, 성대, 동운이, 재상이, 상훈이에게 감사의 뜻을 전합니다. 마지막으로, 항상 저에게 큰 힘이 되어주시는 아버지, 어머니와 동생 재옥이에게 감사를 드리며, 이 논문을 드립니다.

2013년 12월

고경리 올림