

가상현실환경에서 정상성인의 거울보행이 보행특성에 미치는 영향

이 재 호^{1#}

^{1#}신라대학교 일반대학원 물리치료학과 박사과정 학생

The Effect of Gait Exercise Using a Mirror on Gait for Normal Adult in Virtual Reality Environment: Gait Characteristics Analysis

Jae-Ho Lee, PT, MS^{1#}

^{1#}Dept. of Physical Therapy, Graduated School, Silla University, Ph.D-Student

Abstract

Purpose : The study aims to determine the effects of virtual and non-virtual realities in a normal person's mirror walk on gait characteristics.

Methods : Twenty male adults (Age: 27.8 ± 5.8 years) participated in the study. Reflection markers were attached to the subjects for motion analysis, and they walked in virtual reality environments with mirrors by wearing goggles that showed them the virtual environments. After walking in virtual environments, the subjects walked in non-virtual environments with mirrors a certain distance away after taking a 5 min break. To prevent the order effect caused by the experiential difference of gait order, the subjects were randomly classified into groups of 10 and the order was differentiated. During each walk, an infrared camera was used to detect motion and the marker positions were saved in real time.

Results : Comparison between the virtual and non-virtual reality mirror walks showed that the movable range of the leg joints (ankle, knee, and hip joints), body joints (sacroiliac and atlantoaxial joints), and arm joints (shoulder and wrist joints) significantly differed. Temporal characteristics showed that compared to non-virtual gaits, the virtual gaits were slower and the cycle time and double limb support time of virtual gaits were longer. Furthermore, spacial characteristics showed that compared to non-virtual gaits, virtual gaits had shorter steps and stride lengths and longer stride width and horizontally longer center of movement.

Conclusion : The reduction in the joint movement in virtual reality compared to that in non-virtual reality is due to adverse effects on balance and efficiency during walking. Moreover, the spatiotemporal characteristics change based on the gait mechanisms for balance, exhibiting that virtual walks are more demanding than non-virtual walks. However, note that the subject group is a normal group with no abnormalities in gait and balance and it is unclear whether the decrease in performance is due to the environment or fear. Therefore, the effects of the subject group's improvement and fear on the results need to be analyzed in future studies.

Key Words : gait characteristics, mirror gait, motion analysis, side effects, virtual reality

*교신저자 : 이재호, ljhdtag@naver.com

제출일 : 2022년 7월 15일 | 수정일 : 2022년 8월 11일 | 게재승인일 : 2022년 8월 19일

I. 서론

1. 연구의 배경 및 필요성

가상현실기반 물리치료는 주로 중추신경계 손상 환자를 대상으로 신체기능, 보행능력 등을 향상시키기 위해 주로 이용되며 그에 따른 연구 효과는 여러 차례 보고되었다. 가상현실에 장애물을 생성하여 이를 뛰어넘는 보행훈련을 약 2주 동안 실시하여 보행 속도(Gait speed), 한걸음 길이(Stride length), 지구력 등에서 임상적으로 유의한 결과가 있었음을 보고하였다(Jaffe 등, 2004). 뇌졸중 환자에게 보행훈련 중 가상현실 시뮬레이션을 통한 되먹임 제공 훈련을 약 4주간 실시하여 전-흔들기(Pre-swing)에서 발목 토크가 크게 증가했으며, 무릎과 발목의 관절운동범위에도 영향을 끼쳐 편마비 환자의 다리기능 회복 가능성을 보고하였다(Mirelman 등, 2010). 또한 추후 연구에서 파킨슨씨병 환자를 대상으로 약 6주간 가상현실과 트레드밀을 이용한 보행훈련을 실시하여 보행 속도가 유의하게 증가했음을 보고하였다(Mirelman 등, 2011). 신경계 질환으로 인해 보행 장애를 가진 아이를 대상으로 가상현실 기술을 적용한 로봇재활 훈련을 통해 동기부여 측면에서 유의한 결과를 확인해 물리치료 영역에서 가상현실 시스템의 의의를 보고하였다(Brütsch 등, 2011). 다발성경화증을 가진 환자를 대상으로 가상현실을 이용한 보행훈련을 실시해 보행 속도, 한걸음 길이 등에서 유의한 증가가 나타났음을 보고하였다(Baram & Miller, 2006). 가상현실기반 물리치료 연구에 대해 메타분석을 실시하여 97개의 연구 중 다수의 연구에서 방법론적 오류가 있거나 재활 프로그램에 대한 명확한 근거가 부족함에도 불구하고 가상현실기반 물리치료가 보행능력과 균형에 미치는 잠재력을 인정하였다(Porras 등, 2018). 이처럼, 가상현실기반 물리치료와 특히 보행훈련에 미치는 영향에 대한 연구는 현재 다양한 연령과 질환을 대상으로 이루어지고 있으며 그 효과 역시 긍정적으로 보고되고 있다. 하지만, 가상현실기반 물리치료를 임상적으로 적용하기 위해서는 부작용과 위험성에 대한 연구가 반드시 이루어져야 할 필요가 있다.

가상현실기반 물리치료에 대한 SWOT분석[내부환경

과 외부환경을 분석하여 강점(Strength), 약점(Weakness), 기회(Opportunity), 위협(Threat) 요인을 규정하고 이를 토대로 전략을 수립하는 기법을 실시하여 사이버 멀미 등의 부작용이 있을 수 있음을 밝혔다(Rizzo & Kim, 2005). 사이버 멀미는 가상현실환경의 일부 사용자가 가상현실환경을 경험할 때, 경험한 후 일반적인 멀미와 유사한 증상을 보이는 것을 말한다. 이러한 사이버 멀미는 사용자가 실제로는 정지한 상태이지만 가상현실환경에서 받아들이는 시각적 이미지를 통해 감각의 부조화가 발생하여 생기는 점에서 일반적인 멀미와 구별될 수 있다(LaViola, 2000; Palmisano 등, 2015). 가상현실환경에 의한 또 다른 후유증으로 보행이상, 자세조절 변화, 지각-운동 장애, 플래시백 현상, 졸음, 피로, 각성상태 저하 등의 증상들이 포함될 수 있으며 이러한 후유증은 부자연스러운 가상현실환경 요건에 감각 및 운동신경세포가 적응하고 가상현실환경을 벗어나게 되면 비가상현실환경에서 신경세포의 적응이 지연되어 발생할 수 있다고 보여진다(DiZio & Lackner, 1992; Kennedy & Stanney, 1996; Rolland 등, 1995; Ramos 등, 2019). 이처럼 가상현실기반 물리치료 시 사이버 멀미와 여러 후유증은 치료환경의 안전성을 저해할 수 있으며 감각신경과 운동신경의 부조화는 보행을 비롯한 균형에 영향을 끼치며 이는 낙상 등의 위험요인이 될 수 있다. 가상현실기반 물리치료의 효과가 우수하더라도 치료환경의 안정성을 확보하지 못한다면 이는 임상적으로 유용한 중재도구로 활용되기에 부족할 수 있다. Ilona 등(2016)은 뇌졸중 환자를 대상으로 가상현실 기반 물리치료가 균형과 보행능력에 미치는 영향에 대하여 체계적 고찰 및 메타분석을 실시하였다. 최종적으로 21건의 연구가 선정되었으며 보행능력과 관련된 11건의 연구 중 8건의 연구가 보행능력 향상의 유의한 결과를 보였으나 가상현실을 이용함에 있어서 발생하는 후유증을 정량적으로 분석하지는 않았다. 또한 Crosbie 등(2007)은 뇌졸중 환자를 대상으로 가상현실기반 물리치료에 대하여 체계적 고찰 및 메타분석을 실시한 결과 선정된 11건의 연구 중 8건의 연구에서 가상현실기반 요법의 유의함을 발견했지만 어떠한 연구도 그 부작용을 보고하지 않아 가상현실기반 물리치료의 잠재력은 인정하지만 제한점이 많다고 보고하였다. 이처럼 가상현실기반 물리치료는 사용자의 위험성

