

내리막 경사에 따른 인지과제수행이 보행패턴에 미치는 영향

The effect of cognitive task performance according to downhill slope on gait pattern

한수지(한국체육대학교 박사과정) · 박상균*(한국체육대학교 교수)

Soo-ji Han, Korea National Sport University, Seoul, Korea · Sang-Kyoon Park, Motion Innovation Center, Korea National Sport University, Seoul, Korea

요약

본 연구는 내리막 경사에 따른 인지 과제수행이 보행 패턴에 미치는 영향을 규명함으로써, 보행 중 인지 과제 부여에 따른 보행지수와 동작 변화, 무게중심의 안정성 및 보행의 가변성 분석을 통해 낙상 위험을 예측하고 상해 예방 방법을 제시하는 데 목적이 있다. 연구대상자는 건강한 40대 정상 성인 남성 12명(나이: 43.7 ± 3.5 yrs., 신장: 173.0 ± 3.0 cm, 체중: 72.2 ± 7.5 kg, K-MoCA: 26.2 ± 1.9)을 선정하였으며, 평지(0°)와 내리막(-6°) 경사에서 각각 일반보행 및 이중과제 보행을 실시하였다. 각 조건 (평지 vs 내리막, 각 조건에서의 인지과제 부여)에서 나타난 보행 패턴을 비교하기 위해 이원 반복측정분산분석(two-way repeated measure ANOVA)을 실시하였다. 본 연구 결과, 경사도에 따른 보행의 시간변인(입각기, 유각기, 보 시간) 및 분속 수, 과제수행에 따른 입각기 시간 및 보장이 통계적으로 유의한 차이가 나타났으며, 보장은 경사도와 과제수행에 따른 상호작용 효과가 나타났다($p < .05$). 고관절 가동범위는 경사도에 따른 차이가 나타났으며, 무릎관절 및 발목관절의 가동범위는 과제수행에 따라 통계적으로 유의한 차이가 나타났다($p < .05$). 신체 질량중심의 수직 이동 변위 및 최대 수직 속도 및 가속도는 경사도에 따라 통계적으로 유의한 차이가 나타났다($p < .05$). 또한, 경사도에 따른 고관절 가동범위의 가변성과 과제수행에 따른 발목관절 가동범위 및 유각기 시간의 가변성이 통계적으로 유의한 차이가 나타났다($p < .05$). 결론적으로 연구대상자는 내리막 지면 특성 자체를 인지 과제로 인식하기 때문에 안정성을 유지하기 위해 조심스러운 보행 패턴을 나타내는 것으로 판단된다.

Abstract

The purposes of this study were to investigate the effect of cognitive task performance on gait patterns according to changes in the downhill slope and understand the risk of falls during the task. Twelve healthy male adults in their 40s (age: 43.7 ± 3.5 yrs., height: 173.0 ± 3.0 cm, weight: 72.2 ± 7.5 kg, K-MoCA: 26.2 ± 1.9) performed normal gait and task gait on flat ground (0°) and downhill (-6°) slope, respectively. Two-way repeated measure ANOVA was performed to compare the gait patterns between each condition. As a result of this study, there were statistically significant differences in walking time variables (stance time, swing time, step time) and cadence according to the inclination, and stance time and step length according to task performance, and step length showed an interaction effect according to the slope and task performance ($p < .05$). The range of motion of the hip joint showed a difference according to the inclination, and the range of motion of the knee joint and the ankle joint showed a statistically significant difference according to the task performance ($p < .05$). The vertical movement displacement of the center of mass and the maximum vertical velocity and acceleration showed statistically significant differences according to the inclination ($p < .05$). In addition, there were statistically significant differences in the variability of hip joint range of motion according to the inclination, ankle joint range of motion and swing time variability according to task performance ($p < .05$). In conclusion, subjects performed cautious gait patterns on the downhill surface since they recognized as a cognitive task for maintaining stability due to the characteristics of the downhill.

Key words : gradient change, cognitive task, gait stability, gait variability, gait pattern

* spark@knsu.ac.kr

1. 서론

보행 동작에서 신체의 안정성은 매우 중요한 요소로써 균형을 잃고 미끄러지는 낙상의 위험과 깊은 관련이 있으며(Hunter, Hendrix & Dean, 2010), 안정성을 유지하기 위한 균형능력 및 중심제어능력은 정상적인 보행을 위해 반드시 필요하다(Chae, 2006). 하지만, 노인이나 뇌 질환 환자의 경우 근골격계 및 신경계의 문제로 인해 안전한 보행을 수행하지 못하고 보행 장애를 일으키게 되며, 속도와 균형을 제어하지 못하여 낙상의 위험이 증가하게 된다(Pirker & Katzenschlager, 2017). 또한, 보행환경이 급격하게 변하거나 불안정한 지면 보행을 수행하는 경우 미끄러지거나 상해를 유발하게 되는데(김선필 등, 2001), 이때 위험을 감소시키기 위한 전략으로써 신체의 균형능력을 유지하기 위해 평지 보행 시보다 높은 수준의 인지기능을 요구한다(Hill et al., 2020; Amboni, Barone & Hausdorff, 2013). 특히 내리막 보행의 경우 평지나 오르막, 계단 등의 지면 보행보다 불안정한 보행 패턴을 나타내며, 인지기능이 저하된 노인의 경우 주의력이 분산되어 낙상 위험을 증가시킨다고 보고되고 있다(Sparrow, Bradshaw, Lamoureux, & Tirosh, 2002). 따라서, 내리막 보행에서 주의력 등의 인지 및 감각 운동능력은 낙상과 밀접한 관련이 있다고 볼 수 있다.

인지 저하는 노인이나 뇌질환자 뿐만 아니라 우울증 및 불안 장애가 있는 성인들에게서 흔하게 발생하는 증상이다(Castaneda, Henriksson, Marttunen, Suvisaari, & Lönnqvist, 2008). 인지기능은 성격, 학력, 연령, 직종, 성별, 결혼유무, 우울증, 당뇨병, 흡연여부, 스포츠활동 등 다양한 요인에 따라 영향을 받기때문에(Cerhan et al., 1998), 노인 또는 뇌질환자 이외의 젊은 성인이나 중년 성인도 인지기능 저하에 따른 뇌질환에 대한 잠재적 위험 요소를 지니고 있다고 할 수 있다.

인지 영역 중 보행 기능을 조절하는 전두엽-시공간 네트워크(frontal-visuospatial network)는 두정엽 및 후두엽 피질의 감각 영역을 통해 감각 정보를 사용하고 조정하며, 보행 속도 및 보행 가변성을 포함한 동적 안정성을 조절하는 신경 기질로 환경변화에 따라 유연한 적응을 할 수 있도록 관여하는 시스템이다(Chaubey, Kumar, & Kapoor, 2021). 인지기능이 저하된 파킨슨 환자의 경우와 같이 해당 영역기능이 저하될 경우 보행 시 불안정성 및 가변성이 증가하여 보행 동결(freezing of gait)을 초래한다(Amboni et al., 2013). 또한, 집행기능/ 주의력(executive/ attention) 및 처리속도(processing speed) 등의 인지 영역은 보행 기능과 밀접한 관련이 있으며, 해당 인지기능이 낮을수록 보행 중 균형조절 능력이 감소하여 낙상의 위험이 증가한다고 보고되었다(Martin et al., 2013). 따라서, 보행에서 나타나는 신체기능 저하는 파킨슨, 뇌졸중, 뇌성마비 등의 질병에서 나타나는 신경학적 뇌 기능의 이상과 관련되어 있기때문에(Umker, & Lamoth, 2012), 운동영역 및 시청각 정보를 담당하는 대뇌피질과 소뇌 영역 등을 통해 처리되는 인지기능은 보행 시 낙상의 위험을 줄이기 위한 중요한 예측 요인이 될 수 있다(Ansai et al., 2017).

