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

체육학 석사 학위논문

한 발 서기 과제에서 이중과제 간섭이 예비자세조절에 미치는 비대칭적 영향

2019년 2월

서울대학교 대학원

체육교육과

조 신 의

한 발 서기 과제에서 이중과제 간섭이 예비자세조절에 미치는 비대칭적 영향

지도 교수 김 선 진

이 논문을 체육학 석사 학위논문으로 제출함
2018년 11월

서울대학교 대학원
체육교육과
조 신 의

위 원 장 _____ 박 재 범 _____ (인)

부위원장 _____ 안 주 은 _____ (인)

위 원 _____ 김 선 진 _____ (인)

국 문 초 록

한 발 서기 과제에서 이중과제 간섭이 예비자세조절에 미치는 비대칭적 영향

조 신 의

서울대학교 대학원

체 육 교 육 과

본 연구의 목적은 다음과 같이 구분되어 진다. 첫째, 건강한 성인이 수행하는 한 발 서기 과제에서 나타나는 예비자세조절을 다리의 우세성과 인지과제의 난이노에 따라 분석하는 것이다. 둘째, 이러한 예비자세조절을 수행함에 있어 자세적 평형을 유지하기 위한 관절 수준의 협응구조를 살펴보는 것이다. 모집된 20~30 대 성인 남성 16 명 중 13(나이: 25.62±3.36; 신장: 176.54±5.91; 체중: 74.60 ± 8.22)명이 본 실험과제를 수행하였다. 다리의 우세성과 인지과제의 난이도에 따라 6 가지 조건을 수행하였으며, 수집된 압력중심과 관절의 각위치는 운동학적, 운동역학적 분석에 사용되었다. 비우세발-이중과제 조건이 우세발-단일과제 조건보다 예비자세조절 시작이 늦고, 크기가 작다는 것을 확인하였으며, 이는 예비자세조절 기간이 길어지는데 영향을 주었다. 또한 주성분 분석을 통해

인지과제의 난이도가 높아질 수록 주성분 1 에 의해 설명되는 분산의 양이 증가하여 유의한 주성분의 개수가 감소하는 결과를 야기하였다. 이와 같은 결과를 통해 한 발 서기 예비자세조절 구간에서 다리의 우세성과 인지과제의 난이도에 따라 중추신경계는 자세적 평형을 유지하기 위해 다른 전략을 수립하는 것으로 보여진다. 따라서, 이러한 결과는 자세적 비대칭을 고려해야하는 운동학습, 임상적 평가에 중요한 학술적 근거를 제공할 수 있다고 사료된다.

주요어 : 예비자세조절, 이중과제 간섭, 비대칭성, 주성분 분석

학　번 : 2017-23172

목차

I. 서론 **1**

1. 연구의 필요성 **1**

2. 연구의 목적 **6**

3. 연구 가설 **6**

4. 연구의 제한점 **6**

5. 용어의 정리 **7**

1) 한발서기 7

2) 우세발과 비우세발 7

3) 예비자세조절 8

4) 이중과제 간섭 9

5) 관절간 협응구조 9

II. 이론적 배경 **10**

1. 정보처리 이론 **10**

1) 정보처리 이론의 개념 10

2) 정보처리 단계 11

3) 기억의 형태 13

2. 다이나믹 시스템 이론 **14**

1) 다이나믹 시스템 이론의 개념 14

2) 협응의 원리 15

3. 자세조절 **16**

1) 자세의 평형과 안정성 16

2) 예비자세조절 18

4. 주의 **20**

1) 주의 이론 20

2) 이중과제 21

III. 연구방법 **23**

1. 연구 대상 **23**

2. 실험도구 및 측정방법 **23**

1) 실험도구 23

2) 측정방법 25

3. 실험 절차 **28**

1) 사전검사 28

2) 실험도구 배치 및 3차원 공간 설정 31

3) 실험과제 32

4. 실험설계 **35**

5. 자료 분석 **35**

1) 노이즈 제거 36

2) 주요변인 산출방법 37

6. 통계 분석 **40**

1) 예비자세조절의 운동역학적 분석 40

2) 예비자세조절의 관절간 협응구조 40

IV. 연구 결과 **42**

1. 사전검사 **42**

1) Waterloo Footedness Questionnaire-Revised(WFQ-R) 42

2) 한 발 서기 43

3) 웩슬러 지능검사(숫자폭 거꾸로 외우기) 43

2. 예비자세조절의 운동역학적 분석 44

1) 예비자세조절 시작 44

2) 예비자세조절 크기 46

3) 예비자세조절 기간 48

4) 예비자세조절 속도 49

5) 예비자세조절 상관관계 51

3. 예비자세조절의 운동학적 분석 53

1) 예비자세조절의 주성분 개수 53

2) 주성분으로부터 설명된 분산 55

3) 예비자세조절의 주성분 적재값(계수) 58

V. 논의 61

1. 우세성에 따른 예비자세조절 61

2. 인지과제 난이도에 따른 예비자세조절 63

3. 예비자세조절 변수간 상관관계 64

4. 주성분 분석 64

VI. 결론 및 제언 66

1. 결론 66

2. 제언 66

참고 문헌 68

Abstract 85

표 목차

[표 1] **27**

[표 2] **30**

[표 3] **34**

[표 4] **35**

[표 5] **39**

[표 6] **43**

[표 7] **43**

[표 8] **44**

[표 9] **45**

[표 10] **46**

[표 11] **48**

[표 12] **50**

[표 13] **54**

[표 14] **54**

[표 15] **55**

[표 16] **59**

그림 목차

[그림 1]..... 24

[그림 2]..... 25

[그림 3]..... 26

[그림 4]..... 29

[그림 5]..... 31

[그림 6]..... 313

[그림 7]..... 37

[그림 8]..... 38

[그림 9]..... 45

[그림 10]..... 47

[그림 11]..... 49

[그림 12]..... 51

[그림 13]..... 52

[그림 14]..... 52

[그림 15]..... 53

[그림 16]..... 56

[그림 17]..... 57

[그림 18]..... 58

Ⅰ. 서론

우리는 일어서기, 걷기와 같은 일상생활에서 행해지는 다양한 동작을 의식적인 주의 없이 자동적으로 수행하며 살아간다. 그러나 운동선수들이 보여주는 수준 높은 운동기술 뿐만 아니라 삶을 영위하기 위한 기본적인 운동기술들은 실제로 복잡한 협응의 원리에 의해서 생성된다(김선진, 2009). 혼자서 일어서기까지 천 번 이상을 넘어지는 영아, 노화로 인해 거동이 불편한 노인, 수술 이후 재활운동에 참여하는 환자, 장애인 등 기본적 삶의 자율성을 영위하고자 우리가 의식적 노력 없이도 수행하는 동작을 학습하기 위해 수많은 과정과 연습이 요구된다. 이들에게 경제적이고 효율적인 운동학습 방법을 제시하고, 적용하기 위해서는 다양한 조건에서의 운동기술의 협응 기전이 연구되어야 한다.

1. 연구의 필요성

자세의 평형이란 안정성을 지속적으로 유지해 가는 과정으로 일상생활을 영위해 나가거나 목표지향적 운동기술을 수행하는데 있어 필수적 요소이다 (Cohen, Blatchly & Gombash, 1993).

인류는 두 발을 사용한 수직자세의 안정성을 바탕으로 걷기, 뛰기와 같은 이동운동기술을 수행하면서 자세의 평형을 유지하고, 자유로운 양팔을 사용한 물체조작능력의 발달을 통해 진화해왔다. 하지만 인간의 직립자세는 높은 인체의 질량중심(center of mass: COM), 상대적으로 작은 기저면(base of support: BOS), 그리고 COM과 BOS 사이에 형성된 많은 관절의 작용으로 인

해 불안정한 해부학적 특성을 갖고 있다(Santos, Kanekar & Aruin, 2010; Aruin, 2016). 따라서 수직자세의 평형은 기저면내에 COM이 위치하고, 압력중심(center of pressure: COP)과 기계적인 상호작용이 요구되며(Santos et al., 2010), 이를 평가하기 위해 다양한 형태의 직립 동작들이 측정된다.

이 중에 한 발 서기(one-leg stance)는 자세의 안정성을 평가하는 대표적인 과제로 사용되고 있다. 한 발 서기는 예비자세조절 구간인 동적균형단계와 이후 정적균형단계로 구성되며 각각 피드포워드(feedforward), 피드백(feedback) 메커니즘으로 구별된다(Massion, 1992; Claudino, dos Santos & Santos, 2013; Bonora et al., 2017). 특히 한 발 서기 동작을 수행하기 위한 균형조절 능력은 걷기, 장애물 넘기, 계단 오르기 등과 같은 일상생활에서 요구되는 개인적 자율성과 삶의 질 만족을 위한 필수 요소이다(Jonsson, Seiger & Hirschfeld, 2004; Chomiak, Pereira & Hu, 2015). 즉, 불연속적, 폐쇄 운동기술인 한 발 서기의 안정성은 걷기와 뛰기 등과 같은 계열적, 연속적, 그리고 개방 운동기술을 성공적으로 수행하기 위한 필요조건이라는 것을 말해준다.

또한 측정의 간편성과 평가의 활용성이 높기 때문에 Berg Balance Scale(Berg, Wood-Dauphinee, Williams & Maki, 1992), Ataxia Test Battery(Graybiel & Fregly, 1966), 그리고 Balance Evaluation System test(Horak, Wrisley & Frank, 2009) 등과 같은 평형성 평가를 위한 임상적 척도에서 한 발 서기를 이용한 항목을 포함하고 있다. 이러한 측정의 결과는 노화 및 정형학적, 신경학적 손상이 자세조절 능력에 미치는 영향(Springer, Marin, Cyhan, Roberts & Gill, 2007; Hertel & Olmsted-Kramer, 2007; Chomiak, Pereira, & Hu, 2015), 재활 및 훈련을 통한 학습효과(Verhagen et al., 2005)를 나타내는 수단으로 활용되고 있으며 평형능력 및 낙상 위험의 지표로 활용된다(Vellas et al., 1997).