을 포함할 수 있음에도 불구하고 현재 가상현실기반 물리치료로 인해 발생하는 후유증과 그에 따른 보행과 균형의 정량적 분석에 대한 연구는 부족한 실정이다.

따라서, 본 연구에서는 가상현실환경에서의 보행 중 발생하는 팔다리 각각의 관절에 대한 운동학적 특성과 보행의 시·공간적 특성의 차이를 정량적으로 분석하여 가상현실환경과 비가상현실환경에서의 보행 특성의 차이를 밝히고 가상현실기반 보행이 가지는 부작용과 안정성을 평가하는데 그 의미와 필요성이 있다.

II. 연구방법

1. 연구대상자

본 연구는 신경계, 근육뼈대계 및 기타 균형에 장애가 없고 정상 보행이 가능한 대한민국 대구지역에 거주하는 20~40대 성인 남성 20명을 대상으로 하였다. 노인들에서 보여지는 노화로 인한 평형 능력의 감소는 다리 근

력의 약화 및 협응력, 유연성으로 인해 발생하고 고유수용성감각의 저하에 따른 자세 흔들림으로 알려져 있다 (Edelberg, 2001). Gong(2007)에 따르면 이러한 균형능력의 저하는 50대에서부터 급격히 발생한다. 따라서, 본 연구에서는 균형능력이 정점에 이른 20~40대 및 남성을 대상으로 선정하여 높은 균형능력을 가진 대상자의 가상현실 보행의 위험성을 알아보고 이를 통해 더욱 균형능력이 낮은 환자가 존재하는 임상에서의 가상현실기반 물리치료의 의의를 시사하고자 한다. 또한, 가상현실기반 물리치료 및 가상현실 시스템을 사용해보지 않고 연구자의 지시사항을 그대로 이해하고 실시하며 연구에 자발적으로 참여하는 자를 대상으로 선별하였다. 실험 전 순서효과를 방지하기 위해 선정된 20명의 대상자를 10명씩 A, B 2개 그룹으로 구분하여 가상현실환경과 비가상현실환경의 보행 순서를 다르게 실시하도록 하였다. 연구는 2020년 09월 16일부터 09월 28일까지 실험을 실시하였다. 연구 대상자의 일반적인 특성은 다음과 같다 (Table 1).

Table 1. General characteristics of subjects

| | Group A (n=10) | Group B (n=10) | t | p |
|-------------|----------------|----------------|------|------|
| Age | 26.30±6.96 | 26.20±4.13 | 1.10 | .302 |
| Gender | M/F (10/0) | M/F (10/0) | - | - |
| Height (cm) | 175.40±5.10 | 175.70±6.93 | -.11 | .914 |
| Weight (kg) | 73.50±9.05 | 73.20±10.51 | .08 | .937 |

M; Male, F; Female

본 연구에서 연구대상자는 20명이었으며 연구대상자의 일반적인 특성을 Shapiro-wilk검정을 통해 정규분포를

확인한 결과는 다음과 같으며(Table 2) 나이를 제외한 키와 몸무게에서는 정규성을 확인할 수 있었다.

Table 2. General characteristics of subjects

| | Mean±Standard deviation (n=20) | Statistic | p |
|-------------|--------------------------------|-----------|------|
| Age | 27.75±1.30 | .83 | .003 |
| Height (cm) | 175.55±1.32 | .93 | .124 |
| Weight (kg) | 73.35±2.13 | .96 | .601 |

M; Male, F; Female

2. 실험 도구

본 연구에서는 가상현실환경과 비가상현실환경에서의 거울보행을 비교하기 위해 크게 세 종류의 실험도구를 사용했다.

첫째, 보행 수행 중 정밀한 움직임을 촬영 및 분석하기 위한 프로그램(Qualisys Track Manager; QTM, Qualisys, Sweden)을 사용하였다. 또한, 본 연구에서는 프로그램에 전달할 영상을 촬영하기 위해 적외선 카메라(Oqus 7 Plus, Qualisys, Sweden) 12대를 이용하였다 (Fig 1).



Fig 1. Oqus 7 Plus

둘째, 보행 수행 중 가상현실환경에서의 움직임을 추적하기 위한 프로그램(Optitrack Motion Capture System, NaturalPoint, USA)을 사용하였다. 본 연구에서는 프로그램에 전달할 영상을 촬영하기 위한 카메라(Optitrack Prime x 13, NaturalPoint, USA) 5대를 이용하였다(Fig 2).



Fig 2. Optitrack Prime x 13

셋째, 보행 수행 중 가상현실환경을 시각적으로 전달받기 위한 가상현실 헤드셋(HMD Vive Pro, HTC, Taiwan)를 사용하였다(Fig 3). 또한, 밸브 코퍼레이션에서 개발한 디지털 관리 멀티플레이어 플랫폼인 Steam에서 제공하는 Steam VR을 이용하여 가상현실 공간에서 사용자의 위치를 특정하였다.