보행과 인지기능에 대한 국내·외 선행연구들은 평지조건에서

이중과제의 형태로 수행되어왔다(Hausdorff, Schweiger, Herman, Yogev-Seligmann, & Giladi(2008; Amboni et al., 2013; Piitulainen, Kulmala, Mäenpää, & Rantalainen, 2020; 방대혁, 이영찬, & 봉순녕, 2012; 김현애, & 서교철, 2013; O'Shea et al., 2002; Grabiner, & Troy, 2005; Beauchet, Dubost, Herrmann, & Kressig, 2005; Park et al., 2020). 이중과제는 두 가지의 과제를 동시에 수행함으로써 정보처리 능력을 향상시킬 수 있으며(심선미, & 오덕원, 2015), 다양한 유형의 신경인지검사(neurocognitive test)를 통해 인지적 과제를 부여한다. 보행과 관련된 연구에서는 보행 동작과 함께 인지 영역의 집행기능/주의력, 처리속도 등을 자극할 수 있는 Stroop test, Shifting attention, Non-verbal reasoning, Finger tapping 등의 과제를 동시에 수행하는 형태로 제시하여왔다(Doi, Asai, Hirata, & Ando, 2011; Hsu, Nagamatsu, Davis, Ambrose, 2012; Peterson, King, Cohen, & Horak, 2016).

선행연구에 따르면 Hausdorff et al.(2008)는 이중과제 보행을 수행했을 때가 단일 보행을 수행했을 때보다 보행 속도와 유각기 시간이 감소하고, 가변성이 증가하는 결과를 보고하였으며, Amboni et al.(2013)은 이중과제 보행을 실시한 결과, 단일 보행보다 보행 속도, 소요시간, 보폭, 양발지시기의 가변성이 증가하였다. 또한, Piitulainen et al.(2020)은 뇌성마비 환자를 대상으로 한 연구에서 일반 보행을 수행했을 때보다 이중과제 보행 시 보행 속도가 느려지고 보폭 가변성이 증가된다는 연구 결과를 보고하였다. 반면, 이중과제 보행 훈련의 효과를 연구한 결과, 인지 과제를 포함한 이중과제 보행을 훈련하였을 때가 일반 보행 훈련을 수행하였을 때보다 보행능력 향상에 효과적인 것으로 나타났다(방대혁 등, 2012; 김현애 등, 2013). O'Shea et al.(2002)의 연구에서는 파킨슨 환자와 일반 그룹을 대상으로 이중과제 수행에 따른 보행 패턴을 비교한 결과, 파킨슨 환자그룹이 이중과제 보행을 수행하였을 때가 일반 보행을 하였을 때보다, 보폭과 보행 속도, 케이던스가 감소하였으며, Grabiner et al.(2005)의 연구에서는 젊은 성인을 대상으로 Stroop Test를 실시했을 때 단일 보행보다 보간이 증가하고 가변성이 증가하였다. Beauchet et al.(2005)는 일반 성인에게 숫자 거꾸로 세기의 이중과제를 적용하여 보행을 실시한 결과 보행 속도, 소요시간, 보폭 등의 가변성이 증가한다고 보고하였으며, Park et al.(2020)의 연구는 2.7m의 내리막 경사로에서 이중 과제 형태의 보행을 수행한 결과, 내리막에서 이중과제 보행을 수행했을 때가 단일 보행 시보다 보행 속도와 보폭의 가변성이 크게 나타나 낙상 위험을 증가시킨다고 보고하였다.

하지관절 각도와 관련된 선행연구들을 살펴보면, 고령자의 지면 보행 시 내리막 경사가 증가할수록 발목관절과 무릎관절의 가동범위를 증가시키고, 반대로 내리막 경사가 감소할수록 고관절을 활용하여 보행 동작을 수행하는 것으로 나타났다(조웅, 김형수, 노창균, 박범진 & 김명조, 2016). 반면, 트레드밀 보행 시 성인과 노인 집단 간 경사에 따른 하지의 관절 가동범위를 분석한 연구에서는 무릎과 발목의 관절 가동범위는 성인이 노인 집단보다 크게 나타났으며, 노인의 경우 내리막 경사각이 증가할수록 고관절과 무릎

관절의 가동범위가 감소하고, 발목관절 가동범위가 증가하는 경향을 보였다(우정현, & 박상균, 2016). 파킨슨 환자의 경우 시각적 신호를 이용하여 보행을 훈련한 결과, 하지관절의 운동 범위를 증가시켜 보다 안정적인 제어를 발생시키는 것으로 나타났다(Sidaway, Anderson, Danielson, Martin & Smith, 2006).

한편, 보행 안정성을 평가하는 지표로써 신체 질량중심 제어에 대한 연구도 보고되고 있는데, 불안정한 환경에서의 보행 시 신체 중심의 가속도를 감소시켜 낙상 위험을 줄이고 균형을 유지하기 위한 보상 전략을 나타냈으며(Menz, Lord & Fitzpatrick, 2003), 인지 기능이 저하된 파킨슨 질병을 앓고 있는 노인이 정상 인지 기능을 가진 노인보다 보행 시 신체 질량중심의 변위를 제어하지 못하여 좌우, 전후, 수직 가속도가 크게 나타난다고 보고하였다(Latt, Menz, Fung & Lord, 2009).

따라서, 인지기능과 보행의 안정성은 밀접한 관계를 가지며, 인지 기능을 평가함으로써 보행 장애로 인한 사고를 예측하여 위험을 감소시킬 수 있다고 볼 수 있다(Jayakody, Breslin, Stuart, Vickers & Callisaya, 2020; Cohen, Verghese & Zwerling, 2016). 하지만, 이전에 수행된 선행 연구들 중 내리막 보행과 관련된 연구는 단일 작업 보행에서 나타나는 시공간 변수만을 고려하여 수행된 연구 결과를 보고하거나, 이중 과제와 보행에 관한 선행연구들은 평지 보행 시 인지기능 또는 안정성에 대한 연구만 보고되었다. 또한, 주의력을 포함한 인지 기능이 보다 요구되는 내리막 보행에서의 이중 과제 대한 선행 연구는 보행 안정성을 분석하기 위한 연속적인 데이터를 획득하지 못한 실정이다. 따라서, 본 연구의 목적은 내리막 경사에 따른 인지 과제수행이 보행 패턴에 미치는 영향을 규명함으로써, 보행 중 인지 과제 부여에 따른 보행지수와 동작 변화, 무게중심의 안정성 및 보행의 가변성 분석을 통해 낙상 위험을 예측하고 상해 예방 방법을 제시하는 데 목적이 있다.

본 연구를 수행하기 위한 가설은 다음과 같다.: 첫째, 내리막 경사에 따른 인지 과제수행은 시공간 보행변수에 영향을 미칠 것이다.; 둘째, 내리막 경사에 따른 인지 과제수행은 보행 중 하지관절 가동범위에 영향을 미칠 것이다.; 셋째, 내리막 경사에 따른 인지 과제수행은 보행 중 신체 질량중심 제어에 영향을 미칠 것이다.; 넷째, 내리막 경사에 따른 인지 과제수행은 보행 가변성에 영향을 미칠 것이다.