이러한 한 발 서기를 수행하기 위해서는 예비자세조절(anticipatory postural

adjustments, APAs)이 선행되어야 한다. 예비자세조절은 계획된 움직임으로 발생하는 신체 내외적 방해(perturbation)가 예상될 때, 이를 최소화하는 중추신경계(central nervous system, CNS)의 전략으로써, 수의적 움직임 이전에 발생한다(Bouisset et al., 2000; Aruin, 2002). Jonsson 등(2004)은 한 발 서기 과정에서 두 발에서 한 발로의 전환(transition)이라는 동적균형능력은 일상생활을 포함한 많은 운동과제에서 요구되며 선행연구에서 정적균형능력에 집중한 결과의 유용함에 의문을 제시하였다. 한 발 서기는 한쪽 발이 지면에서 떨어지기 전 COM이 기저면을 벗어나는 것을 보완하기 위해 COP는 들어올리는 발로, COM은 지지발로 향한다. 이로 인해 기저면의 변화에도 평형을 유지할 수 있다(Yiou, Hussein & Larue, 2012; Dingenen, Staes & Janssens, 2013). 따라서 많은 선행연구에서 예비자세조절의 기간(duration)과 크기(amplitude)를 산출하는 기준으로 COP를 사용하여 예비자세조절이 선행되는 한 발 서기, 보행시작(gait initiation)에서와 같이 두 발에서 한 발로의 전환(transition)과정에 대한 연구가 활발하게 진행되었다.

이러한 선행연구의 결과로 기저면의 크기와 같은 기계적 요인(Yiou, Hamaoui & Le Bozec, 2007), 근육계의 능력과 피로와 같은 신경생리적요인(Kanekar, Santos & Aruin, 2008), 감정상태와 낙상에 대한 두려움과 같은 심리적 요인(Naugle, Hass, Joyner, Coombes & Janelle, 2011; Yiou, Deroche, Do & Woodman, 2011), 반응시간과 이중과제 조건과 같은 인지적 요인(Cohen, Nutt & Horak, 2011; Sun, Guerra & Shea, 2015; de Souza Fortaleza et al., 2017), 그리고 축구 슈팅 동작과 같은 스포츠 상황(Mornieux, Gehring, Fürst & Gollhofer, 2014) 등 다양한 조건에서 나타나는 한 발 서기의 예비자세조절 연구가 이루어져 왔다. 또한 유아(Palluel, Ceyte, Olivier & Nougier, 2008), 노인(Mickelborough, Van Der Linden, Tallis & Ennos, 2004), 비만(Cau et al., 2014), 다발성 경화증(Jakob,

Remšak, Jazbec, Ledinek & Rot, 2017), 파킨슨병(Bonora et al., 2017; Schlenstedt, Mancini, Horak & Peterson, 2017), 뇌졸중(Sharma, McMorland & Stinear, 2015), 뇌성마비(Stackhouse et al., 2007) 등 노화 및 신체적, 발달적 특성 뿐만 아니라 질병으로 인해 영향을 받는 것으로 나타나고 있다. 즉, 예비자세조절의 생성 및 변화는 개인(organism), 과제(task), 그리고 환경(environment)의 상호작용 속에서 이루어진다는 것을 말해주고 있다. 최근 예비자세조절 훈련이 자세조절 능력의 효율적인 학습 방법으로 제시되고 있어 그 중요성이 더욱 강조되고 있다(Kanekar & Aruin, 2015; Jagdhane, Kanekar & Aruin, 2016; Aruin, 2016).

하지만 건강한 성인을 대상으로 한 연구에서의 과제 수행은 피험자가 선호하는 혹은 연구자가 지정한 사지만을 사용하여 진행되었다. 이러한 절차는 양쪽 사지의 대칭성을 가정한 것으로, 그 이유는 비대칭적 예비자세조절은 병적 증상에 의한 손상으로 간주되어 왔기 때문이다(Bensoussan, Mesure, Viton & Delarque, 2006; Tokuno & Eng, 2006; Chisholm, Perry & McIlroy, 2011). 하지만 건강한 성인의 경우에도 양쪽 사지의 비대칭적 예비자세조절의 결과(Yiou & Do, 2010; Rigoberto, Toshiyo & Masaki, 2010; Dessery, Barbier, Gillet & Corbeil, 2011)가 제시되면서 예비자세조절의 대칭성에 관한 일반적인 결론은 정립되지 않은 것으로 사료된다.

우리의 일상생활과 스포츠 경기 상황에서는 자세적 과제(postural task)뿐만 아니라 읽기, 대화, 시각탐색 등과 같이 인지적 과제(cognitive task)의 수행이 요구된다. 일상생활에서 이러한 두 과제는 동시에 발생하고, 스포츠 상황 또한 다양한 과제를 동시에 수행해야한다(Huxhold, Li, Schmiedek & Lindenberger, 2006). 하지만 인간의 주의 자원(attentional resource)은 한정적이기 때문에 목표한 과제의 수행을 위해 두 과제에 적절한 주의 할당(allocation)이 요구된다(Shumway-Cook & Woollacott, 2000; Kuczyński, Szymańska, & Bieć, 2011). 이중과

제 패러다임(dual-task paradigm)은 이러한 주의 할당과 이에 따른 수행의 변화를 조사하는 방법을 말한다. 이중과제란 별개의 목표를 갖는 두 가지 이상의 과제를 동시에 수행하는 것으로(Register-Mihalik, Littleton & Guskiewicz, 2013; McIsaac et al., 2015), 주의 자원 할당에 간섭(interference)을 일으켜 하나 혹은 두 과제의 수행의 감소를 야기하며, 이를 이중과제 간섭(dual-task interference)이라고 한다(Singer, Hausenblas & Janelle, 2001).

이러한 이중과제 조건은 실험실 상황을 탈피하여 현실상황을 반영한 실험조건으로 각광받고 있으며 자세조절과 작업기억 과제를 동시에 수행하는 이중과제 조건이 폭 넓게 연구되고 있다(Doumas, Rapp & Krampe, 2009; Kimura, Kaneko, Nagahata, Shibata & Aoki, 2017) 하지만 이중과제 간섭이 양쪽 사지에 각각 어떠한 영향을 미치는지에 대한 연구는 부족한 실정이다.

예비자세조절의 선행연구에서 나타난 제한점은 다음과 같다. 첫째, 한 발 서기와 같은 기본적인 운동기술 또한 실제로 복잡한 협응의 원리에 의해서 생성된다(김선진, 2009). Talarico 등(2017)은 동적자세조절의 전체적인 자세 시스템의 중요한 정보를 획득하기 위해서 운동학적(kinematic) 분석의 필요성을 강조했다. 하지만 한 발 서기 동작의 동적균형단계인 예비자세조절에서 나타나는 관절간 협응구조에 관한 연구는 부족한 실정이다. 둘째, 건강한 성인에서도 나타나는 예비자세조절의 비대칭적 현상에 대한 설명이 부족하다. 우세발과 비우세발의 비대칭적 자세조절은 병적 증상으로 간주되어 왔기 때문에 예비자세조절에서 나타나는 비대칭적 현상을 이해하는데 제한점을 갖고 있다. 셋째, 이중과제 간섭에 따른 예비자세조절의 변화에 대한 설명이 부족하다. 이중과제 간섭이 우세발과 비우세발에 각각 어떠한 영향을 주는지에 대한 설명이 부족하다.

이에 본 연구에서는 운동학적, 운동역학적 변인을 통해 예비자세조절에서

나타나는 관절간 협응구조를 살펴보고, 이중과제 간섭으로 인한 양측 사지의 비대칭적 현상을 규명하고자 한다. 이는 낙상 예방과 같은 자세의 안정성을 위한 운동학습 및 재활 프로그램 등에 있어 중요한 학술적 근거를 제공할 것이라 사료된다.

2. 연구의 목적

본 연구는 운동학적, 운동역학적 분석을 통해 하지의 우세성과 인지과제 난이도에 따른 예비자세조절 전략의 차이를 규명하는데 그 목적이 있다.

3. 연구 가설

본 연구의 목적을 달성하기 위하여 다음과 같은 연구 가설을 설정하였다.

1. 하지의 우세성과 인지과제 난이도에 따라 예비자세조절의 압력중심과 중력중심에는 차이가 있을 것이다.

2. 하지의 우세성과 인지과제 난이도에 따라 예비자세조절의 관절간 협응구조는 차이가 있을 것이다.

3. 연구의 제한점

본 연구는 다음과 같은 제한점을 가진다.

첫째, 본 연구는 과제수행은 지면반력기, 3차원 동작 촬영을 위해 실험실

상황에서 수행되었기 때문에 일상 및 스포츠 환경에서 나타나는 정보와 동일하다고 할 수 없는 외적 타당도에 한계가 있다.

둘째, 본 연구에서는 작업기억 용량 이외의 피험자 개개인이 가지고 있는 생리적 요인이나 심리적 요인은 완전하게 통제하지 못하였다.

셋째, 본 연구에서는 다양한 한 발 서기 동작을 포함하지 못하였다.

4. 용어의 정리

본 연구에서 주로 사용된 용어와 그에 대한 개념을 설명하면 다음과 같다.

1) 한발서기

본 연구의 실험과제인 한발서기는 두 발 직립자세 상태에서 양손을 반대편 가슴에 올려 놓은 뒤 동작 수행의 시작을 나타내는 자극이 제시되고 조건에 해당하는 다리를 들어 올려 hip, knee flexion 90도를 5초 유지하는 과제를 의미한다.

2) 우세발과 비우세발

사전검사에서 Revised waterloo Footedness Questionnaire(Elias et al., 1998)를 작성하여 1번에서 10번 항목 중 홀수 항목을 통해 우세발을 선정하고, 짝수 항목을 통해 비우세발을 정의할 것이다.

3) 예비자세조절

예비자세조절이란 목표 동작과 관련된 수의적 움직임이 나타나기 이전 예상적 수정을 통한 자세 안정화 전략이다(Bouisset et al., 2000; Aruin, 2002). 예비자세조절의 시작, 크기, 기간, 그리고 속도는 선행연구(Palluel et al., 2008; Yiou et al., 2010; Uemura ee al., 2012)를 참고하여 다음과 같이 설정할 것이다.