Fig 3. HMD Vive Pro

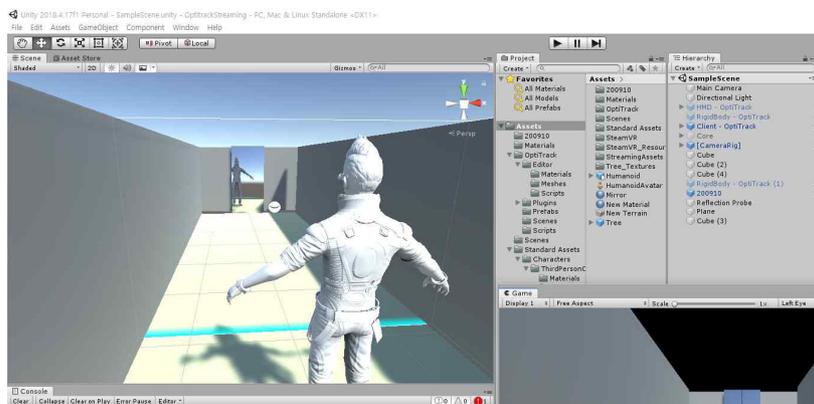


Fig 4. Footpath in Virtual Reality Environment

본 연구에서 대상자에게 가상현실환경을 제공하기 위해 Unity Technologies의 Unity 프로그램을 이용하였다. 본 연구에서 제공된 가상현실환경은 대상자의 출발지점으로부터 약 3 m 가량 떨어진 위치에 바닥으로부터 1.5 m의 거울을 재현하고 가상현실환경에서 대상자가 움직이면 자신의 아바타가 실시간으로 함께 움직여 대상자 자신의 움직임을 확인할 수 있도록 하였다. 거울을 제외한 벽면과 바닥 및 천장면은 아무런 디자인이 없는 벽을 그래픽화 하여 보행로를 구축하였다(Fig 4).

3. 연구 절차

실험을 실시하기 전 대상자에게 마커를 부착하기 위해 전신을 덮는 특수복장을 착용하였다. 이후 Optitrack Marker Set(Table 3)에 따라 특수복장 위에 37개의 마커를 부착하였다. 마커를 부착한 대상자는 Optitrack의 눈금측정(Calibration) 영역과 QTM의 눈금측정 영역이 교차하는 중앙에서 해부학적 자세를 약 5초간 촬영하였다. 이후 거울보행은 가상현실환경과 비가상현실환경 두가지 모두를 수행하였으며 순서효과에 따른 비틀림을 방지하기 위해 20명의 대상자를 10명씩 2개 그룹으로 구분하여 환경에 따른 보행 순서를 다르게 실시하도록 하였다.

Table 3. Optitrack marker set (modified)

| Segment | Location | Side |
|-------------------------------|---------------------------|-------------------|
| Head | Vertex | - |
| | Frontal bone | - |
| | Parietal bone | Right |
| Trunk | C7 | - |
| | Acromion | Both |
| | Manubrium of sternum | - |
| | Spine of scapula | Both |
| | Inferior angle of scapula | Both |
| | Upper limb | Center of humerus |
| Lateral epicondyle of humerus | | Both |
| Inferior radio-ulnar joint | | Both |
| Triquetral of hand | | Both |
| 3 rd MCP joint | | Both |
| Lower limb | ASIS | Both |
| | PSIS | Both |
| | Center of femur | Both |
| | Lateral condyle of tibia | Both |
| | Center of tibia | Both |
| | Lateral malleolus | Both |
| | 1 st MTP joint | Both |
| 5 th MTP joint | Both | |

C7; The 7th Cervical vertebra, ASIS; Anterior superior iliac spine, PSIS; Posterior superior iliac spine, MCP; Metacarpophalangeal, MTP; Metatarsophalangeal

가상현실환경에서의 거울보행은 실험 실시 전 Motive 프로그램을 통해 해부학적 정적자세를 5초간 촬영한 후

Unity 프로그램에 실시간 동기화하여 가상현실환경 안에서 대상자의 움직임을 구현하였다. 이후, 대상자는

Steam VR 프로그램과 연결된 HMD Vive Pro 헤드셋을 착용하여 Unity 프로그램 안에서 구현된 가상현실환경을 시각적으로 제공받았다. 가상현실환경에 익숙해지기 위해 실험자의 지시에 따라 약 5분간 가상현실환경에서 보행연습을 실시하였다. 보행연습 이후, 대상자를 거울보행의 출발지점에 서도록 하여 실험자의 출발신호에 맞춰 전방에 구현된 전신거울의 그래픽을 향해 거울보행을 실시하였다.

비가상현실환경에서의 거울보행은 HMD Vive Pro 헤드셋을 착용하지 않은 상태에서 지정된 출발지점으로부터 전방에 위치한 전신거울을 향해 거울보행을 실시하도록 하였다.

가상현실환경과 비가상현실환경에서의 거울보행은 모두 약 2.5 m의 거리만큼 실시하였으며, 5회 반복 실시하였다. 가상현실환경과 비가상현실환경에서 거울보행을 실시하는 순서 사이에 5분간의 휴식을 취하도록 하였으며, 각 거울보행을 실시하는 동안 Oqus 7 Plus를 통해 신체에 부착된 적외선 반사마커를 실시간으로 녹화하였다.

가상현실환경 및 비가상현실환경에서 거울보행을 실시하는 동안 대상자의 보행의 시·공간적 특성, 운동학적

특성 등을 수집하였다. 대상자가 보행을 실시하는 동안 Oqus 7 Plus를 이용해 적외선 반사마커의 좌표이동을 QTM 프로그램을 통해 계산하여 움직임을 실시간으로 녹화하였다.

QTM 프로그램을 통해 적외선 반사마커의 좌표를 계산하기 위해 설치된 Oqus 7 Plus의 카메라 화각 안에서 거울보행을 실시할 보행로를 특정하였다. 보행로의 특징은 QTM 프로그램에서 지원하는 눈금측정 시스템을 이용하였다. 보행로 위에서의 거울보행 중 QTM 프로그램을 통해 100 Hz로 녹화된 각각의 적외선 반사마커는 프로그램 내에서 라벨링(Labeling)을 실시하여 각 마커의 이름을 특정하였다.

라벨링을 통해 특정된 마커의 좌표 데이터는 C3D 확장자 파일로 변환하여 Visual 3D 프로그램을 통해 읽어 들었다. Visual 3D 프로그램을 통해 읽어 들인 좌표 데이터는 몸쪽과 먼쪽 관절부의 마커, 추적 마커로 분류되며 분류된 마커를 통해 각 뼈를 구성하여 인체모형을 설정하였다(Fig 5). 처리를 마친 데이터들을 통해 팔다리 및 몸통 관절의 운동범위 및 보행의 시·공간적 특성을 측정하였다.