II. 연구방법

1. 연구대상

본 연구의 대상자는 연구의 목적에 맞게 트레드밀 내리막 보행이 가능하고 근골격계 질환이 없으며, 정상 인지기능 범주에 속하는 40대 성인 남성 12명을 대상(나이: 43.7 ± 3.5 yrs., 신장: 173.0 ± 3.0 cm, 체중: 72.2 ± 7.5 kg, K-MoCA: 26.2 ± 1.9)으로 선정하였다. 또한, 연구대상자를 선별하기 위해 한국판 몬트리올 인지평가(K-MoCA, korean version of montreal cognitive assessment)를

본 실험 전에 실시하여, 정상 인지능력을 갖춘 총 23점 이상인 대상자를 연구에 참여하도록 하였다. 연구를 수행하기 위해 K대학의 생명윤리 위원회에서 심의 승인(승인번호: 202103-032, 승인날짜: 2021.04.04)을 받았으며, 모든 피험자들은 실험에 참여하기 전 실험 과정에 대한 충분한 설명을 듣고 동의서를 작성한 후 실험에 참여하였다.

2. 측정도구

1) K-MoCA(Korean Version of Montreal Cognitive Assessment)

본 연구를 수행하기 위하여 사용한 한국판 몬트리올 인지평가 척도(Korean Version of Montreal Cognitive Assessment, K-MoCA)는 시공간/실행력(5문항), 어휘력(3문항), 기억력, 주의력(8문항), 문장력(3문항), 추상력(2문항), 지연 회상력(5문항), 지남력(6문항)의 8개 하위 요인으로 구성되었으며(Ko, Kim, Kim, Jang, & Chung, 2013), 기억력 항목은 점수가 배정되지 않는다. 총 점수는 30점 만점으로 23점 이상인 경우 정상 범주에 속한다.

2) 이중 인지과제(dual cognitive task)

이중과제에 대한 프로토콜은 인지 과제가 포함된 작업을 선정하기 위하여 전산화 신경인지 검사(CNT: computerized neurocognitive function test) 중 1) 집행기능/주의력을 평가하는 인지전환 검사(shifting attention test)와 2) 숫자 바로/거꾸로 외우기 검사(digit span test forward & backward)를 과제로 선정하였다. 검사항목의 구체적인 평가방법은 다음과 같다.

(1) 인지전환 검사(shifting attention test)

검사는 하나의 명령어에 맞춰 다른 명령어 세트로 빠르고 정확하게 전환할 수 있는 능력의 척도로서 피험자는 모양이나 색상으로 기하학적 도형을 일치시켜야 한다. 3개의 도형이 화면에 표시되고 하나는 상단에, 2개는 하단에 제시된다. 상단 도형이 정사각형 또는 원 중 하나이며 하단 도형은 정사각형과 원이 각 1개씩 제시된다. 이때, 도형의 색상은 빨간색이나 파란색으로 나타나며 피험자는 상단에 제시된 ‘도형 일치’ 또는 ‘색상 일치’의 지시를 읽고 하단 그림 중 지시에 맞는 알맞은 그림 하나를 골라 응답한다. 도형의 모양이나 색상은 무작위로 변경되며 피험자의 응답을 듣고 검사자가 평가한다(Gualtieri, & Johnson, 2006).

(2) 숫자 바로/거꾸로 외우기 검사(digit span test forward & backward)

임의의 숫자를 1초 간격으로 한 개씩 제시하며, 3개의 숫자로 시작해 1개씩 추가하며 최대 7개의 숫자를 듣고 바로 암기하도록 지시한다. 거꾸로 외우기는 제시한 숫자의 역순으로 응답하게 하며, 피험자의 응답을 듣고 검사자가 평가한다(강미애, & 백용매, 2014).

3) 3차원 동작 분석

3차원 동작 분석은 <그림 1>과 같이 인체 분절(머리, 몸통, 상완, 전완, 골반, 대퇴, 하퇴, 발) 및 관절(어깨, 팔꿈치, 손목, 무릎, 발목)에 49개의 반사 마커를 부착한 뒤, 3차원 좌표를 획득하기 위해 적외선 카메라(Oqus 3+, Qualisys, SWE) 8대를 사용하였다. 자료 수집은 Qualisys Track Manager Software(QTM, Qualisys, SWE)를 사용하였으며, 샘플링 주파수는 120 Hz로 설정하여 데이터를 획득하였다.

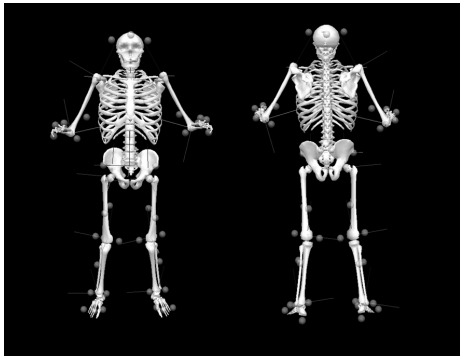


그림 1. 마커 부착위치

3. 측정방법

본 연구를 수행하기 위해 평지와 내리막으로 경사도를 구분하였으며, Alexander, Strutzenberger, Ameshofer & Schwameder (2017)의 연구를 참고하여 경사도를 0°, -6°로 설정하였다. 평지에서 사전 보행을 3분 동안 실시하여 보행 선호속도(3.72 ± 0.72 km/h)를 파악한 뒤 일반보행 및 과제 보행에 적용하였다. 연속적인 보행 데이터 획득을 위해 KSP-1201(Home trekking, KOR) 트레드밀을 사용하였으며, 이중과제 보행 시 인지과제를 제시하기 위해 트레드밀 앞에 스크린을 설치하였다. <그림 2>와 같이 평지와 내리막에서 이중과제 보행 시 화면에 인지 과제(cognitive task)를 제시하였으며, 각 지면에서 일반 보행과 이중과제 보행을 각 3분 15초씩 총 4회 수행하였다.

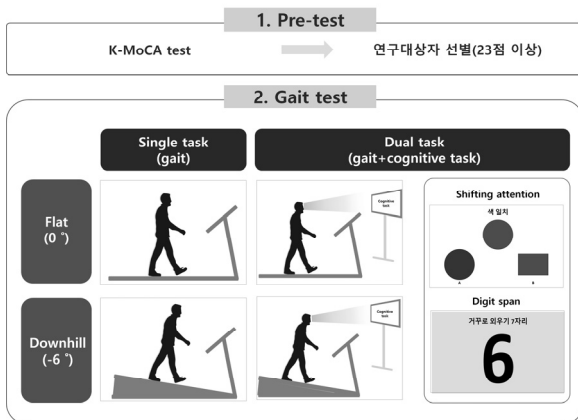


그림 2. 사전인지검사 및 보행실험 절차

4. 분석방법

1) 분석구간

대상자의 보행주기를 오른발 접지(RHS)부터 다음 오른발 접지까지로 정의한 뒤, 1 보행주기를 100%로 시간 표준화(time normalization)하여 다음과 같이 세분화하였다.