① 예비자세조절의 시작

동작 수행의 시작 자극이 제시된 시점(0초)을 기준으로 500msec 기간 전의 평균과 표준편차를 구하여 95% 신뢰구간을 산정한 뒤 COP_x 의 값이 신뢰구간을 벗어나는 첫번째 시점을 예비자세조절의 시작(APA onset)으로 설정할 것이다.

② 예비자세조절의 기간

예비자세조절 시작에서부터 발이 지면에서 떨어지기 전까지의 시간을 의미한다. 발이 지면에서 떨어지는 시점은 5th metatarsal head 마커의 움직임을 통해 확인할 것이다.

③ 예비비자세조절 크기

들어올리는 발이 지면에서 떨어지기 전 들어올리는 발의 방향에서 COP_x의 peak 값으로 설정할 것이다.

④ 예비자세조절 속도

드는 발에서 지지 발로 중력중심이 이동할 때 드는 발이 지면에서 떨어질 때의 중력중심의 속도로 산출할 것이다. 중력중심의 속도는 지면반력기에서 산출되는 힘(force)을 피험자의 체중으로 나누어 계산된 중력중심 가속도를 적분하여 산출할 것이다.

4) 이중과제 간섭

이중과제란 별개의 목표를 갖는 두 가지 이상의 과제를 동시에 수행하는 것으로(Register-Mihalik et al., 2013; McIsaac et al., 2015), 주의 자원 할당에 간섭(interference)을 일으켜 하나 혹은 두 과제의 수행의 감소를 야기하는 현상을 이중과제 간섭(dual-task interference)이라 한다(Singer at al., 2001). 본 연구에서는 선행연구(Rochester et al., 2014; Jakob et al., 2017)에서와 동일하게 단일과제와 이중과제의 수행의 변화율로 정의할 것이다.

5) 관절간 협응구조

예비자세조절 기간 동안의 관절간 협응구조를 살펴보기 위해 주성분 분석(principal component analysis, PCA)을 진행할 것이며, 9개의 주성분 중 Kaiser criterion(Kaiser, 1960)을 만족하는 주성분의 개수와, 주성분에 기여하고 있는 변인들의 적재값을 통해 협응구조를 나타낼 것이다(Ko & Newell, 2015).

Ⅱ. 이론적 배경

본 연구는 한발서기와 작업기억 과제를 동시에 수행하면서 나타나는 이중 과제 간섭이 예비자세조절 전략에 미치는 비대칭적 영향을 규명하고자 다음과 같은 이론적 틀과 선행연구들을 살펴보았다.

1. 정보처리 이론

1) 정보처리 이론의 개념

인간은 환경으로부터 수많은 자극을 받아들이며 능동적인 처리과정을 거친 후 행동으로 나타난다는 관점을 정보처리 관점(information processing approach)이라고 한다.

이처럼 인간 운동 행동의 내적 과정을 중요시하는 정보처리 이론은 Adams(1971)의 폐쇄회로(closed-loop) 이론에서 시작되었다. 폐쇄회로 이론은 인간의 모든 운동이 기억체계에 저장되어 있는 정확한 동작과 관련된 정보와 실제로 이루어진 동작 간의 차이를 수정하려는 노력에 의하여 이루어진다고 주장한다. 피드백(feedback)은 폐쇄회로 이론의 주요 개념으로 시각, 청각, 고유감각 등으로부터 수집된 정보가 중추신경계의 정보 처리 과정을 거쳐 수정 과정에 이용된다는 것이다. 운전을 하는 과정에서도 정해진 차선에 맞게 운전대를 조종하기 위해 시각 및 고유 감각 정보를 요구하듯 이는 피드백을 기반으로 한 정보 처리 이론이다. 그러나 피드백 정보의 통로인 구심성 신경을 차단한 후 나타나는 운동 현상과 피드백을 통한 동작의 수정과

정에 소요되는 정보처리 시간을 고려하였을 때 빠른 운동을 설명하지 못하는 한계점이 있다. 반면, 개방 회로(open-loop) 이론은 피드백 기반이 아닌 구조화된 운동 프로그램(motor program)에 의해 움직임이 발생됨을 강조한다. 빠른 움직임에 대한 설명이 제한점인 폐쇄회로 이론과는 달리 개방회로 이론은 상위 대뇌겉질에 저장되어 있는 운동 프로그램을 통해 동작에 필요한 움직임이 미리 계획되어 발생한다고 주장한다(James, 1891). 그러나 인간의 두뇌 용량에 대한 의문점과 전혀 경험해보지 못한 움직임을 수행할 수 있는 것에 대하여 설명하지 못하는 제한점이 있다.

이러한 제한점을 극복하기 위해 Schmidt(1975)는 인간 운동 행동의 적응성과 융통성을 설명할 수 있는 기전으로 일반화된 운동 프로그램(generalized motor program, GMP)을 근거로 한 도식 이론(schema theory)을 제안하였다. 도식 이론은 폐쇄회로 이론과 개방회로 이론의 장점만을 통합한 이론으로, 느리고, 빠른 움직임을 각각 폐쇄회로 이론과 개방회로 이론으로 설명한다. 도식 이론에서는 불변 매개 변수(invariant parameter)와 가변 매개 변수(variant parameter)에 따라 운동 프로그램이 변하기 때문에 인간의 움직임은 하나의 정형화된 움직임 패턴에서 다양한 매개 변수로 인해 여러 가지 형태로 발생된다는 이론이다(Whitacre & Shea, 2000; Whitacre & Shea, 2002). 이러한 도식 이론도 맥락에 따른 중력의 변화, 근육의 피로 등과 같이 환경과 동작 시스템이 갖게 되는 변화 요소를 고려하지 못하여 복잡한 인간 운동행동을 설명하기에는 문제점이 많다는 지적이 제기되고 있다.

2) 정보처리 단계

정보처리 접근은 인간을 외부 환경에서 들어오는 많은 정보에 대한 능동

적인 정보처리자로 간주한다. 이러한 처리과정은 감각과 지각 단계, 반응선택 단계, 반응실행 단계로 구분하며 각 단계에 따라 정보를 처리할 수 있는 능력에 차이가 있다.

감각과 지각(sensation and perception) 단계는 환경으로부터 정보 자극을 받아들이고 확인하는 과정으로 시각, 청각, 촉각 등과 같은 다양한 감각 기관을 통해 받아들인 정보를 분석하여 의미를 부여하는 과정이다. 감각과 지각 단계의 기능은 환경의 정보 자극에 대한 탐지(stimulus detection)와 유형에 대한 인식(pattern recognition) 기능이다. 특히 스포츠 상황에서 유형의 인식 기능은 운동기술의 수준에 따라 환경 정보를 포착하는 능력이 다르다. 이 단계에서는 감각 정보가 병렬적으로 처리되며 선택적 주의가 가능하다. 이는 스트룹 효과(stroop effect)와 칵테일 파티(cocktail party)현상을 통해 나타난다(Keele, 1972; cherry, 1953).

반응선택(response selection) 단계는 자극에 대해 확인을 완료한 후 자극에 어떻게 반응해야 할지를 결정하는 단계다. 즉, 감각과 지각 단계에서 병렬적으로 처리된 정보를 활용하여 반응을 결정하는 단계로, 학습과정에 따라 통제적 처리(controlled processing)에서 자동적 처리(automatic processing)로 변화한다. 학습 초기 단계에 나타나는 통제적 처리는 주의가 요구되며 계열적인 처리과정이 이루어지지만 학습이 진행됨에 따라 의식적으로 노력하지 않아도 많은 정보를 동시에 처리할 수 있다.

정처리의 마지막 단계인 반응실행(response execution) 단계는 실제로 움직임을 생성하기 위하여 운동 체계를 조직하는 단계로, Henry와 Rogers(1960)의 연구를 시작으로 움직임 요소의 수, 움직임의 정확성 요구량, 동작시간 요인 등과 같은 과제의 복잡성에 따른 변화를 규명하는 노력이 진행되고 있다(Christina, 1992; Sidaway, 1995; Hart & Reeve, 2007). 이 연구들에서 공통적으로

제시된 실험의 증거로는 복잡한 과제일수록 운동을 계획하는 데 더 많은 시간이 소요된다는 것이다.

3) 기억의 형태

운동수행과 기억(memory)의 관계에 대한 연구는 주로 정보처리 관점에 입각하여 이루어졌으며, 인간의 운동행동 모형을 개념화하는데 기초가 되었다. 기억은 시간의 흐름 속에서 획득한 정보를 지속적으로 보유하고 활용할 수 있는 역량을 말한다. 이러한 기억은 보유할 수 있는 정보의 양과 시간, 또는 저장된 정보의 유형에 따라 몇 가지로 구분할 수 있다.

Atkinson과 Shiffrin(1968, 1971)에 의해 제시된 다중저장 모델(multistore model)은 보유할 수 있는 정보의 양과 시간에 따라 감각기억(sensory memory), 단기기억(short-term memory), 장기기억(long-term memory)의 형태로 정보 저장고를 구분하였다. 이러한 정보 저장고는 지각, 시연, 부호화, 인출과 같은 인지과정을 통해 한 저장소에서 다른 저장소로 옮겨진다. 감각기억은 환경에서 들어온 자극이 처리될 때까지 여러 가지 감각 시스템을 사용하여 정보를 잠시 유지하는 정보 저장고의 역할을 한다. 단기기억은 감각기억을 통해 들어온 정보를 처리하는 동안 정보를 유지하는 정보 저장고로, 감각 시스템에서 유입된 모든 정보를 처리할 수 없기 때문에 필요한 정보만을 선택하여 처리한다. Miller(1956)는 단기기억에서 처리할 수 있는 정보가 5에서 9개라고 주장하였다. 장기기억은 단기기억에 저장된 정보를 다양한 인지적 처리과정을 거쳐 영구적인 정보로 저장되는 저장고다. 이러한 장기기억은 용량에 제한이 없으며, 수많은 연습과 훈련을 통해 필요에 맞게 언제든 사용할 수 있다. 일반적으로 가지고 있는 지식, 학습을 통하여 축적된 사실과 의미는 모

두 장기기억에 저장되어 있다.