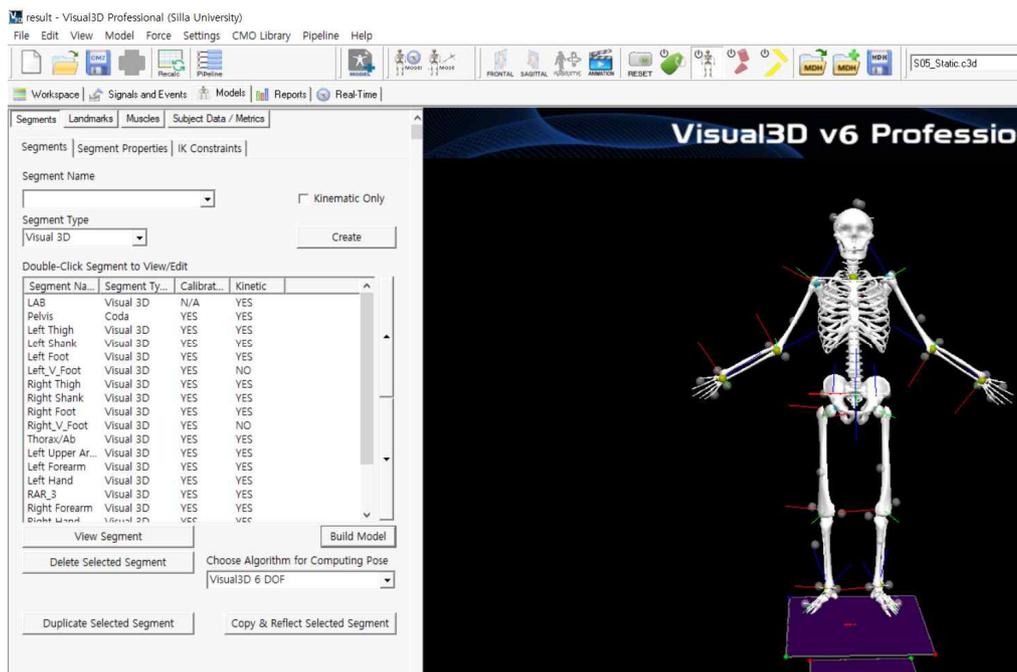


Fig 5. Modeling with Visual 3D

4. 분석 방법

본 연구에서 통계 처리된 데이터는 환경의 차이에 따른 보행 특성 중 보행의 운동학적 특성과 시·공간적 특성을 변인으로 통계 비교하였다.

보행의 운동학적 특성은 관절운동범위를 변인으로 통계 비교하였다. 관절운동범위는 팔에서 어깨, 팔꿈치, 손목관절을 측정하였으며 다리에서 엉덩, 무릎, 발목관절을 측정하였고 몸통에서 엉치엉덩, 고리중쇠관절을 측정하였다.

보행의 시간적 특성은 보행 속도, 보행주기 시간(Cycle time), 양다리지지기 시간(Double support time)의 변인을 통계 비교하였다. 보행의 공간적 특성은 한발자국 길이(Step length), 한걸음 길이, 한걸음 너비(Stride width), 신체의 위아래 및 양옆 질량중심의 이동(Movement of COM)을 통계 비교하였다.

환경에 따른 보행능력의 차이를 비교하기 위해 SPSS/Window(Version 25.0)을 이용해 각 대상자별로 측정된 각 환경에서의 거울보행 5회의 평균값을 대응표본 t-검정(Paired t-test)을 통해 실시하였으며, 통계학적 유의

수준을 검증하기 위한 유의수준은 .05로 정하여 통계 처리하였다.

Ⅲ. 결 과

1. 가상현실환경이 보행의 운동학적 특성에 미치는 영향

1) 시상면 운동범위 비교

가상현실환경과 비가상현실환경에서의 거울보행 시 측정된 관절의 시상면 운동범위의 값을 비교한 결과는 다음과 같다(Table 4). 왼쪽, 오른쪽 발목관절의 시상면 운동범위는 비가상현실환경에서 유의미하게 높았다($p<.05$). 무릎관절의 시상면 운동범위는 비가상현실환경에서 유의미하게 높았다($p<.05$). 엉덩관절의 시상면 운동범위는 비가상현실환경에서 유의미하게 높았다($p<.05$). 어깨관절, 팔꿈치관절, 손목관절의 시상면 운동범위는 유의미한 차이를 보이지 않았지만($p>.05$) 오른쪽 손목관절은 비가상현실환경에서 유의미하게 높았다($p<.05$). 엉치

Table 4. Comparison of sagittal plane ROM

| Joint | VR environment | Non-VR environment | t | p | |
|--------------|---------------------|--------------------|-------------|-------|-------|
| | Mean±SD (Flexion °) | | | | |
| Left | Ankle | 26.62±3.73 | 28.27±5.09 | -2.13 | .047* |
| | Knee | 58.35±4.51 | 60.03±4.43 | -2.86 | .010* |
| | Hip | 37.84±4.24 | 40.84±4.22 | -4.32 | .000* |
| | Shoulder | 16.77±11.30 | 17.41±10.97 | -.87 | .393 |
| | Elbow | 12.22±5.84 | 12.80±7.29 | -.65 | .525 |
| | Wrist | 8.64±4.39 | 7.59±3.05 | 1.13 | .271 |
| Right | Ankle | 28.05±5.17 | 31.29±7.16 | -3.88 | .001* |
| | Knee | 57.48±4.56 | 59.07±4.51 | -2.77 | .012* |
| | Hip | 36.96±5.29 | 39.63±5.34 | -4.78 | .000* |
| | Shoulder | 18.25±11.86 | 17.60±11.26 | .81 | .427 |
| | Elbow | 10.08±6.29 | 11.41±7.11 | -1.81 | .087 |
| | Wrist | 5.48±3.20 | 7.24±4.01 | -2.16 | .044* |
| Sacroiliac | 4.52±1.41 | 5.01±1.44 | -2.64 | .016* | |
| Atlantoaxial | 8.11±3.99 | 8.04±2.16 | .08 | .937 | |

ROM; Range of motion, SD; Standard deviation, VR; Virtual reality

엉덩관절의 시상면 가동범위는 비가상현실환경에서 유의미하게 높았다($p<.05$). 고리중쇠관절의 시상면 운동범위는 유의미한 차이를 보이지 않았다.

2) 이마면 운동범위 비교

가상현실환경과 비가상현실환경에서의 거울보행 시 측정된 관절의 이마면 운동범위의 값을 비교한 결과는 다음과 같았다(Table 5). 왼쪽, 오른쪽 발목관절의 이마면 운동범위는 유의미한 차이를 보이지 않았다($p>.05$).

무릎관절의 이마면 운동범위는 비가상현실환경에서 유의미하게 높았다($p<.05$). 엉덩관절의 이마면 운동범위는 비가상현실환경에서 유의미하게 높았다($p<.05$). 어깨관절, 팔꿈관절, 손목관절의 이마면 운동범위는 유의미한 차이를 보이지 않았지만($p>.05$) 오른쪽 어깨관절은 비가상현실환경에서 유의미하게 높았다($p<.05$). 영치엉덩관절의 이마면 운동범위는 비가상현실환경에서 유의미하게 높았다($p<.05$). 고리중쇠관절의 이마면 운동범위는 비가상현실환경에서 유의미하게 높았다($p<.05$).