- Phase 1: 오른발 접지(RHS)부터 왼발 이지(LTO)까지
- Phase 2: 왼발 이지(LTO)부터 왼발 접지(LHS)까지
- Phase 3: 왼발 접지(LHS)부터 오른발 이지(RTO)까지
- Phase 4: 오른발 이지(RTO)부터 오른발 접지(RHS)까지

5. 분석 변인

(1) 시공간 보행 변수(gait parameter)

내리막 경사와 인지 과제수행에 따른 보행특성을 규명하기 위하여 분속 수(cadence), 시간변인(stance/swing/step time), 보폭(step length), 보간(step width), 보행 각도(step angle)의 평균 및 표준편차를 산출한 뒤 차이를 분석하였다. 이때, 보행 각도는 우세 측 발 분절의 근위와 원위 중심이 진행 방향과 이루는 각을 의미한다.

(2) 하지관절 가동범위(range of motion of lower extremity joints)

내리막 경사와 인지 과제수행에 따라 나타나는 하지관절 가동범위의 차이를 규명하기 위하여 우세 측 활보(stride) 동안의 고관절, 무릎, 발목관절의 가동범위(range of motion)를 산출하여 분석에 활용하였다.

(3) 보행 가변성(gait variability)

보행 가변성을 규명하기 위하여 분속 수(cadence), 보행시간(stance/swing/step time), 보폭(step length), 보간(step width), 보행 각도(step angle) 및 하지관절 가동범위의 분산계수(CV: coefficient of variance)를 산출하였다. 분산계수는 각 변인의 평균 및 표준편차를 이용하여 계산하며, 변화량을 백분율로 나타낸 값이다. 분산계수(CV)에 대한 공식은 다음과 같다.

$$CV = (standard\ deviation / mean) * 100 [\%]$$

CV 값은 0에 가까울수록 일관성이 높은 것을 의미하며, 100에 가까울수록 일관성이 적은 것을 의미한다.

(4) 신체 질량중심(center of mass) 제어

보행 안정성 저하로 인한 보행 시 자세제어 능력을 정량화하기 위하여 우세 측 하지의 보행주기 동안의 신체 질량중심(center of mass)의 이동 변위(좌우, 수직), 최대 속도(좌우, 수직) 및 최대 가속도(좌우, 수직)를 산출하여 분석에 활용하였다.

6. 자료처리

본 연구의 목적을 달성하기 위하여 각 보행 조건 별로 3분 15초 동안의 보행 데이터를 수집한 뒤 앞의 1분을 제외 한 초기(1분~1분15초), 중기(2분~2분15초), 말기(3분~3분 15초) 15초씩 총 45초의 데이터를 분석에 활용하였으며, Visual3D Software(C-motion, USA)를 사용하여 분석하였다. 수집된 자료는 2차 저역 통과필터(low-pass filter)를 사용하여 3차원 위치 데이터 수집 과정에서 발생하는 노이즈를 제거하였으며, 이때 차단 주파수(cut-off frequency)는 6 Hz로 설정하였다. 통계 처리는 SPSS 25.0 Software (IBM, USA)를 사용하여 수집된 3차원 동작분석 데이터의 평균과 표준편차를 산출한 뒤 이원 반복측정 분산분석(two-way repeated measure ANOVA)을 실시하였으며, 유의수준은 $\alpha = .05$ 로 설정하였다.

III. 연구결과

1. 시공간 보행변수

내리막 경사와 인지 과제수행에 따른 시공간 보행변수의 차이를 분석한 결과는 <표 1>과 같다. 보행의 시간 변인(stance time, swing time, step time)과 분속 수(cadence)는 경사도에 따른 차이가 나타났으며, 내리막 보행 시 평지보다 보행시간이 감소하고 분속 수가 증가하였다($p < .05$). 또한, 과제수행에 따른 입각기 시간과 보장은 차이가 나타났으며, 과제 보행이 일반 보행 시보다 입각기 시간과 보장이 감소하는 것으로 나타났다. <그림 3>과 같이 보장(step length)은 경사도와 과제수행에 따른 상호작용 효과가 나타났으며, 평지에서 과제수행 시 더 크게 보장이 감소하는 것으로 나타났다($p < .05$). 유각기 및 보 시간, 분속수, 보간의 경우 과제 수행에 따른 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았지만 평지에서는

일반보행보다 과제보행을 수행하였을 때 유각기 및 보 시간이 감소하고 분속수가 증가하는 경향을 나타냈으며, 내리막에서는 과제 보행 시 미세하게 증가하는 경향을 보였다.

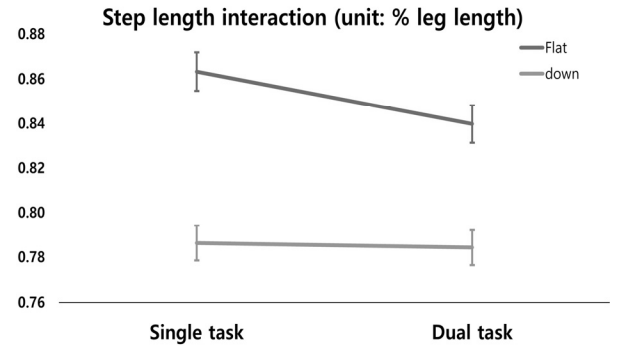


그림 3. 내리막 경사와 과제수행에 따른 보장(step length)의 상호작용 효과

2. 하지관절 가동범위

내리막 경사와 인지 과제수행에 따른 하지관절 가동범위의 차이를 분석한 결과는 <표 2>와 같다. 하지관절 가동범위는 경사도와 과제수행에 대한 상호작용 효과가 나타나지 않았다. 경사도에 따른 고관절 가동범위는 평지보다 내리막 보행 시 고관절의 가동범위가 감소하는 것으로 나타났다($p < .05$). 반면, 경사도에 따른 무릎관절과 발목관절 가동범위는 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았지만, 내리막이 평지에 비해 무릎관절 가동범위가 증가하는 경향을 보였고, 발목관절 가동범위는 감소하는 경향을 보였다. 또한, 과제수행에 따른 무릎관절과 발목관절 가동범위는 과제 보행이 일반 보행 시보다 무릎관절과 발목관절의 가동범위가 감소하는 것으로 나타났다($p < .05$).

표 1. 시공간 보행변수

Variable (unit)	Ground	Task		Interaction			Ground			Task		
		No Task	Task	p	n^2	β	p	n^2	β	p	n^2	β
Stance time (sec)	Flat	0.79±0.06	0.76±0.06	.06	.19	.48	.02*	.29	.72	.01*	.37	.86
	Downhill	0.71±0.07	0.70±0.06									
Swing time (sec)	Flat	0.37±0.02	0.37±0.02	.21	.09	.23	.05*	.20	.52	.62	.01	.08
	Downhill	0.35±0.02	0.35±0.02									
Step time (sec)	Flat	0.57±0.04	0.56±0.04	.07	.18	.46	.02*	.25	.64	.07	.17	.44
	Downhill	0.53±0.04	0.53±0.04									
Cadence (step per minutes)	Flat	104.79±6.45	107.18±7.02	.06	.19	.49	.02*	.28	.70	.11	.14	.36
	Downhill	114.70±8.97	114.48±7.36									
Step length (% leg length)	Flat	86.32±15.91	83.97±15.54	.01*	.38	.89	.34	.05	.15	.01*	.47	.97
	Downhill	78.62±14.69	78.42±14.83									
Step Width (% leg length)	Flat	16.89±4.49	17.11±3.81	.66	.01	.07	.25	.07	.20	.95	.01	.05
	Downhill	19.16±3.94	18.99±3.99									
Step angle (deg)	Flat	5.37±5.06	5.51±4.86	.20	.09	.25	.40	.04	.13	.13	.12	.33
	Downhill	2.93±4.05	4.44±4.88									