이러한 관점에서 Baddeley와 Hitch(1974)는 단기기억을 작업기억이라는 모델로 설명하며, 작업기억은 감각 시스템을 통해 받아들인 정보가 머무는 공간으로, 일정 시간 처리되지 않으면 바로 상실된다. 또한 작업기억은 장기기억을 수정하기 위하여 과거의 기억과 새로운 기억을 섞을 수 있는 활동 공간을 제공한다고 주장했다(Baddeley, 1981). 장기기억과는 달리 제한된 정보만을 보유할 수 있는 것으로 알려져 있는데, 이렇게 한정된 저장 용량을 측정하기 위해서 개발된 대표적 검사는 숫자폭 검사이다(Craik, 1991). 뇌활동 측정과 비침습적 자극을 통해 전전두엽(prefrontal cortex), 특히 배외측 전전두엽(dorsolateral prefrontal cortex)이 작업기억 과제 수행에 결정적인 역할을 하는 것으로 보고되고 있다(Grafman, 1994; Pascual-Leone & Hallett, 1994; d'Esposito et al., 1998; Jahanshahi et al., 1998; Mottaghy et al., 2000; Sauseng et al., 2004; Fregni et al., 2005).

2. 다이나믹 시스템 이론

1) 다이나믹 시스템 이론의 개념

운동 프로그램과 같은 인간의 기억표상만으로는 수많은 자유도(degree of freedom)를 가진 인간의 운동협응을 모두 설명할 수 없다는 문제가 제기됨에 따라 다이나믹 시스템 이론(dynamic system theory)이 대두되었다. 운동 계획에 기반을 둔 정보처리 이론과 대립하는 접근 방법으로(Clark & Crossland, 1985) 인간 운동행동의 비선형적인 특성과 환경, 유기체, 과제의 복잡한 상호작용을 설명하는 다이나믹 시스템 이론은 신경 생물학 시스템의 운동협응

을 이해하는데 적절한 모델을 제공해주고 있다. Van Gelder와 Port(1995)는 다이나믹 시스템을 수리적 위상공간 내에서 변화의 규칙을 갖는 상태로 정의하였다. 수리적 위상공간은 인간의 움직임에 대한 가설적인 모든 상태를 의미하며, 생물학 운동 시스템에서는 이를 협응 패턴으로 정의한다.

다이나믹 시스템 이론에서는 인간 운동 시스템이 자체적으로 가지고 있는 신체적 특성과 운동이 일어나는 환경의 중요성을 강조한다. Newell(1986)은 이러한 환경, 유기체, 과제를 인간의 운동행동을 제한하는 요소로 간주하고, 인간은 제한요소(constraint) 간의 상호작용 속에서 적절한 운동을 생성하게 된다고 주장했다. 여기서 유기체는 인간 개인의 다양한 특성을 의미하며, 키와 몸무게 같은 신체 형태적 특성뿐만 아니라 인지, 정서, 그리고 심리적 특성도 포함된다. 그리고 환경은 수행자의 물리적 또는 사회, 문화적 환경을 포함한다. 마지막으로 과제는 수행자가 수행하려는 과제 그 자체의 특성이 움직임 형태에 많은 제한을 가하게 된다. 인간의 협응은 이 세 가지 요소에 절대적인 영향을 받으며 운동 운동의 협응의 생성화 변화 과정 역시 이러한 제한요소의 작용과 매우 밀접한 관계가 있다.

다이나믹 시스템 이론은 기존 이론들이 주장한 대뇌겉질 수준의 신경활동뿐만 아니라 말초신경계와 근육의 활동, 관절 간의 역학적 관계 등 다차원적인 요인들의 상호작용 결과가 인간의 운동을 조절한다고 제시하고 있다.

2) 협응의 원리

다이나믹 시스템 이론가들은 다차원적 요인들 간의 상호작용을 통하여 나타나는 현상을 설명하기 위해 자기조직(self-organization)의 원리와 비선형성(nonlinearity) 원리의 개념을 사용한다. 자기조직의 원리는 바람, 물 온도의

특정 조건에서 비가 내리듯, 제한요소 간의 상호작용으로 어떤 상황이 적합해지면 특정 사지 움직임 유형이 저절로 나타난다는 것이다. Thelen과 Fisher(1982)는 보행 반사(stepping reflex)가 소멸된 영아가 중력이 소멸된 환경에서는 보행 반사가 나타난 결과를 통해 제한요소가 영아의 보행 반사 소멸과 발생에 중요한 영향을 미치고 있음을 주장했다. 비선형성의 원리는 시간에 따른 협응변화가 선형적인 경향을 보이지 않는 다는 것으로, 움직임 형태를 나타내는 질서 변수(order parameter)와 이러한 질서변수를 변화시키는 제어 변수(control parameter)에 의해 비선형적 협응 변화가 일어나는 것을 의미한다. Kelso(1984)는 반대 위상(anti-phase)으로 움직이는 양쪽 검지의 움직임이 특정 속도에서 같은 위상(in-phase)으로의 전환이라는 상변이(phase transition) 현상을 통해 속도라는 제어 변수가 특정 조건에서 상대위상이라는 질서변수를 변화시키며, 그 변화는 비선형적이라는 것을 밝혀냈다. 이러한 인간 움직임의 비선형성에 관한 연구 결과는 지속적으로 보고되고 있다(Kelso & Schöner, 1988; Harbourne & Stergiou, 2003; Ohgi et al., 2007).

3. 자세조절

1) 자세의 평형과 안정성

자세(posture)는 각 신체 분절의 상대적인 위치 혹은 공간상의 정렬을 의미하는 것으로(Kejonen, 2004), 자세 조절(postural control)은 다중 감각운동(multiple sensorimotor) 과정의 상호 작용으로부터 유도된 복잡한 운동 능력으로 간주된다(Horak & Macpherson, 1996). 자세 조절의 두 가지 주요 기능적 목표는 자세의 방향(orientation)과 평형(equilibrium)이다. 자세의 방향이란 중력,

기저면, 시각 환경 및 내부 참조(internal reference)와 관련한 신체 정렬의 능동적 조절을 포함하며, 자세 조절의 공간적 방향은 체성감각(somatosensory), 전정(vestibular) 및 시각(visual) 시스템에서 수렴된 감각 정보의 해석을 기반으로 이루어진다. 그리고 자세의 평형은 수의적인 움직임으로 인해 생성된 그리고 외부에서 유발된 자세적 방해(disturbance)로 인한 인체 질량중심의 동요(perturbation)을 안정화하기 위한 감각운동(sensorymotor) 전략의 협응을 의미한다.

Horak(2006)는 자세조절 시스템이 갖는 하위요소를 6가지로 분류하여 설명하였다. 첫째, 생체역학적 제약(Biomechanical constraints)으로 발이 형성하고 있는 기저면과 인체 질량중심의 이동범위를 의미한다. 균형장애 노인과 신경질환 환자의 경우 기저면 내에서 질량중심의 이동범위는 작고, 아주 작은 질량중심의 이동에도 보상전략이 나타난다(Crutchfield et al., 1989; McCollum & Leen, 1989). 둘째, 움직임 전략(movement strategies)으로 발목 전략(ankle strategy), 고관절 전략(hip strategy), 추가적인 스텝(taking a step) 전략으로 구분할 수 있다. 발목 전략은 견고한 표면과 작은 자세적 흔들림(sway)에서 사용되는 전략이며, 고관절 전략은 적절한 발목의 토크(torque)를 생성하지 못하거나 질량중심의 빠른 움직임이 요구되는 협소한 기저면에서 사용된다(Horak & Kuo, 2000). 추가적인 스텝은 보행과 외부에서 유발된 자세적 방해에 대한 기저면의 대응 전략으로, 낙상위험이 높은 노인의 경우 발목 전략보다 고관절 전략과 추가적인 스텝전략이 이루어진다(Maki et al., 2000). 셋째, 감각정보 전략(sensory strategies)으로 체성감각, 시각, 그리고 전정계의 감각정보가 통합되어 조직화된다. 견고한 표면과 밝은 조명 조건에서 체성감각(70%), 시각(10%), 전정감각(20%) 정보가 이용되지만(Peterka, 2002), 환경의 변화에 따라 상대적인 가중치는 변화한다. 이는 적절한 자세 반응을 이끌어

내기 위한 감각 정보의 비중을 재조정하여 수정하는 전략으로 간주된다(Horak, 2006). 넷째, 공간상의 방향(orientation in space)은 중력장 안에서 기저면과 신체 방향에 대한 내적 표상 간의 적응능력을 의미한다. 다섯째, 동적 조절(control of dynamics)는 보행과 같이 이동운동 중에 발생하는 질량중심과 기저면의 관계는 정적인 자세 조절과와 다른 전략이 사용된다. 마지막으로 인지적 처리(cognitive processing)은 자세 조절에 필요한 인지적 자원은 과제의 복잡성에 따라 증가하며, 이차적인 과제의 수행에 의한 자세 조절 수행의 손상을 의미한다(Camicioli et al., 1997; Teasdale & Simoneau, 2001)

2) 예비자세조절

빠른 움직임을 수행하거나 외부에서 발생된 방해(perturbation)에 대응해야 할 때, 목표 동작의 수의적인 움직임이 발생하기 이전에 중추신경계는 자세의 평성의 손실을 최소화하기 위한 전략을 수립한다. 이러한 전략은 러시아의 연구자 Belenkii 등(1967)에 의해 처음 소개된 예비자세조절(anticipatory postural adjustments, APAs)로서, 사지의 빠른 움직임을 수행하기 이전 다리와 몸통 근육과 같은 자세조절 근육의 활성화를 통해 밝혀졌다. 이후 예상된 방해에 대응 전략으로 근육의 힘, 모멘트를 생성하는 수단으로 논의되었다(Bouisset & Zattara, 1987; Ramos & Stark, 1990).