Table 5. Comparison of coronal plane ROM

| Joint | VR environment | Non-VR environment | t | p | |
|--------------|-----------------------------|--------------------|-------------|-------|-------|
| | Mean±SD (Lateral flexion °) | | | | |
| Left | Ankle | 15.53±2.97 | 15.19±3.02 | 1.03 | .315 |
| | Knee | 16.73±8.10 | 17.99±8.57 | -4.14 | .001* |
| | Hip | 12.64±3.42 | 13.49±4.39 | -2.40 | .030* |
| | Shoulder | 10.00±3.40 | 10.58±3.64 | -1.13 | .273 |
| | Elbow | 23.29±9.58 | 24.88±10.26 | -1.30 | .210 |
| | Wrist | 6.22±3.63 | 5.40±2.42 | 1.65 | .116 |
| Right | Ankle | 15.87±3.49 | 15.40±3.89 | 1.17 | .257 |
| | Knee | 17.40±6.27 | 18.76±6.66 | -2.35 | .030* |
| | Hip | 12.21±3.05 | 12.96±3.25 | -2.88 | .010* |
| | Shoulder | 9.39±3.82 | 10.04±4.25 | -2.13 | .047* |
| | Elbow | 23.22±11.36 | 24.18±9.92 | -1.12 | .278 |
| | Wrist | 3.15±1.54 | 4.45±3.35 | -1.73 | .101 |
| Sacroiliac | 5.26±2.15 | 6.23±2.15 | -4.31 | .000* | |
| Atlantoaxial | 2.91±.70 | 3.24±.69 | -2.45 | .024* | |

ROM; Range of motion, SD; Standard deviation, VR; Virtual reality

3) 가로면 운동범위 비교

가상현실환경과 비가상현실환경에서의 거울보행 시 측정된 관절의 가로면 운동범위의 값을 비교한 결과는 다음과 같았다(Table 6). 발목관절, 무릎관절, 엉덩관절의 가로면 운동범위는 유의미한 차이를 보이지 않았지만($p>.05$) 오른쪽 무릎관절은 비가상현실환경에서 유의미하게 높았다($p<.05$). 왼쪽 어깨관절의 가로면 운동범위는 비가상현실환경에서 유의미하게 높았지만($p<.05$) 오른쪽

어깨관절의 가로면 운동범위는 유의미한 차이를 보이지 않았다($p>.05$). 왼쪽 손목관절의 가로면 운동범위는 유의미한 차이를 보이지 않았지만($p>.05$) 오른쪽 손목관절의 가로면 운동범위는 비가상현실환경에서 유의미하게 높았다($p<.05$). 영치엉덩관절의 가로면 운동범위는 비가상현실환경에서 유의미하게 높았다($p<.05$). 고리중쇠관절의 가로면 운동범위는 비가상현실환경에서 유의미하게 높았다($p<.05$).

Table 6. Comparison of horizontal plane ROM

| Joint | VR environment | Non-VR environment | t | p | |
|--------------|----------------------|--------------------|------------|-------|-------|
| | Mean±SD (Rotation °) | | | | |
| Left | Ankle | 17.20±7.99 | 18.15±6.53 | -1.93 | .069 |
| | Knee | 13.38±3.78 | 14.33±3.71 | -1.96 | .065 |
| | Hip | 13.90±3.43 | 14.42±3.85 | -1.38 | .183 |
| | Shoulder | 10.37±2.84 | 11.31±3.28 | -2.57 | .019* |
| | Elbow | 17.20±7.59 | 16.14±6.36 | .58 | .570 |
| | Wrist | 1.38±1.11 | 1.14±.75 | 1.44 | .165 |
| Right | Ankle | 13.99±3.55 | 14.65±3.42 | -1.11 | .279 |
| | Knee | 12.52±4.09 | 13.89±4.58 | -2.96 | .008* |
| | Hip | 12.13±3.21 | 12.90±4.09 | -1.60 | .126 |
| | Shoulder | 11.97±4.01 | 13.61±5.23 | -1.77 | .093 |
| | Elbow | 9.85±3.90 | 13.05±8.08 | -1.69 | .108 |
| | Wrist | .76±.38 | .95±.49 | -2.14 | .045* |
| Sacroiliac | 7.35±1.66 | 8.09±1.81 | -3.49 | .002* | |
| Atlantoaxial | 4.65±1.44 | 5.12±1.45 | -2.21 | .039* | |

ROM; Range of motion, SD; Standard deviation, VR; Virtual reality,

2. 가상현실환경이 보행의 시간적 특성에 미치는 영향

본 연구에서는 보행의 시간적 특성을 알아보기 위해 보행 속도, 보행주기 시간, 양다리지지기 시간의 변수를 측정하였다. 가상현실환경과 비가상현실환경에서의 거울보행 시 보행의 시간적 특성 변수값을 비교한 결과는

다음과 같았다(Table 7). 보행의 시간적 특성 중 보행 속도는 비가상현실환경에서 유의미하게 빨랐다($p<.05$). 보행주기 시간은 비가상현실환경에서 유의미하게 길었다($p<.05$). 양다리지지기 시간은 비가상현실환경에서 유의미하게 길었다($p<.05$).

Table 7. Comparison of temporal characteristics of gait

| Parameter | VR environment | Non-VR environment | t | p |
|----------------|----------------|--------------------|-------|-------|
| | Mean±SD | | | |
| Speed (cm/s) | 82.27±16.98 | 99.60±15.31 | -6.27 | .000* |
| Cycle time (s) | 1.23±0.14 | 1.14±.09 | 4.99 | .000* |
| DLST (s) | .31±.07 | .26±.05 | 4.97 | .000* |

DLST; Double limb support time, VR; Virtual reality

3. 가상현실환경이 보행의 공간적 특성에 미치는 영향

본 연구에서는 보행의 공간적 특성을 알아보기 위해 왼쪽, 오른쪽 한발자국 길이, 한걸음 길이, 한걸음 너비, 신체의 위아래 및 양옆 질량중심 이동의 변수를 측정하였다. 가상현실환경과 비가상현실환경에서의 거울보행 시 보행의 공간적 특성의 변수값을 비교한 결과는 다음

과 같았다(Table 8). 보행의 공간적 특성 중 왼쪽, 오른쪽 한발자국 길이는 비가상현실환경에서 유의미하게 길었다($p<.05$). 한걸음 길이는 비가상현실환경에서 유의미하게 길었다($p<.05$). 한걸음 너비는 비가상현실환경에서 유의미하게 좁았다($p<.05$). 위아래, 양옆 질량중심 이동은 비가상현실환경에서 유의미하게 넓었다($p<.05$).