* $p < .05$

표 2. 하지관절 가동범위

(unit: deg)

Variable	Ground	Task		Interaction			Ground			Task		
		No Task	Task	p	n°	β	p	n°	β	p	n°	β
Hip ROM	Flat	39,32±2,64	38,91±2,79	.67	.01	.07	.01*	.70	1,00	.41	.04	.13
	Downhill	28,82±4,16	28,68±4,63									
Knee ROM	Flat	61,70±5,26	59,55±5,17	.40	.04	.13	.36	.05	.14	.01*	.45	.95
	Downhill	64,31±8,61	62,94±9,04									
Ankle ROM	Flat	29,05±8,14	27,04±6,42	.18	.10	.26	.11	.13	.35	.03*	.23	.60
	Downhill	23,76±4,53	23,25±5,21									

* $p < .05$

* ROM: Range of motion

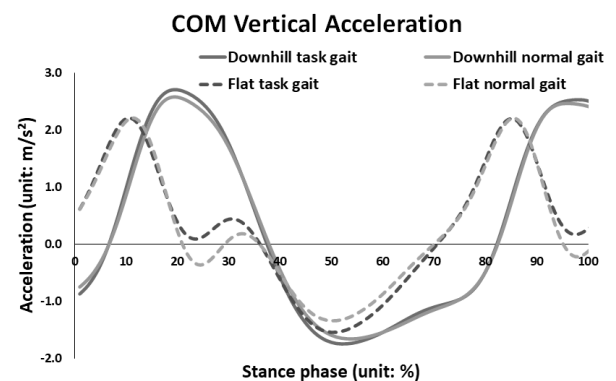
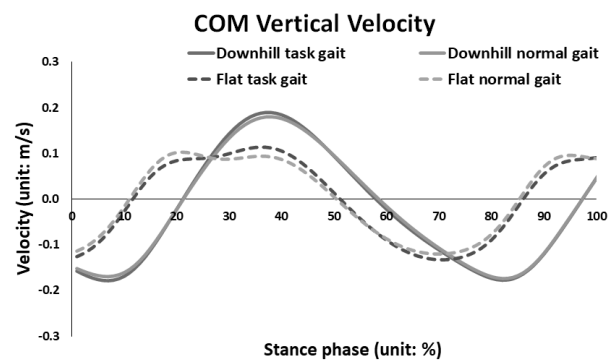
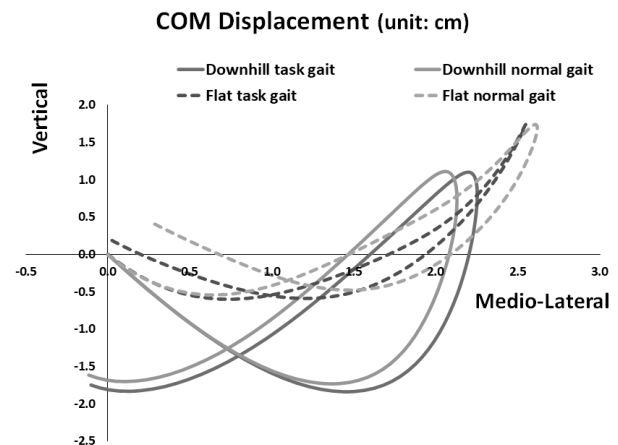
3. 신체 질량중심 제어

내리막 경사와 인지 과제수행에 따른 신체 질량중심 제어의 차이를 분석한 결과는 <표 3>과 같다. 신체 질량중심 제어는 경사도와 과제수행에 대한 상호작용 효과가 나타나지 않았다. 신체 질량중심의 수직 이동 변위 및 최대 수직 속도 및 가속도는 경사도에 따라 차이가 나타났으며, 좌우의 이동 변위, 속도, 가속도는 차이가 나타나지 않았다. 사후검정 결과, 평지보다 내리막 보행 시 신체 질량중심의 수직 이동 변위와 최대 수직 속도 및 가속도가 증가하는 것으로 나타났다($p < .05$, 그림 4). 과제 수행에 따른 신체 질량중심 제어 변인은 유의한 차이를 나타내지 않았지만, 좌우, 수직 이동변위와 속도 및 가속도에서 과제를 수행하였을 때가 더 큰 값을 보였다.

표 3. 신체 질량중심(COM; center of mass) 제어

Variable (unit)	Ground	Task		Interaction			Ground			Task		
		No Task	Task	p	n°	β	p	n°	β	p	n°	β
COM 좌우 이동변위 (cm)	Flat	3,11 ±0,75	3,15 ±0,69	.61	.01	.08	.28	.07	.19	.27	.07	.19
	Downhill	2,74 ±0,64	2,86 ±0,63									
COM 수직 이동변위 (cm)	Flat	2,43 ±0,72	2,63 ±0,68	.71	.01	.07	.04*	.22	.57	.09	.15	.39
	Downhill	3,14 ±0,72	3,26 ±0,66									
COM 최대 좌우 속도 (m/s)	Flat	0,12 ±0,03	0,13 ±0,02	.93	<.01	.05	.97	.01	.05	.06	.18	.47
	Downhill	0,12 ±0,02	0,13 ±0,02									
COM 최대 수직 속도 (m/s)	Flat	0,15 ±0,03	0,16 ±0,04	.67	.01	.07	.01*	.39	.90	.07	.17	.44
	Downhill	0,21 ±0,05	0,22 ±0,04									
COM 최대 좌우 가속도 (m/s ²)	Flat	0,73 ±0,17	0,77 ±0,14	.99	<.01	.05	.11	.14	.35	.12	.13	.35
	Downhill	0,84 ±0,17	0,88 ±0,12									
COM 최대 수직 가속도 (m/s ²)	Flat	2,50 ±0,74	2,67 ±0,63	.89	<.01	.05	.02*	.27	.70	.16	.11	.28
	Downhill	3,27 ±0,76	3,42 ±0,62									

* $p < .05$



* COM: Center of mass

그림 4. 내리막 경사와 과제수행에 따른 신체질량중심 변위, 수직 속도 및 수직 가속도

표 4. 보행 가변성 지수(CV)

(unit: %)

Variable	Ground	Task		Interaction			Ground			Task		
		No Task	Task	p	n°	β	p	n°	β	p	n°	β
Stance time	Flat	2.81±0.91	2.68±0.75	.17	.10	.27	.65	.01	.07	.47	.03	.11
	Downhill	2.40±0.81	2.79±0.86									
Swing time	Flat	2.75±0.95	2.99±1.00	.42	.04	.12	.78	.01	.06	.05*	.21	.53
	Downhill	2.73±0.97	3.27±1.35									
Step time	Flat	2.65±0.83	2.65±0.71	.15	.11	.29	.74	.01	.06	.14	.12	.31
	Downhill	2.47±0.70	3.04±0.98									
Cadence	Flat	2.65±0.82	2.65±0.68	.14	.12	.31	.74	.01	.06	.14	.12	.31
	Downhill	2.48±0.70	3.02±0.96									
Step length	Flat	3.38±1.49	3.70±1.74	1.00	.01	.05	.57	.02	.09	.23	.08	.22
	Downhill	3.77±1.45	4.09±1.70									
Step width	Flat	12.96±5.65	12.74±5.79	.67	.01	.07	.22	.08	.23	.87	.01	.05
	Downhill	9.77±4.45	10.24±5.23									
Step angle	Flat	9.33±35.93	6.19±27.82	.11	.14	.36	.24	.08	.21	.07	.18	.46
	Downhill	56.72±98.63	13.44±35.27									
Hip ROM	Flat	2.68±1.05	2.60±0.98	.34	.05	.15	.01*	.34	.82	.21	.09	.23
	Downhill	4.97±2.42	4.40±1.58									
Knee ROM	Flat	2.32±1.04	2.54±1.02	.39	.04	.13	.29	.06	.18	.31	.06	.17
	Downhill	2.96±1.37	2.98±1.17									
Ankle ROM	Flat	8.66±5.11	7.28±4.19	.84	.01	.06	.87	.01	.05	.01*	.31	.77
	Downhill	8.86±3.64	7.66±3.13									