Aruin(2002)은 예비자세조절에 영향을 주는 요인을 세가지로 구분하여 설명하였다. 첫째, 예상되는 방해의 크기와 방향에 영향을 받는다. 예비자세조절은 예상된 방해와 반대 방향의 관절 토크 혹은 중력중심의 이동을 생성하며, 방해의 크기가 증가할수록 예비자세조절이 증가한다(Aruin & Latash, 1996). 둘째, 수의적 움직임으로 유발된 방해에 영향을 받는다. 모든 수의적 움직임

은 예비자세조절이 선행되며, 목표 동작에 해당하는 신체 분절의 무게와 속도에 영향을 받는다(Aruin & Latash, 1995; Horak et al., 1984). 셋째, 과제의 특성이다. 즉, 목표동작의 특성뿐만 아니라 환경의 안정성에 따라 예비자세조절은 변화한다(Nouillot et al., 1992).

예비자세조절에 대한 선행연구는 과제, 대상, 측정장비에 따라 분류할 수 있다. 우선 과제에 따른 분류는 다리의 움직임(Alekseev et al., 1979; Mouchnino et al., 1992), 몸통의 움직임(Oddsson & Thorstensson, 1987; Pedotti et al., 1989), 팔의 움직임(Riach at al., 1992; Aruin & Latash, 1995), 두발에서 한발로의 전환이 요구되는 보행시작(Lepers & Breniere, 1995; Mickelborough et al., 2004), 한발서기(Jonsson et al., 2004; Yiou et al., 2011) 그리고 축구 슈팅 동작과 같은 스포츠 상황(Mornieux et al., 2014) 등 다양한 움직임에서 나타나는 예비자세조절 연구가 이루어지고 있다. 대상에 대한 분류는 노인(Maki, 1993), 비만(Colné et al., 2008), 뇌졸중(Chang et al., 2010), 파킨슨병(Dick at al., 1989), 다운 증후군(Aruin & Almeida, 1997), 요추 통증(Jacobs et al., 2009), 하지 절단 환자(Aruin et al., 1997) 등에서 이루어졌으며 노화 및 질환으로 인한 예비자세조절의 손상이 나타났다. 마지막으로 측정장비에 대한 분류는 근전도 분석을 통한 근육의 활성화 측정(Aruin & Latash, 1995), 지면반력기(force platform)를 활용한 압력중심의 이동(Cohen et al., 2011), 관성센서(Bonora et al, 2017), 스마트폰(Rigoberto, 2010), 그리고 뇌전도(Saitou et al., 1996), 뇌기능 자기공명 영상(de Lima-Pardini et al., 2017), 경두개 자기 자극(Jacobs et al., 2009)과 같은 뇌활동 및 비침습적 자극을 통한 연구들이 진행되었다. 이러한 뇌활동 측정의 결과를 통해 보조운동영역(supplementary motor area, SMA)이 예비자세조절의 핵심 기능을 담당하는 것으로 밝혀졌다.

4. 주의

1) 주의 이론

주의 연구의 대표적 학자인 James(1980)는 동시에 여러 대안을 갖는 대상 혹은 생각 중 하나를 선택하여 분명하고 생생하게 마음속으로 간직하는 의식의 집중(concentration) 또는 초점(focus)이라고 정의하였다. 주의에 대한 특징은 다음과 같다. 첫째, 주의는 제한적이다. 이러한 특성은 인간이 정보를 받아들여 동시에 처리할 수 있는 능력에는 한계가 있다는 사실과 관련이 있다. 둘째, 주의는 선택적이다. 의도적인 선택을 통해 처리되는 정보를 변화시키거나 필요 없다고 생각하는 정보를 배제할 수 있다. 셋째, 주의는 각성과 관련이 있다. 주의란 환경 정보에 대해 예민하게 의식적인 활동을 상태를 의미한다. 주의를 기울여 처리할 수 있는 정보의 양에 한계가 있다는 사실에 주목하여 지금까지 주의와 관련된 다양한 이론들이 제시되었다.

단일통로 이론(single-channel theory)는 인간의 정보처리 체계가 단일통로로 구성되어 있다고 간주한 이론으로, 인간의 정보처리 체계가 단계별로 정보를 처리하기 위한 시간이 필요하므로 한 번에 제한된 수의 기능만 수행할 수 있다고 주장한다. 따라서 병목 현상이 정보처리과정 중 언제 발생하는지에 대해 많은 관심을 보였다(Deutsch & Deutsch, 1963; Norman, 1969). 이와 같이 단일통로 이론은 병목현상이 발생하기 이전까지는 많은 자극이 병렬적으로 처리될 수 있으며, 병목을 통과하게 되면서 하나의 자극만이 처리되다고 보고 있다. 하지만 인간은 동시에 두 가지 이상의 자극에 대하여 적절한 반응을 보일 수 있다는 제한점이 있다.

제한역량 이론은 제한역량을 초과하지 않는 한 두 개 이상의 과제를 동시

에 수행할 수 있다고 주장한다. 따라서 주의 때문에 발생하는 수행의 제한이 정보처리의 기능을 수행하는 데에 필요한 자원의 제한적인 유용성(limited availability of resources) 결과 때문이라는 관점이다. 이러한 관점은 자원의 제한의 발생 위치에 따라 중추자원 역량 이론과 다중 자원이론으로 구분할 수 있다. 중추 자원 역량 이론은 모든 인간 활동이 자원에 대하여 경쟁하는데, 이러한 자원은 중추적으로 저장되어 있다고 주장한다. 따라서 총체적인 주의 역량을 초과하게 되면 두 과제의 동시적 수행이 어렵다는 것을 의미한다. 다중 자원 이론은 인간이 제한된 역량은 몇 개의 정보 체계를 가지고 있다는 것으로 바라본다. 따라서 동시에 수행해야 하는 두 가지 과제가 서로 다른 자원을 포함할 때보다 공통 자원을 포함할 때 수행이 더 어려워진다는 것을 주장한다(Wickens, 1980).

2) 이중과제

자세 조절 과제와 인지활동 과제를 동시에 처리하면서 나타나는 수행의 변화는 다양한 대상과 신체적, 정신적 특성에 따라 다양하게 연구되어 왔다(Rahnama et al., 2010; Gabbett & Abernethy, 2012; Mikolajczyk & Jankowicz-Szymanska, 2015). 하지만 이중과제에 따른 변화는 대상과 과제 그리고 환경의 특성에 따라 다른 결과가 도출되며, 이를 설명하기 위한 이론적 모델은 다음과 같이 세가지로 구분할 수 있다.

첫째, 교차영역 경쟁 모델(cross-domain competition model)에서는 자세조절과와 인지적 활동의 동시적 수행이 주의 자원(attentional resource)의 경쟁을 유발한다고 가정한다. 따라서 분산된 주의 자원으로 인해 자세조절 수행의 감소를 의미하는 이중과제 간섭(dual-task interference)이 나타나며(Andersson et al,

1998; Maylor & Wing, 1996), 이러한 수행의 부정적 변화는 젊은 성인보다 노인에서 더 큰 차이가 나타난다고 설명한다(Pellecchia, 2003; Shumway-Cook & Woollacott, 2000). 하지만 이중과제로 인해 수행의 향상의 결과를 설명하지 못하는 한계점이 있다.

둘째, U자형의 비선형 상호작용 모델(u-shaped nonlinear interaction model)은 연령과 과제의 특성에 따라 나타나는 복잡한 상호작용을 설명하는 모델이다. 인지과제의 특성에 따라 자세조절 과제의 수행은 향상 혹은 감소할 수 있다는 관점으로, 인지과제의 난이도가 낮거나 높을 경우 자세조절 과제의 수행은 향상된다고 설명한다(Lacour et al., 2008). 이러한 개념은 이차과제로의 주의 집중 이동이 자세조절의 자동적 처리의 향상을 유발한다고 가정한다(McNevin & Wulf, 2002; Wulf et al., 2004). 하지만 연령에 따른 수행의 변화는 설명하지 못하는 한계점이 있다.

마지막으로, 과제 우선순위 모델(task prioritization model)은 대상과 과제 조건에 따라 두 가지 과제 중 한 과제를 우선적으로 선택한다는 개념으로 선택적 주의 할당을 의미한다. 젊은 성인의 경우 자세조절보다 인지과제를 우선시하는 “인지 우선(cognition first)” 전략으로 과제를 수행하지만, 노인 혹은 과제를 수행하는 환경이 불안정할 경우 자세의 안정성을 우선시하는 “자세 우선(posture first)” 전략이 나타난다(Shumway-Cook et al., 1997; Brown et al., 2002). 특히 자세조절 과제의 복잡성이 증가할수록 자세 우선 전략은 두드러지게 나타난다(Lajoie et al., 1993; Li et al., 2001).

Ⅲ. 연구방법

본 연구에서는 이중과제 간섭에 따른 우세발과 비우세발의 예비자세조절 전략 차이를 살펴보고자 한다. 이 차이를 규명하기 위하여 동작을 수행하는 발과 인지적 부하에 따른 6가지 조건에서 한발서기 과제를 실시할 것이다. 본 연구의 연구 대상, 실험 도구 및 측정 방법, 실험 절차, 실험 설계, 자료 분석, 통계 분석은 다음과 같이 진행할 것이다.

1. 연구 대상

연구 대상은 S대학에 재학중인 16명의 대학생으로 본 실험과 유사한 실험 참여 경험이 없고, 과제 수행에 영향을 미칠 수 있는 최근 6개월 이내의 정형학적 부상 및 신경학적 질병이 없는 일반 성인을 모집하였다.

2. 실험도구 및 측정방법

예비자세조절에서 나타나는 관절간 협응구조와 압력중심의 이동을 측정하기 위한 실험 도구 및 측정 방법은 다음과 같이 구성하였다.