Table 8. Comparison of spatial characteristics of gait

| Parameter | VR environment | Non-VR environment | t | p |
|--------------------|----------------|--------------------|-------|-------|
| | Mean±SD (cm) | | | |
| Left step length | 49.93±6.72 | 56.44±5.85 | -5.49 | .000* |
| Right step length | 49.15±6.62 | 55.56±6.75 | -5.70 | .000* |
| Stride length | 99.21±13.03 | 111.87±12.36 | -5.54 | .000* |
| Stride width | 12.95±2.22 | 11.94±2.11 | 2.54 | .020* |
| Up&down mvt of COM | 3.50±.53 | 3.86±.69 | -4.05 | .001* |
| Side mvt of COM | 12.43±3.13 | 7.71±1.61 | 6.46 | .000* |

mvt; Movement, COM; Center of mass, VR; Virtual reality

IV. 고찰

본 연구는 가상현실환경과 비가상현실환경에서 거울보행을 실시하여 가상현실환경이 보행의 운동학적 특성에 어떤 영향을 끼치는지 알아보기 위해 팔다리 및 몸통 각 관절의 시상면, 이마면, 가로면 운동범위를 측정 및 분석하였다.

정상 보행은 조화로운 팔다리의 움직임을 통해 최소의 에너지를 이용하여 효과적으로 신체의 무게 중심을 이동시키는 것이며(Ford 등, 2007) 신체가 생체 역학적 관절 시스템으로 간주될 경우 팔다리 모든 부분의 움직임이 전체적인 보행에 영향을 미칠 수 있다(Carmo 등, 2012). Mauritz(2002)는 양쪽 다리의 율동적인 움직임과 교대 운동을 통하여 대칭적인 보행을 하는 것이 중요하다고 보고하였다. 서 있는 자세를 유지하는 동안 균형을 위해 발목관절전략과 엉덩관절전략이 필요하며, 균형과 관련된 연구들에서 특히 발목관절이 많은 기여를 하고

있다(Lee 등, 2010; Vedula 등, 2010; Gribble 등, 2014). 적절한 발목관절전략을 위해서는 근조직의 장력, 인대, 힘줄과 같은 관절 주변조직의 수동적 토크와 외부 자극에 의한 동요 및 영향에 대항하여 자발적인 신체 움직임과 근수축 및 조절 역할을 하는 중추신경계의 능동적 토크가 요구된다(Morasso & Schieppati, 1999; Winter 등, 2001; Han 등, 2016). 이때 여러 질환으로 인해 발생하는 발목관절의 운동범위 제한은 발목관절 주변조직들의 조직학적 변화를 수반하며 이러한 변화는 관절 수용기나 근육 수용기로부터 제공되는 몸감각 정보를 수정하거나 부적절한 발목관절전략이 반영된 운동을 발생시켜 균형이 손상될 수 있다(Lee 등, 2010; McHugh & Cosgrave, 2010; Röijezon 등, 2015). 정상 보행 시 팔에서는 자연스러운 움직임이 발생하고 이런 움직임은 단순히 수동적 진자운동에 의해 일어나는 것이 아닌 보행에 영향을 미치는 특징을 가지고 있다(Elftman, 1939). Kavanagh 등 (2004)은 팔의 움직임이 정상보행에서 균형을 유지하는

데 도움이 됨을 밝혔으며, Hodges 등(2000)은 팔의 움직임이 신체의 질량중심을 유지하는데 도움이 됨을 밝혔다. 또한, Dietz 등(2001)과 Kubo 등(2006)은 보행 시 몸통과 머리의 움직임이 신체 안정성을 유지하는데 도움이 됨을 밝혔다. 이처럼 다리의 움직임과 팔의 움직임 모두 보행에 영향을 끼침을 선행연구들을 통해 밝혀졌다.

실험의 결과들은 다리의 각 관절(발목관절, 무릎관절, 엉덩관절)에서 통계적으로 유의미한 결과가 나온 운동범위들은 모두 가상현실환경이 비가상현실환경에 비해 관절 운동범위가 낮게 나타났다. 또한, 영치엉덩관절과 고리중뇌관절 및 팔 관절의 몇몇 결과에서 역시 통계적으로 유의미한 결과가 나타난 운동범위들은 모두 가상현실이 비가상현실에 비해 관절 운동범위가 낮게 나타났다. 이는 가상현실환경과 비가상현실환경에서 거울보행을 실시할 때 보행의 운동학적 특성이 차이가 있음을 의미한다. 다리 관절의 운동범위 저하는 균형전략 중 발목관절전략, 무릎관절전략, 엉덩관절전략과 연관이 있을 것으로 보인다. 특히, 발목관절의 가동범위의 감소는 작은 범위임에도 불구하고 저하된 균형을 보상하기 위해 이를 대체하기 위한 다른 동작패턴을 유발할 뿐 아니라 균형능력에 유의한 영향을 끼치게 된다(Horak, 1987; Lim 등 2012) 영치엉덩관절의 운동범위 감소는 어깨관절 및 손목관절의 운동범위 감소로 이어진 것으로 보이며 보행 중 몸통의 돌림운동의 제한 및 보행 중 팔다리의 교대운동의 제한으로 이어진다. 따라서, 선행연구들의 결과를 보아 가상현실환경에서의 보행으로 인해 나타나는 운동범위의 저하는 균형 및 보행의 효율성에 영향을 줄 수 있을 것으로 보인다.

본 연구는 가상현실환경과 비가상현실환경에서 거울보행을 실시하여 가상현실환경이 보행의 시·공간적 특성에 어떤 영향을 끼치는지 알아보기 위해 시간적 특성으로 보행속도, 보행주기 시간, 양다리지지기 시간을, 공간적 특성으로 왼쪽과 오른쪽 한발자국 길이, 한걸음 길이, 한걸음 너비, 신체의 위아래 및 양옆 질량중심 이동을 측정 및 분석하였다.

실험의 결과들은 보행의 시간적 특성은 가상현실환경이 비가상현실환경에 비해 보행의 속도가 느리고 보행주기 및 양다리지지기의 시간이 더욱 길게 나타났다. 보

행의 공간적 특성 차이는 가상현실환경이 비가상현실환경에 비해 한발자국의 길이와 한걸음의 길이가 짧고 한걸음의 너비가 넓으며 질량중심 이동이 위아래로 좁고 양옆으로 넓은 것을 알 수 있다. 이는 가상현실환경과 비가상현실환경에서 거울보행을 실시할 때 보행의 시·공간적 특성의 변인이 차이가 있음을 의미하며 임상적인 의미에서 정상보행과 차이가 발생해 비정상 보행에 가까워질 수 있음을 의미한다. 일반적으로 뇌졸중 환자는 정상인과 비교하여 비정상적 움직임을 보이고 보행의 시·공간적 변수들이 뚜렷한 차이를 나타낸다(Hsu 등, 2003; Jung & Jung, 2016). Wagenaar와 Beek(1992)와 Von Schröder 등(1995)은 뇌졸중 환자가 정상인에 비해 보행 속도 감소, 한걸음의 길이 감소, 보행 주기의 시간 증가, 양다리지지기의 시간 증가가 나타나며 이것이 뇌졸중 환자의 비정상적 보행과 관련이 있음을 밝혔다. 따라서, 본연구에 나타난 결과와 같이 가상현실에서 보행의 시·공간적 특성의 변화는 정상보행과 거리가 멀어지는 비정상 보행에 가까워질 수 있으며 가상현실기반 보행치료가 임상적으로 적용될 경우 실험 결과와 같이 뇌졸중 환자의 비정상적 보행특성이 더욱 심화될 수 있을 것으로 보인다.