* $p < .05$

* ROM: Range of motion

4. 보행 가변성 지수

내리막 경사와 인지 과제수행에 따른 보행 가변성을 분석한 결과는 <표 4>와 같다. 보행 가변성은 경사도와 과제수행에 대한 상호작용 효과가 나타나지 않았다. 하지관절 각도 중 고관절 가동범위 가변성은 경사도에 따른 차이가 나타났으며, 평지보다 내리막 보행 시 고관절 가동범위 가변성이 증가하는 것으로 나타났다($p < .05$). 발목관절 가동범위 가변성의 경우 과제수행에 따른 차이가 나타났으며, 과제 보행이 일반 보행보다 발목관절의 가동범위 가변성이 감소하는 것으로 나타났다($p < .05$). 또한, 과제수행에 따른 유각기 시간 가변성에서도 차이가 나타났는데, 과제 보행이 일반 보행 시보다 유각기 시간 가변성이 증가하는 것으로 나타났다($p < .05$). 또한, 통계적으로 유의한 차이가 나타나지는 않았지만, 보장 및 보각을 제외한 시공간 보행변수의 가변성은 내리막이 평지보다 일반보행 시 가변성이 감소하는 패턴을 보이고, 과제보행은 비교적 증가하는 패턴을 보였다.

IV. 논의

본 연구에서는 경사도 및 인지 과제수행에 따른 시공간 보행변수, 하지관절 가동범위, 보행 가변성 및 신체 질량중심 제어 변인을 제시하고, 이를 통해 경사도와 인지 과제수행에 따른 보행 패턴의 차이를 분석하였다. 먼저 시공간 보행변수의 차이를 분석한 결과, 내리막 보행이 평지에서보다 보행시간 변인의 길이가 짧아짐에 따라 분속 수가 증가하였다. 또한, 인지 과제수행에 따라 입

각기 시간과 보장이 감소하였으며, 평지조건이 내리막보다 인지 과제수행에 따른 보장(Step length)이 더 크게 감소하는 상호작용 효과가 나타났다. 이러한 결과는 Hausdorff et al.(2008)의 연구에서 이중과제 보행 시 보행 속도와 유각기 시간이 감소하는 연구 결과와 상이하게 나타났다. 일반 보행의 경우 인지적 기능을 요구하는 이중과제 보행을 수행할 때 보행능력이 감소하게 되어 보행 속도가 줄어드는 패턴을 나타내지만(Umker et al., 2012), 트레드밀 보행의 경우 능동적인 보행 속도의 조절이 불가능하며 평지에서는 비교적 능동적인 제어가 가능한데 비해 내리막 조건은 높은 수준의 인지기능을 요구하는 것으로 예상된다(Amboni et al., 2013). 따라서, 이러한 결과는 트레드밀을 이용한 고정속도의 내리막 보행에서 보폭 감소를 통해 안정성을 유지하기 위한 보행 전략을 수행함에 따라 입각기 시간과 보 시간도 감소 되는 것으로 판단된다. 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았지만, 평지에서 인지 과제수행 시 일반보행보다 짧은 보행시간을 나타냈고, 분속 수가 증가하는 경향을 보였다. 반면, 내리막에서는 두 조건 모두 비슷한 값을 나타냈다. 이는 내리막 보행의 경우 인지기능이 보다 요구되기 때문에 내리막 지면에서 보행을 수행하는 것 자체를 과제의 한 유형으로 간주하게 되어 과제 유무와 상관없이 보행능력이 감소한 것으로 판단된다. 보간의 경우 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았지만, 과제수행 시 보간이 증가하는 경향을 보였으며, 평지보다 내리막 조건에서 과제수행에 따른 변화가 증가하는 경향을 나타냈다. 이러한 결과는 평지에서보다 내리막 지면에서 더 높은 인지기능을 요구하기 때문에 앞서 나타난 보행능력 감소 패턴과 동일하게 나타난 것으로 판단되며, 내리막 경사로 인한 신체의 불

안정성을 최소화하기 위해 보간을 증가시키고 기저면(area of support)을 넓혀 균형을 유지하기 위한 전략으로 판단된다. 이와 같은 결과는 비장애 아동에 비해 인지기능이 저하된 장애아동의 보행에서 안정성을 향상시키기 위한 기전으로 보간을 증가시키는 변화를 참고해 볼 수 있을 것이다(최법권 등, 2011).

하지관절 가동범위의 경우 경사도에 따른 고관절 가동범위는 내리막 보행 시 고관절의 가동범위가 감소 되는 것으로 나타났다. 무릎관절과 발목관절 가동범위의 경우 경사도에 따른 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았지만, 내리막 경사에서 무릎관절 가동범위가 증가하는 경향을 보였으며 발목관절 가동범위는 감소하는 경향을 보였다. 이러한 결과는 내리막 보행 특성상 무게중심이 전방에 치우치게 되므로 몸통을 세워 안정성을 유지하게 되는데(이준혁, 전해선, 김지현, 박주희, & 윤혜빈, 2019), 이때 무릎을 굽혀 치우친 신체 중심을 낮추고 기저면을 넓게 확보한 채로 걷기 때문이라고 사료된다. 또한, 일반 보행보다 과제 보행 시 무릎관절과 발목관절의 가동범위가 감소하는 것으로 나타났다. 이는 이중과제 보행 시 안정성 저하로 인해 짧은 보폭의 보행형태를 나타내게 되는데, 이때 하지관절의 가동범위를 줄임으로써 신체의 균형을 유지 시키는 것으로 사료된다. 따라서, 최진승 등(2010)의 연구에서 평지 보행보다 안정성이 저하되는 경사로 보행 시 하지관절의 가동범위가 감소하는 결과를 지지하는 것으로 나타났다.

신체 질량중심의 수직 이동 변위, 최대 수직 속도 및 최대 수직 가속도는 평지보다 내리막 보행 시 증가하는 것으로 나타났으며, 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않은 좌우 이동 변위는 내리막 경사에서 감소하는 경향을 보였다. 우정현 등(2016)은 성인집단의 보행에서 내리막 경사가 증가하는 경우 신체 중심의 수직 변위가 유의하게 증가하였으며 노인 집단에서는 차이가 나타나지 않은 결과를 보고하였다. 이는 내리막 경사 보행 시 평지 보행보다 보장을 줄임으로써 신체 좌우 흔들림 감소와 수직 이동 변위 증가를 통해 안정성을 유지하기 위한 방어적 보행을 수행하는 것으로 생각된다. 따라서, 내리막 지면 자체가 갖는 물리적 변화(예: 경사도)에 의해 보행 시 무게중심의 수직 방향의 특성에 주로 영향을 주었다고 판단되어진다. 한편, 통계적으로 유의하지 않았으나 과제가 부여된 조건에서는 무게중심의 변위와 속도가 약간 증가하는 경향을 보였음에도 불구하고 본 연구의 통제된 속도에 의해 최대한 안정된 신체의 조절능력을 유지하려는 경향으로 결국, 무게중심의 패턴에는 큰 차이를 나타내지 않는 것으로 사료된다.