1) 실험도구

① 영상 분석 시스템

본 실험에서 예비자세조절의 관절간 협응구조를 분석하기 위해 실시간으

로 동작을 촬영할 수 있는 적외선 카메라(Qualisys, Savebalden, Sweden) 8대를 사용하였다. L-shape reference와 T-shape calibration wand(길이: 60cm, 폭: 45cm)를 사용하여 공간 좌표 설정 후 실험 참가자의 신체에 부착되어 있는 직경 20mm의 구형 반사마커 16개를 측정하였다. 표본 추출 비율(sampling rate)은 100Hz(100 frame/sec)로 설정하였고, Qualisys Track Manager(QTM) 소프트웨어를 통하여 각 마커의 3차원 공간 좌표를 산출하였다<그림 1>.

그림 1. (좌) L-shape reference와 T-shape calibration wand, (우) Qualisys 적외선 카메라

② 지면반력 측정 시스템

예비자세조절에서 나타나는 압력중심(center of pressure, CoP)의 이동을 측정하기 위해 스트레인 게이지형인 지면반력기(Bertec, Columbus, OH, USA)를 사용하였다<그림 2>. 이 장치는 x축, y축, z축의 힘(Force)과 모멘트(moment) 성분을 동시에 측정하여, 전후(AP; anteroposterior), 좌우(ML; mediolateral) 방향에서의 예비자세조절 경로를 측정이 가능하다. 표본 추출 비율(sampling rate)은 100Hz(100 frame/sec)로 설정하였다.

그림 2. 지면반력 측정 시스템

2) 측정방법

① 관절 각도 산출

관절 각도 값을 산출하기 위한 마커의 위치는 <그림 3>과 같으며, 마커를 부착한 해부학적 위치는 <표 1>과 같다.

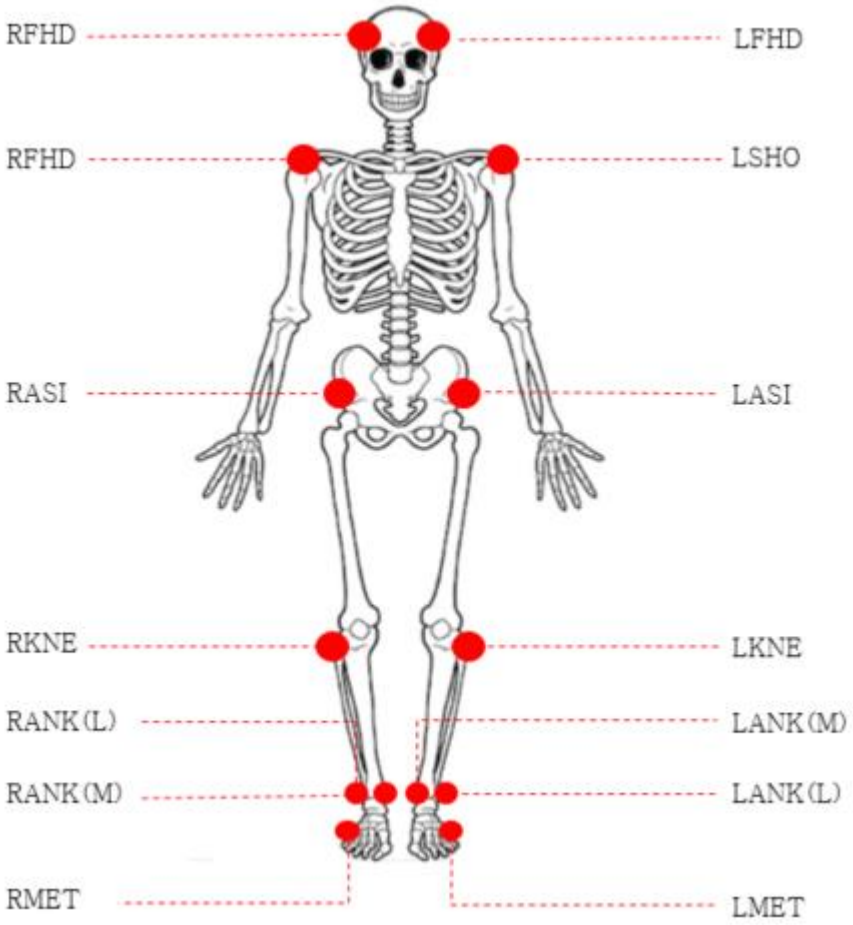

그림 3. 마커명과 부착위치

표 1. 마커의 해부학적 위치

마커명	해부학적 위치
RFHD	Located approximately over the right temple
LFHD	Located approximately over the left temple
RSHO	Placed on the right acromio-clavicular joint
LSHO	Placed on the left acromio-clavicular joint
RASI	Right anterior superior iliac spine
LASI	Left anterior superior iliac spine
RKNE	Placed on the lateral epicondyle of the right knee
LKNE	Placed on the lateral epicondyle of the left knee
RANK(M)	Right medial malleolus
RANK(L)	Right lateral malleolus
LANK(M)	Left medial malleolus
LANK(L)	Left lateral malleolus
RMET	Right 5th metatarsal head
LMET	Left 5th metatarsal head

적외선 카메라를 통하여 수집된 자료는 Qualisys Track Manager(QTM, Sweden) 프로그램을 사용하여 좌표화하였다. 피험자의 시선 방향을 Y축으로, 지면과 수직방향을 Z축으로 설정하였다. 영상 녹화 중간에 수집되지 않은 자료들은 QTM 프로그램의 복원작업을 거쳐 위치 및 속도 자료정보를 csv파일로 변환하여 저장하였다.

② 압력중심의 이동경로

한 발 서기 과제 시 예비자세조절의 압력중심을 측정하기 위하여 지면반력기 위에서 과제를 수행하였고, 과제를 수행하는 x, y, z 방향에 대한 힘(force), 모멘트(moment), 압력중심(center of pressure, COP) 값(F_x, F_y, F_z, M_x, M_y, M_z, COP_x, COP_y)을 산출하였다.

3. 실험 절차

한발서기과제에서 이중과제 간섭이 우세발과 비우세발의 예비자세조절에 미치는 영향을 살펴보기 위한 실험절차는 다음과 같이 진행하였다.

1) 사전검사

① 작업기억 용량 측정

개인간 작업기억 용량을 측정하기 위해 Wechsler Adult Intelligence Scale(WAIS)의 숫자폭 거꾸로 따라 외우기(digit span backward)를 수행하였다. 피험자는 의자에 앉아 3m 눈높이 전방에서 제시되는 무작위로 산출된 중복없는 일련의 숫자 배열을 기억한 뒤 역순으로 응답하는 과제로, 두 개의 숫자 배열을 시작으로 응답의 오류가 발생할 때까지 순차적으로 배열의 개수를 증가시켜 작업기억의 용량을 측정하였다. 가장 많은 배열에서 정확한 응답이 이루어진 개수를 작업기억의 용량으로 간주하였다. 또한 응답의 오류가 발생한 숫자의 배열 개수(인지+1 조건)와 절반 개수(인지1/2 조건)를 산출하였다. 측정된 개수는 각각 큰 인지부하 조건, 낮은 인지부하 조건에 활

용되었다. 제시되는 숫자의 자극제시 기간과 지연시간은 0.5초로 설정하였다 <그림 4>.

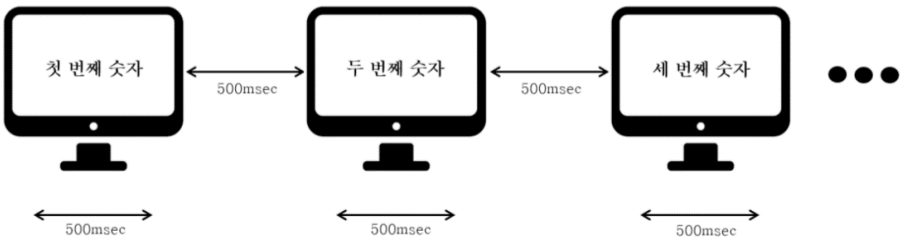

그림 4. 작업기억 측정 과정의 제극제시 및 지연시간

② 우세발과 비우세발 확인

우세발과 비우세발을 확인하기 위해 피험자는 Revised waterloo Footedness Questionnaire(Elias et al., 1998)를 작성하였다. 1번에서 10번 항목 중 홀수 항목을 통해 우세발을 선정하고, 짝수 항목을 통해 비우세발을 선정하였다. Revised waterloo Footedness Questionnaire의 예시는 <표 2>와 같다.

표 2. Revised waterloo Footedness Questionnaire

항목	질문	응답
1	정면에 놓인 공을 어느 발로 차겠습니까?	
2	한발로 서기 위해, 어느 발을 사용하겠습니까?	
3	모레를 평평하게 만들 때, 어느 발을 사용…	
4	의자 위를 올라갈 때, 어느 발을 사용…	
5	벌레를 발로 밟을 때, 어느 발을 사용…	
6	철도 위에서 한발로 균형을 잡을 때, 어느 발을…	
7	발가락으로 구슬을 잡아야 한다면, 어느 발로…	
8	한 발로 점프를 한다면 어느 발로…	
9	삽을 사용할 때, 어느 발로 삽을 밀어…	
10	짝다리를 짚을 때, 어느 발로 체중을 지지…	

③ 60초 한 발 서기

피험자의 우세발, 비우세발의 안정성의 차이를 확인하기 위해 60초 한 발 서기를 측정하였다. 맨발로 지면반력기 위에 올라선 피험자는 3m 앞에 제시되는 타겟을 응시하면서, 한 발로 60초 동안 균형으로 유지하는 과제를 실시하였다<그림 5>.

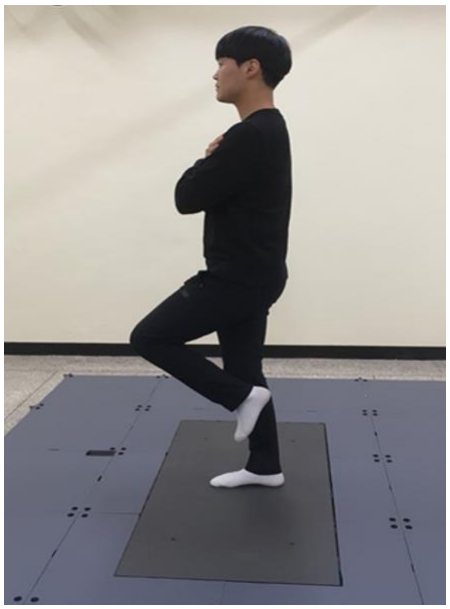

그림 5 사전검사 – 60초 한 발 서기

Variance(ML, AP), Mean power frequency(ML, AP), Root mean square error(ML, AP), Sample entropy(ML, AP), Total mean velocity, COP area를 통해 우세발과 비우세발의 한 발 서기 안정성을 확인하였다.