가상현실환경에서 보행주기의 시간이 .09 s 길게 나타났고 양다리지지기의 시간이 .05 s 길게 나타났는데, 이것은 일반적인 보행의 주기에서 양다리지지기의 비율이 약 30 %를 차지하는 것(Perry, 1992)과 비교하면 약 55 %로 양다리지지기의 시간이 늘어난 것이 보행주기의 시간이 늘어난 것에 큰 영향을 끼쳤음을 알 수 있다. 양다리지지기는 왼쪽과 오른쪽의 다리가 바닥에 닿는 만큼 바닥면(Base of support)이 넓어 균형을 더욱 안정적으로 유지할 수 있다. 가상현실환경에서 보행의 공간적 특성에 따른 실험 결과는 무게중심(Center of gravity)을 바닥 면 안에 위치하기 위해 바닥면을 넓게 바꾼 결과로 생각할 수 있다. 또한, 보행의 시간적 특성에서 보행의 속도가 느린 것은 Wagenaar와 Beek(1992)에 의하면 한걸음의 길이가 짧은 것과 관련이 있다. 따라서, 가상현실환경에서의 거울보행으로 인해 저하된 신체의 균형을 유지하기 위해 시·공간적 특성에 영향을 준 것으로 볼 수 있다.

본 연구는 가상현실환경에서의 거울보행을 실시할 때의 수행능력을 연구하였다. 하지만, 실험 대상자 그룹이

보행능력과 균형능력에 이상이 없는 정상인 그룹이라는 점과 표본의 수가 충분하지 않아 나이 요인에서 정규성을 가지지 못한 점, 수행능력의 저하가 고글을 착용함으로써 시각적 제한이 발생하여 고유수용성감각의 저하로 인해 나타나는 결과인지 혹은 가상현실환경과 비가상현실환경 사이에서 발생하는 공포로 인해 나타나는 결과인지 정확히 규명하지 못하였다. 많은 선행연구들이 증명하듯 가상현실기반 물리치료 중 특히 보행훈련은 사용방법에 따라 많은 잠재력을 포함하고 있다. 그럼에도 불구하고 가상현실을 기반으로 한 보행훈련을 보행능력과 균형능력에 제한이 있는 환자를 대상으로 하여 적용할 경우 비가상현실환경에 비해 균형조절과 효율적인 보행이 힘들고 비정상적 보행특성이 심화될 수 있기 때문에 낙상과 같은 안전사고에 주의를 요해야 할 것으로 보인다.

V. 결론

본 연구는 가상현실환경에서 거울보행을 실시할 때의 보행능력을 연구하였다. 실험 대상자는 정상보행이 가능한 성인남성 20명을 대상으로 20명 모두 가상현실환경과 비가상현실환경에서 거울보행을 실시하였으며, 순서 효과를 방지하기 위하여 10명씩 2개 그룹으로 나누어 실험의 순서를 달리하였다. 실험을 통해 팔다리 및 몸통의 각 관절별 운동범위, 보행의 시·공간적 특성을 비교 분석한 결과, 팔다리 각 관절의 운동범위가 낮았으며 보행의 시·공간적 특성이 균형을 유지하기 위해 효율성이 떨어지는 보행의 패턴으로 바뀌었다. 이를 통해, 가상현실환경에서의 거울보행은 비가상현실환경에 비해 효율성과 안정성이 떨어질 수 있음을 알 수 있었다. 하지만, 실험 대상자 그룹이 보행능력과 균형능력에 이상이 없는 정상인 그룹이라는 점과 수행능력의 저하가 공포로 인한 결과인지를 정확히 규명하지 못한 점에서 추후 연구시 대상자 그룹의 개선과 공포가 결과에 미치는지에 대한 여부를 파악할 필요가 있을 것으로 보인다.

참고문헌

Baram Y, Miller A(2006). Virtual reality cues for improvement of gait in patients with multiple sclerosis. *Neurology*, 66(2), 178-181. <https://doi.org/10.1212/01.wnl.0000194255.82542.6b>.

Brütsch K, Koenig A, Zimmerli L, et al(2011). Virtual reality for enhancement of robot-assisted gait training in children with neurological gait disorders. *J Rehabil Med*, 43(6), 493-499. <https://doi.org/10.2340/16501977-0802>.

Carmo AA, Kleiner AFR, Costa PH, et al(2012). Three-dimensional kinematic analysis of upper and lower limb motion during gait of post-stroke patients. *Braz J Med Biol Res*, 45(6), 537-545. <https://doi.org/10.1590/s0100-879x2012007500051>.

Crosbie JH, Lennon S, Basford JR, et al(2007). Virtual reality in stroke rehabilitation: still more virtual than real. *Disabil Rehabil*, 29(14), 1139-1146. <https://doi.org/10.1080/09638280600960909>.

De Rooij IJ, van de Port IG, Meijer JW(2016). Effect of virtual reality training on balance and gait ability in patients with stroke: systematic review and meta-analysis. *Phys Ther*, 96(12), 1905-1918. <https://doi.org/10.2522/ptj.20160054>.

Dietz V, Fouad K, Bastiaanse CM(2001). Neuronal coordination of arm and-leg movements during human locomotion. *Eur J Neurosci*, 14(11), 1906-1914. <https://doi.org/10.1046/j.0953-816x.2001.01813.x>.

DiZio P, Lackner JR(1992). Spatial orientation, adaptation, and motion sickness in real and virtual environments. *Presence: Teleoperators and Virtual Environments*, 1(3), 319-328. <https://doi.org/10.1162/pres.1992.1.3.319>.

Edelberg, H. K. (2001). Falls and function. How to prevent falls and injuries in patients with impaired mobility. *Geriatrics (Basel, Switzerland)*, 56(3), 41-5.

Elftman H(1939). The function of the arms in walking. *Human Biology*, 11(4), 529.