보행 가변성의 경우 내리막 보행 시 고관절 가동범위의 가변성이 증가하였으며, 과제수행 시 발목관절 가동범위 가변성이 감소하였다. 내리막 보행 시 안정성을 유지하기 위해 신체 중심을 낮추고 무릎관절의 굴곡 각도를 증가시키며(Prentice, Hasler, Groves, & Frank, 2004; Lay, Hass, & Gregor, 2006), 몸통은 균형을 유지하기 위해 신전된다(Leroux, Fung, & Barbeau, 2002; Vrieling et al., 2008). 따라서, 내리막 경사 보행 시 전방으로 치우친 신체 중심으로부터 균형을 유지하기 위해 몸통을 신전시켜 안정성을 확보하고, 무릎관절 굴곡에 의해 대퇴 분절이 움직이기 때문에 고관절 가동

범위 증가로 인하여 가변성도 증가하는 것으로 판단된다.

또한, 과제 보행 시 발목관절 가동범위의 가변성이 감소하였다. Boonyong, Siu, Donkelaar, Chou, & Woollacott(2012)는 조심스러운 보행을 하기 위해 과제보행 시 보폭을 감소시켜 안정성을 유지한다고 보고하였으며, Pinto, Salazar, Hennig, EKerr, & Pagnussat (2020)는 안정성을 유지하기 위해 이중과제 보행 시 하지의 관절 가동범위를 제한한다고 하였다. 따라서, 보폭 감소에 의해 발목관절의 가동범위가 제한됨으로써 가변성 역시 감소되는 것으로 생각된다.

또한, 과제수행에 따른 보행시간의 가변성은 유각기 시간이 증가하였으며, 입각기 및 보행시간 가변성은 유의한 차이가 나타나지 않았다. 입각기 시간 가변성은 주로 보행 시 사용되는 근육의 반복적이고 순차적인 수축과 이완의 영향을 많이 받게 되어 보행 동작에서 나타나는 근육축 메커니즘을 자동적으로 반영하는 반면, 유각기 시간 가변성은 주로 균형 제어 능력에 따라 영향을 받기 때문에 보행 속도가 변하는 경우 가변성이 증가할 수 있다(Toledo et al., 2005). 또한, 본 연구의 결과에서 각 보행시간의 가변성이 독립적인 형태를 나타낸다는 Grabiner, Biswas, & Grabiner(2001)와 Hausdorff, Herman, Baltadjieva, Gurevich, & Giladi(2003)의 연구에서 보행시간 가변성이 각각 독립적인 패턴을 나타내는 결과를 지지한다.

V. 결론 및 제언

본 연구의 목적은 내리막 경사에 따른 인지 과제수행이 보행 패턴에 미치는 영향을 규명함으로써, 보행 중 인지 과제 부여에 따른 보행지수와 동작 변화, 무게중심의 안정성 및 보행의 가변성 분석을 통해 낙상 위험을 예측하고 상해 예방 방법을 제시하는 데 목적이 있다. 본 연구를 통해 얻어진 결론은 다음과 같다.

첫째, 내리막 경사는 평지에 비해 불안정한 지면의 특성을 가지기 때문에 보폭(step length)과 보행시간(stance time, swing time, step time)이 감소되고 분속 수(cadence)가 늘어났다. 과제수행 시에도 단일 보행보다 입각기 시간(stance time)이 감소하였으며, 주의력이 요구되는 내리막 지면에서 일반 보행을 수행할 때에도 발보 시간(stance time)이 감소하였다. 둘째, 내리막 보행 시 전방으로 치우친 무게 중심으로부터 안정성을 유지하기 위한 전략으로 신체중심을 낮춰 걷기 때문에 고관절의 가동범위를 제한시키는 것으로 나타났다. 또한, 이중과제 보행 시 안정성을 확보하기 위하여 무릎관절과 발목관절 가동범위를 감소시키는 것으로 나타났다. 셋째, 내리막 경사 보행 시 보장을 감소시켜 신체질량중심의 좌우 변위를 제한함으로써 수직 이동 변위를 증가시키고 이에 따라 최대 수직 속도 및 최대 수직 가속도가 증가하였다. 넷째, 내리막 보행 시 신체 질량중심의 수직 이동 변위 증가로 인하여 고관절 가동범위의 가변성이 증가하였다. 또한, 이중과제 수행 시 보폭 감소에 의해 발목관절 가동범위를 제한하여 가변성이 감소되었으며, 균형유지 능력 감소에 의해 유각기 시간 가변성이 증가하였다.

본 연구결과를 종합해보면, 내리막 경사 보행은 지면 자체를 과제의 형태로 인식하게되어 내리막 경사에서 일반 보행과 이중과제 보행은 모두 조심스러운 보행을 수행하는 것으로 나타났다. 따라서, 내리막 보행 시 더 높은 주의력 및 집행능력을 포함한 인지기능을 요구하는 것으로 보이며, 낙상 위험을 최소화하기 위한 방법으로 근골격계 훈련 외에도 집행기능/주의력, 처리속도를 포함한 인지기능 향상 훈련 및 인지 프로그램 개발을 통해 보행 기능을 개선할 수 있을 것이다. 이를 바탕으로 후속연구에서는 속도를 제한하지 않은 연속적인 보행에 대한 분석이 이루어져야 할 것이며, 정상 인지기능을 가진 대상이 아닌 K-MoCA 점수가 23점 미만으로 나타난 인지능력이 저하된 성인이나 노인에게 인지 과제훈련을 적용한 후속연구가 이루어지기를 기대한다.