2) 실험도구 배치 및 3차원 공간 설정

본 실험과제를 수행하기 위해 충분한 공간을 확보하고 실험도구를 배치하였다. 3차원 공간 분석을 위해 8대의 적외선 카메라를 과제 수행 공간 모두 포함될 수 있도록 배치하였고, 지면반력기는 8대의 적외선 카메라의 촬영범위에 포함될 수 있도록 중앙에 배치하였다.

3차원 영상 분석을 위해 마커가 부착된 L-shape reference를 지면반력기를 기준으로 위치시킨 후 600.8mm 간격으로 마커가 붙어 있는 T-shape wand를 30초 동안 실험과제를 수행할 공간이 충분히 포함되도록 설정하였다. 영상분석기의 실시간 평균오차는 0.4~0.6mm 사이로 교정하였다. 또한 지면반력

기의 위치를 정의하기 위해 지면반력기 모서리에 마커를 부착하고, 이를 Qualisys Track Manager(QTM) 프로그램을 통해 지면반력기 위치를 설정하였다. 지면반력기 왼쪽 아래 모서리 부분이 (0, 0, 0)으로 설정하여 이 지점으로부터 위 혹은 우측으로 이동할수록 양의 수로 증가하도록 설정하였다.

3) 실험과제

본 실험 과제는 두 발 직립자세에서 한 발을 들어올리는 과제를 실시하였다. 지면반력기에 맨발로 올라선 피험자는 두 다리를 편안한 어때 너비만큼 위치시키고, '무게중심이 두 다리 가운데 안정적으로 놓여 있다고 생각될 때' 양손을 반대편 가슴에 올려놓을 것을 지시하였다. 전방 3m 앞의 모니터 화면을 바라보고, 체중을 양쪽 발에 균등하게 유지할 것을 지시하였다<그림 6>.

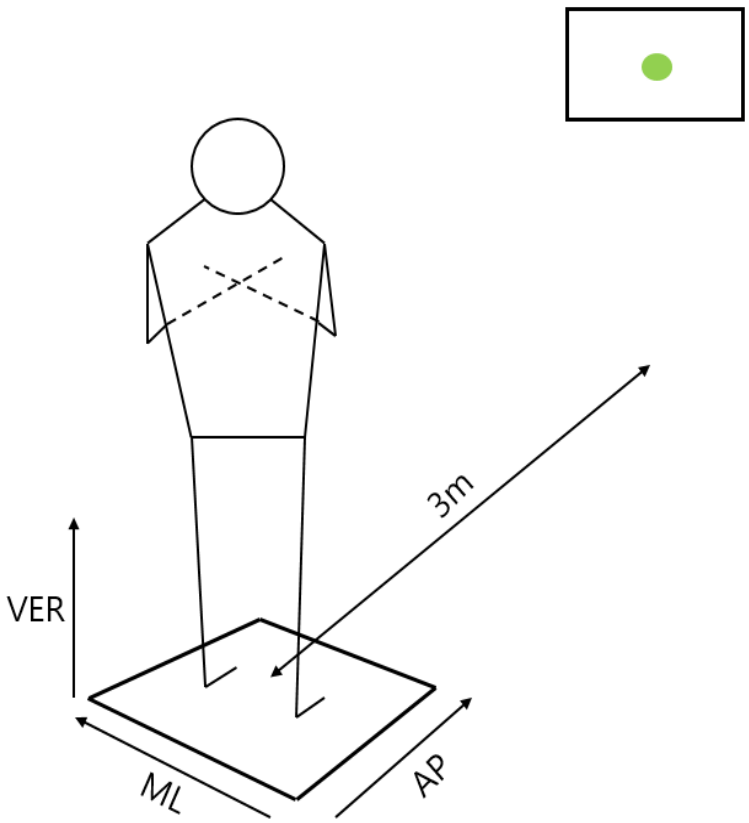

그림 6 과제수행 배치, ML: medio-lateral, AP: anterior-posterior, VER: vertical.

자신의 작업기억 용량에 따라 제시되는 일련의 숫자를 기억한 뒤, 후방에서 제시되는 청각신호(500Hz/40db)에 최대한 빠르게 반응하여 조건<표 3>에 해당하는 다리를 들어올려 hip, knee flexion 90도를 5초 이상 유지한다. 청각신호는 마지막 숫자가 제시된 후 5~10초 사이에 무작위로 제시되며 피험자는 다리를 들어올린 상태에서 제시된 숫자 배열을 역순으로 대답하여야 한다. 첫 과제 수행 시 두 다리의 위치를 기록하여 수행마다 동일한 위치에서 실시하였다. 피로에 의한 과제 수행의 영향을 방지하기 위하여 시행 간 1분, 조건 간 2분의 휴식이 이루어졌다. 순서효과(order effect)를 고려하여 6가지의

과제 조건은 무작위로 할당되며 조건 당 5회씩 수행하였다<표 3>. 피험자의 요청 혹은 5초 이상 한발서기를 유지하지 못할 경우에는 30초의 휴식 뒤 다시 과제를 수행하였다.

표 3 과제 조건

조건명	과제 수행 (Dual/Single)	들어올리는 다리 (Right/Left)	작업기억 부하 정도 (없음/낮음/높음)
ND.ST	Single task	ND	없음
D.ST	Single task	D	없음
ND.DT 1/2	Dual task	ND	낮음(1/2)
D.DT 1/2	Dual task	D	낮음(1/2)
ND.DT +1	Dual task	ND	높음(+1)
D.DT +1	Dual task	D	높음(+1)

자신의 작업기억 용량에 따라 제시되는 일련의 숫자를 기억한 뒤, 후방에서 제시되는 청각신호(500Hz/40db)에 최대한 빠르게 반응하여 조건<표 3>에 해당하는 다리를 들어올려 hip, knee flexion 90도를 5초 이상 유지한다. 청각신호는 마지막 숫자가 제시된 후 5~10초 사이에 무작위로 제시되며 피험자는 다리를 들어올린 상태에서 제시된 숫자 배열을 역순으로 대답하여야 한다. 첫 과제 수행 시 두 다리의 위치를 기록하여 수행마다 동일한 위치에서 실시하였다. 피로에 의한 과제 수행의 영향을 방지하기 위하여 시행 간 1분,

조건 간 2분의 휴식이 이루어졌다. 순서효과(order effect)를 고려하여 6가지의 과제 조건은 무작위로 할당되며 조건 당 5회씩 수행하였다<표 3>. 피험자의 요청 혹은 5초 이상 한발서기를 유지하지 못할 경우에는 30초의 휴식 뒤 다시 과제를 수행하였다.

4. 실험설계

한 발 서기를 비교 분석하기 위해 Two way repeated measure ANOVA(2 within-Subjects factors)를 사용하였으며, 독립변인은 과제를 수행하는 다리와 작업기억 과제의 난이도로 선정하였으며, 종속변인으로는 예비자세조절의 시작시간, 기간, 크기, 속도, 그리고 관절간 협응구조 그리고 한 발 서기 반응시간과 동작시간으로 선정하였다<표 4>.

표 4. 실험설계

독립변인	종속변인
수행하는 발의 우세성 <우세 다리 비우세 다리> 인지부하 정도 <없음 낮음 높음>	예비자세조절 <시작, 기간, 크기, 속도, 관절간 협응구조>

5. 자료 분석

본 연구는 한 발 서기 과제 수행에서 나타나는 예비자세조절을 측정하기

위해 3차원 영상 분석 시스템과 지면반력기를 사용하였으며, 표본추출비율은 100Hz로 자료를 수집했으며, 차단 주파수는 5Hz로 설정하였다. 30초 동안 3000 프레임의 자료를 받아 분석하였다. 자료 분석의 절차는 다음과 같이 진행하였다.

1) 노이즈 제거

본 연구에서는 영상 분석 시스템과 지면반력기를 통해 얻은 자료를 MATLAB 프로그램(Version 2018a, Mathworks, Inc., Natick, MA, USA)과 MS Excel 프로그램(Microsoft, USA)을 사용하여 분석하였다.

본 실험에서 나타나는 움직임의 프리퀀시에 대한 Spectral power 값을 확인하기 위해 고속푸리에변환(FFT; Fast Fourier Transformations)을 이용하였다. 차단 주파수(cut-off frequency)에 대한 설정은 인간의 움직임이 10Hz 이상으로 움직일 수 없다는 선행연구(Lanshammar, 1982; Larivière et al., 2001)와 동일한 동작을 수행한 선행연구(Adkin, Frank, Carpenter & Peysar, 2002; Dingenen et al., 2013)를 참고하여 5Hz로 선정하였다. 예비(pilot)조사 결과 5Hz 이상의 자료의 Power는 0에 가까웠으며<그림 7>, 이를 노이즈(noise)로 판단하여 버터워스저역 필터(4th order double pass Butterworth filter)를 통해 제거하였다.