- Ford MP, Wagenaar RC, Newell KM(2007). Arm constraint and walking in healthy adults. *Gait Posture*, 26(1), 135-141. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2006.08.008>.
- Gong SA(2007). A study of balance ability changes on aging. *Journal of Coaching Development*, 9(4), 291-299.
- Gribble PA, Delahunt E, Bleakley C, et al(2013). Selection criteria for patients with chronic ankle instability in controlled research: a position statement of the International Ankle Consortium. *J Orthop Sports Phys Ther*, 43(8), 585-591. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-49.1.14>.
- Han J, Waddington G, Adams R, et al(2016). Assessing proprioception: A critical review of methods. *J Sport Health Sci*, 5(1), 80-90. <https://doi.org/10.1016/j.jshs.2014.10.004>.
- Hodges PW, Cresswell AG, Daggfeldt K, et al(2000). Three dimensional preparatory trunk motion precedes asymmetrical upper limb movement. *Gait Posture*, 11(2), 92-101. [https://doi.org/10.1016/s0966-6362\(99\)00055-7](https://doi.org/10.1016/s0966-6362(99)00055-7).
- Horak, F. B. (1987). Clinical measurement of postural control in adults. *Physical therapy*, 67(12), 1881-1885.
- Hsu AL, Tang PF, Jan MH(2003). Analysis of impairments influencing gait velocity and asymmetry of hemiplegic patients after mild to moderate stroke. *Arch Phys Med Rehabil*, 84(8), 1185-1193. [https://doi.org/10.1016/s0003-9993\(03\)00030-3](https://doi.org/10.1016/s0003-9993(03)00030-3).
- Jaffe DL, Brown DA, Pierson-Carey CD, et al(2004). Stepping over obstacles to improve walking in individuals with poststroke hemiplegia. *J Rehabil Res Dev*, 41(3A), 283-292. <https://doi.org/10.1682/jrrd.2004.03.0283>.
- Jung KM, Jung YJ(2016). Effect of trunk stabilization exercise on walk speed, energy consumption in patient with stroke: single-subject research design. *J Korea Soc Neurother*, 20(2), 25-31.
- Kavanagh JJ, Barrett RS, Morrison S(2004). Upper body accelerations during walking in healthy young and elderly men. *Gait Posture*, 20(3), 291-298. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2003.10.004>.
- Kennedy RS, Stanney KM(1996). Postural instability induced by virtual reality exposure: Development of certification protocol. *Int J Hum Comput Interact*, 8(1), 25-47. <https://doi.org/10.1080/10447319609526139>.
- Kubo M, Holt KG, Saltzman E, et al(2006). Changes in axial stiffness of the trunk as a function of walking speed. *J Biomech*, 39(4), 750-757. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2004.12.024>.
- LaViola Jr JJ(2000). A discussion of cybersickness in virtual environments. *ACM Sigchi Bulletin*, 32(1), 47-56. <https://doi.org/10.1145/333329.333344>.
- Lee KB, Park YH, Song EK, et al(2010). Static and dynamic postural balance after successful mobile-bearing total ankle arthroplasty. *Arch Phys Med Rehabil*, 91(4), 519-522. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2009.12.017>.
- Lim JM, Choi WH, Lim CG(2012). Effects of Ankle Strength and Range of Motion on Static Balance Capacity of the Elderly. *The Korean Society of Sports Science*, 21(4), 1149-1159.
- Mauritz KH(2002). Gait training in hemiplegia. *Eur J Neurol*, 9(Suppl 1), 23-29. <https://doi.org/10.1046/j.1468-1331.2002.0090s1023.x>.
- McHugh MP, Cosgrave CH(2010). To stretch or not to stretch: the role of stretching in injury prevention and performance. *Scand J Med Sci Sports*, 20(2), 169-181. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.2009.01058.x>.
- Mirelman A, Maidan I, Herman T, et al(2011). Virtual reality for gait training: can it induce motor learning to enhance complex walking and reduce fall risk in patients with parkinson's disease?. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, 66(2), 234-240. <https://doi.org/10.1093/gerona/gdq201>.
- Mirelman A, Patrilli BL, Bonato P, et al(2010). Effects of virtual reality training on gait biomechanics of individuals post-stroke. *Gait Posture*, 31(4), 433-437. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2010.01.016>.
- Morasso PG, Schieppati M(1999). Can muscle stiffness alone stabilize upright standing?. *J Neurophysiol*, 82(3),

- 1622-1626. <https://doi.org/10.1152/jn.1999.82.3.1622>.
- Palmisano S, Allison RS, Schira MM, et al(2015). Future challenges for vection research: definitions, functional significance, measures, and neural bases. *Frontiers in psychology*, 6, 193. <https://doi.org/10.3389/fpsyg.2015.00193>.
- Perry J, Burnfield JM(2010). *Gait analysis: normal and pathological function*. 2nd ed, California, Slack. pp.576.
- Porras DC, Siemonsma P, Inzelberg R, et al(2018). Advantages of virtual reality in the rehabilitation of balance and gait: systematic review. *Neurology*, 90(22), 1017-1025. <https://doi.org/10.1212/WNL.0000000000005603>.
- Ramos AA, Hørning EC, Wilms IL(2019). Simulated prism exposure in immersed virtual reality produces larger prismatic after-effects than standard prism exposure in healthy subjects. *Plos One*, 14(5), e0217074. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0217074>.
- Rizzo AS, Kim GJ(2005). A SWOT analysis of the field of virtual reality rehabilitation and therapy. *Presence*, 14(2), 119-146. <https://doi.org/10.1162/1054746053967094>.
- Roijezon U, Clark NC, Treleaven J(2015). Proprioception in musculoskeletal rehabilitation. Part 1: Basic science and principles of assessment and clinical interventions. *Man Ther*, 20(3), 368-377. <https://doi.org/10.1016/j.math.2015.01.008>.
- Rolland JP, Biocca FA, Barlow T, et al(1995). Quantification of adaptation to virtual-eye location in see-thru head-mounted displays. In *Proceedings Virtual Reality Annual International Symposium '95*. IEEE, 55-66. <https://doi.org/10.1109/VRAIS.1995.512480>.
- Vedula S, Kearney RE, Wagner R, et al(2010). Decoupling of stretch reflex and background muscle activity during anticipatory postural adjustments in humans. *Exp Brain Res*, 205(2), 205-213. <https://doi.org/10.1007/s00221-010-2357-5>.
- Von Schroeder HP, Coutts RD, Lyden PD, et al(1995). Gait parameters following stroke: a practical assessment. *J Rehabil Res Dev*, 32(1), 25-31.
- Wagenaar RC, Beek WJ(1992). Hemiplegic gait: a kinematic analysis using walking speed as a basis. *J Biomech*, 25(9), 1007-1015. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(92\)90036-z](https://doi.org/10.1016/0021-9290(92)90036-z).
- Winter DA, Patla AE, Rietdyk S, et al(2001). Ankle muscle stiffness in the control of balance during quiet standing. *J Neurophysiol*, 85(6), 2630-2633. <https://doi.org/10.1152/jn.2001.85.6.2630>.