참고문헌

- 강미애, & 백용매. (2014). 주관적 기억 장애와 정도 인지 장애의 신경인지기능 특성 비교. *J Korean Geriatr Soc*, 18(1), 7-15.
- 김선필, 원문학, & 이민형. (2001). 운동역학: 미끄럼 발생에 따른 보행 동적 특성 연구. *한국체육학회지*, 40(2), 821-831.
- 김현애, & 서교철. (2013). 이중 과제유형에 따른 순환 과제훈련이 만성 뇌졸중 환자의 보행수행 능력에 미치는 영향. *대한물리학회지*, 8(3), 407-415.
- 방대혁, 이영찬, & 봉순녕. (2012). 만성 뇌졸중 환자의 트레드밀 훈련에서 인지적 이중과제훈련이 보행 능력에 미치는 영향. *대한고유수용성신경근축진법학회지*, 10(1), 25-33.
- 우정현, & 박상균. (2016). 트레드밀 내리막 보행을 이용한 노인 낙상 관련 위험요인의 운동역학적 분석. *한국체육학회지*, 55(2), 643-655.
- 이준혁, 전해선, 김지현, 박주희, & 윤혜빈. (2019). 내리막 경사로 트레드밀 걷기 훈련이 흉추 뒤굽음각의 흉추각도와 흉추기립근 활성도에 미치는 영향. *한국전문물리치료학회지*, 26(2), 1-7.
- 조웅, 김형수, 노창균, 박범진, & 김명조. (2016). 경사각에 따른 고령자 보행의 하지운동 패턴 변화 분석. *한국사회체육학회지*, 64, 917-930.
- 채원식. (2006). 롤러 신발과 조깅 슈즈 신발 착용 후 보행 시 지면반력의 형태 비교 분석. *한국운동역학회지*, 16(1), 101-108.
- 최범권, 김미영, & 임비오. (2011). GAITRite 보행분석시스템을 이용한 다운중후군 아동의 보행특성 분석. *한국특수체육학회지*, 19(4), 123-134.
- 최진승, 강동원, 문경률, 방운환, & 탁계래. (2010). 평지와 고르지 않은 지면 경사로 보행 시 고령자와 젊은성인의 운동학적 요인 비교. *한국운동역학회지*, 20(1), 33-39.
- Alexander, N., Strutzenberger, G., Ameshofer, L. M., & Schwameder, H. (2017). Lower limb joint work and joint work contribution during downhill and uphill walking at different inclinations. *Journal of Biomechanics*, 61, 75-80.
- Amboni, M., Barone, P., & Hausdorff, J. M. (2013). Cognitive contributions to gait and falls: evidence and implications. *Movement Disorders*, 28(11), 1520-1533.
- Ansai, J. H., Andrade, L. P., Rossi, P. G., Takahashi, A. C., Vale, F. A., & Rebelatto, J. R. (2017). Gait, dual task and history of falls in elderly with preserved cognition, mild cognitive impairment, and mild alzheimer's disease. *Brazilian Journal of Physical Therapy*, 21(2), 144-151.
- Beauchet, O., Dubost, V., Herrmann, F., Rabilloud, M., Gonthier, R., & Kressig, R. W. (2005). Relationship between dual-task related gait changes and intrinsic risk factors for falls among transitional frail older adults. *Aging Clinical and Experimental Research*, 17(4), 270-275.
- Castaneda, A. E., Tuulio-Henriksson, A., Marttunen, M., Suvisaari, J., & Lönnqvist, J. (2008). A review on cognitive impairments in depressive and anxiety disorders with a focus on young adults. *Journal of Affective Disorders*, 106(1-2), 1-27.
- Cerhan, J. R., Folsom, A. R., Mortimer, J. A., Shahar, E., Knopman, D. S., McGovern, P. G., et al. (1998). Correlates of cognitive function in middle-aged adults. *Gerontology*, 44(2), 95-105.
- Cohen, J. A., Verghese, J., & Zwerling, J. L. (2016). Cognition and gait in older people. *Maturitas*, 93, 73-77.
- Chaubey, V., Kumar, C., & Kapoor, S. (2021). Gait parameters during backward walking in healthy elderly: A comparative study during different types of dual tasks. *European Journal of Molecular, & Clinical Medicine*, 7(11), 6454-6474.
- Frenkel-Toledo, S., Giladi, N., Peretz, C., Herman, T., Gruendlinger, L., & Hausdorff, J. M. (2005). Effect of gait speed on gait rhythmicity in Parkinson's disease: variability of stride time and swing time respond differently. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, 2(1), 1-7.
- Grabner, P. C., Biswas, S. T., & Grabner, M. D. (2001). Age-related changes in spatial and temporal gait variables. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 82(1), 31-35.
- Grabner, M. D., & Troy, K. L. (2005). Attention demanding tasks during treadmill walking reduce step width variability in young adults. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, 2(1), 1-6.
- Gualtieri, C. T., & Johnson, L. G. (2006). Reliability and validity of a computerized neurocognitive test battery, CNS Vital Signs.

- Archives of Clinical Neuropsychology*, 21(7), 623-643.
- Hausdorff, J. M., Herman, T., Baltadjieva, R., Gurevich, T., & Giladi, N. (2003). Balance and gait in older adults with systemic hypertension. *American Journal of Cardiology*, 91(5), 643-645.
- Hausdorff, J. M., Schweiger, A., Herman, T., Yogev-Seligmann, G., & Giladi, N. (2008). Dual-task decrements in gait: contributing factors among healthy older adults. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, 63(12), 1335-1343.
- Hill, M. W., Hosseini, E. A., McLellan, A., Price, M. J., Lord, S. R., & Kay, A. D. (2020). Delayed Impairment of postural, physical, and muscular functions following downhill compared to level walking in older people. *Frontiers in Physiology*, 11, 1300.
- Hunter, L. C., Hendrix, E. C., & Dean, J. C. (2010). The cost of walking downhill: Is the preferred gait energetically optimal?. *Journal of Biomechanics*, 43(10), 1910-1915.
- Ijmker, T., & Lamoth, C. J. (2012). Gait and cognition: the relationship between gait stability and variability with executive function in persons with and without dementia. *Gait & Posture*, 33(1), 126-130.
- Jayakody, O., Breslin, M., Stuart, K., Vickers, J. C., & Callisaya, M. L. (2020). The associations between dual-task walking under three different interference conditions and cognitive function. *Gait & Posture*, 82, 174-180.
- Ko, H. E., Kim, J. W., Kim, H. D., Jang, Y. S., & Chung, H. (2013). Construction validity of the MoCA-K to MMSE-K, LOTCA-G in the community living elderly. *Journal of the Korea Academia-Industrial Cooperation Society*, 14(1), 312-320.
- Latt, M. D., Menz, H. B., Fung, V. S., & Lord, S. R. (2009). Acceleration patterns of the head and pelvis during gait in older people with Parkinson's disease: a comparison of fallers and nonfallers. *Journals of Gerontology Series A: Biomedical Sciences and Medical Sciences*, 64(6), 700-706.
- Lee JY, Lee DW, Cho SJ, Na DL, Jeon HJ, Kim SK, et al.(2008). Brief screening for mild cognitive impairment in elderly outpatient clinic: validation of the korean version of the montreal cognitive assessment. *Journal of Geriatric Psychiatry and Neurology*. 21(2):104-10.
- Martin, K. L., Blizzard, L., Wood, A. G., Srikanth, V., Thomson, R., Sanders, L. M. et al.(2013). Cognitive function, gait, and gait variability in older people: a population-based study. *Journals of Gerontology Series A: Biomedical Sciences and Medical Sciences*, 68(6), 726-732.
- Menz, H. B., Lord, S. R., & Fitzpatrick, R. C. (2003). Age-related differences in walking stability. *Age and Ageing*, 32(2), 137-142.
- O'Shea, S., Morris, M. E., & Iansek, R. (2002). Dual task interference during gait in people with Parkinson disease: effects of motor versus cognitive secondary tasks. *Physical Therapy*, 82(9), 888-897.
- Park, G. Y., Yeo, S. S., Kwon, Y. C., Song, H. S., Lim, Y. J., Ha, Y. M. et al. (2020). Changes in Gait Parameters and Gait Variability in Young Adults during a Cognitive Task While Slope and Flat Walking. *In Healthcare*, 8(1), 30. Multidisciplinary Digital Publishing Institute.
- Piitulainen, H., Kulmala, J. P., Mäenpää, H., & Rantalainen, T. (2020). The gait is less stable in children with cerebral palsy in normal and dual-task gait. *Gait and Posture*, 81(Suppl 1).
- Pirker, W., & Katzenschlager, R. (2017). Gait disorders in adults and the elderly. *Wiener Klinische Wochenschrift*, 129(3), 81-95.
- Sidaway, B., Anderson, J., Danielson, G., Martin, L., & Smith, G. (2006). Effects of long-term gait training using visual cues in an individual with Parkinson disease. *Physical Therapy*, 86(2), 186-194.
- Sparrow, W. A., Bradshaw, E. J., Lamoureux, E., & Tirosh, O. (2002). Ageing effects on the attention demands of walking. *Human Movement Science*, 21(5-6), 961-972.