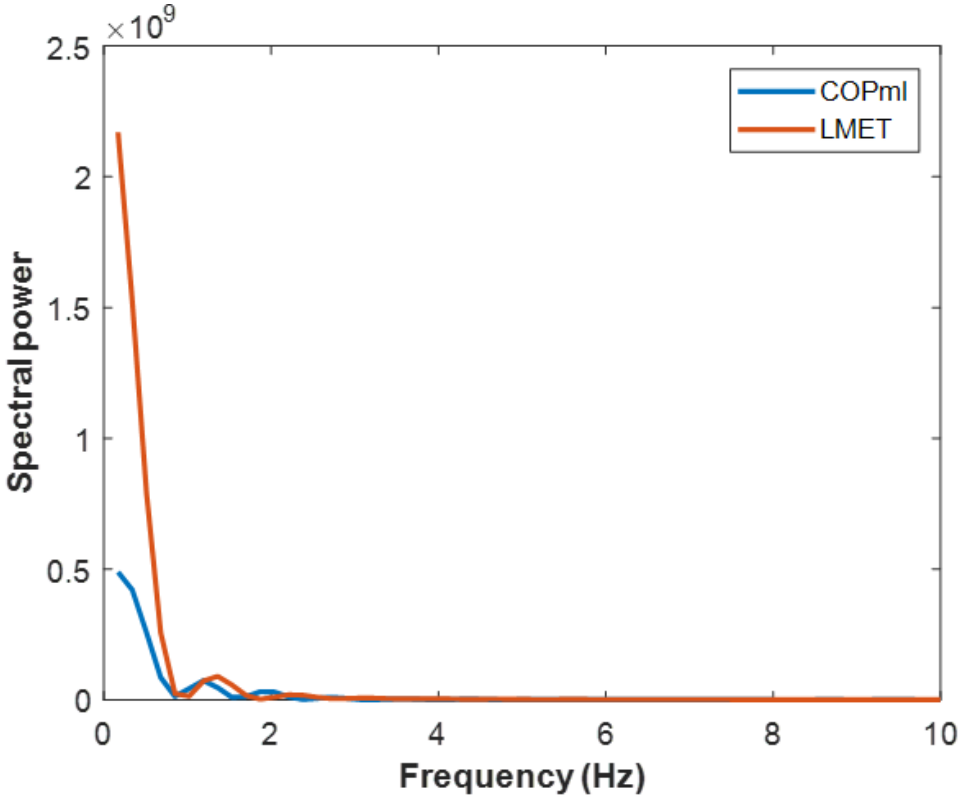

그림 7. Fast Fourier Transformation

2) 주요변인 산출방법

① 예비자세조절의 시작, 기간, 크기, 그리고 속도

본 연구에서 예비자세조절의 기간과 크기를 측정하기 위해 선행연구(Palluel et al., 2008; Yiou et al., 2010; Uemura et al., 2012)의 방법을 참고하여 COP_x (medio-lateral COP) 값을 활용하였다. 동작 수행의 시작 자극이 제시된 시점(Cue)을 기준으로 500msec 기간 전의 평균과 표준편차를 구하여 95% 신뢰구간을 산정한 뒤 COP_x의 값이 신뢰구간을 벗어나는 첫번째 시점(t0)을 예비자세조절의 시작(APA onset)으로 설정하였다. 따라서 예비자세조절의 기간은 APA onset에서 발이 지면에서 떨어지는 시점(t1)인 반응시간까지의 시간으로 설정하였다. 예비자세조절의 크기는 과제 조건에 해당하는 발을 들어

올리기 전 들어올리는 방향(swing leg side)에서의 COP_{ml} peak 값으로 설정하였다. 예비자세조절 속도(COGvelo)는 Newton의 운동 제2법칙에 따라 중력중심의 가속도를 산출한 뒤, 적분하여 산출된 속도에서 발이 지면에서 떨어지는 시점에서의 값을 의미한다<그림 8>.

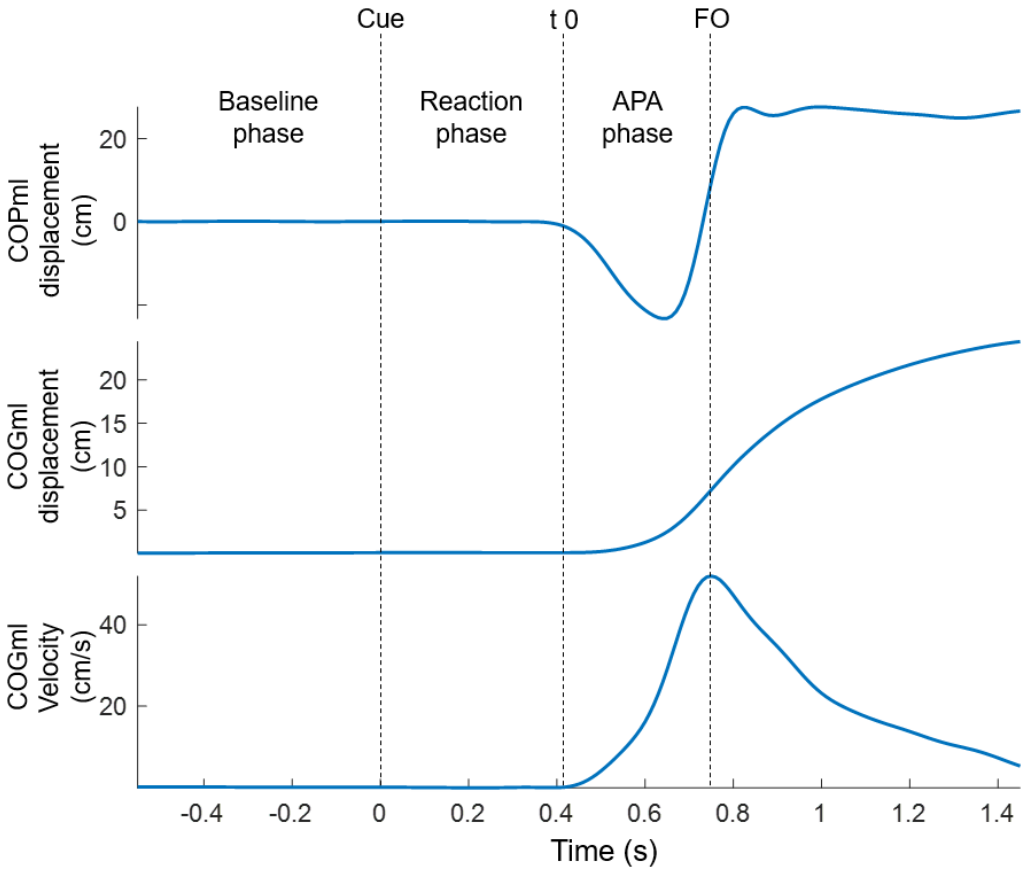

그림 8. 예비자세조절의 시작, 크기, 기간, 그리고 속도. Cue: 청각신호의 제시 시점, t0: 압력중심의 최초이동, FO: 들어올리는 발이 지면서에 떨어지는 시점, Baseline phase: Cue 이전 500ms 기간, Reaction phase: Cue에서 t0까지의 기간, APA phase: t0에서 FO까지의 기간.

② 관절간 협응구조

3차원 동작 촬영장비를 통해 예비자세조절 기간 동안의 관절간 협응구조

를 분석하였다. 인접하는 두 분절의 벡터를 A(A_x, A_y, A_z), B(B_x, B_y, B_z)라고 할 때, 두 분절이 이루는 각도는 두 벡터의 내적(dot product)으로 산출하며 전후면(Sagittal plane), 좌우면(Frontal plane)에서의 9가지의 움직임을 분석하였다<표 5>.

$$\theta_S = cos^{-1}\left(\frac{A_yB_y+A_zB_z}{\sqrt{A_y^2A_z^2}\sqrt{B_y^2B_z^2}}\right) \qquad \theta_F = cos^{-1}\left(\frac{A_xB_x+A_zB_z}{\sqrt{A_x^2A_z^2}\sqrt{B_x^2B_z^2}}\right)$$

표 5 관절의 운동면과 움직임

관절	운동면	움직임
Hip	Sagittal plane Frontal plane	flexion / extension flexion / extension
Pelvis	Frontal plane	adduction / abduction
Knee (swing leg side)	Sagittal plane	flexion / extension
Knee (support leg side)	Sagittal plane	flexion / extension
Ankle (swing leg side)	Sagittal plane Frontal plane	dorsiflexion / plantarflexion inversion / eversion
Ankle (support leg side)	Sagittal plane Frontal plane	dorsiflexion / plantarflexion inversion / eversion

위와 같은 기준으로 산출된 관절 각도 값을 통해 관절간 협응구조를 살펴보았으며, 이를 주성분 분석(principal component analysis, PCA)으로 확인하였다 (Forner-Cordero et al., 2007; Federolf et al., 2013; Ko & Newell, 2015). 예비자세조절

기간 동안의 관절의 9가지 움직임을 time nomalization을 거쳐 100×9 행렬을 산출한 뒤 공분산(covariance) 행렬(9×9)로 변환한다. 공분산 행렬의 고유벡터(eigenvector)와 고유치(eigenvalue)을 산출하여 9개의 주성분(principal component, PC) 중 Kaiser criterion에 따라 고유치의 값이 1.0이상($\lambda > 1.0$)인 주성분만 추출하였다(Kaiser, 1960). 마지막으로 각 관절이 주성분에 미치는 기여도를 나타내는 적재값을 확인하였고, 적재값의 유의미한 수준은 0.4로 설정하였다.

6. 통계 분석

본 연구에서는 수행하는 발의 우세성(우세발×비우세발)과 작업기억 부하 정도(없음×낮음×높음)에 따른 예비자세조절의 전략을 비교 분석하였다. 가설 검증을 위한 통계분석은 R(version 3.5.1, R Development Core Team)을 사용할 것이고, 유의 수준은 0.05로 설정하였다.

1) 예비자세조절의 운동역학적 분석

운동역학적 변인을 통해 산출된 APAs(시작, 크기, 기간, 속도)는 two-way repeated measures ANOVA(2 within-subjects factors)를 실시한 뒤 Holm-Bonferroni adjustment를 통해 사후검정을 하였다(Holm, 1979).

2) 예비자세조절의 관절간 협응구조

추출된 주성분($\lambda > 1.0$)의 개수는 Wilcoxon's signed rank test와 Friedman test를

통해 검증하였고, Holm-Bonferroni adjustment를 통해 다중비교하여 사후검정을 하였다(Holm, 1979). 주성분으로부터 설명되는 분산의 비교는 two-way repeated measures ANOVA(2 within-subjects factors)를 실시한 뒤 Holm-Bonferroni adjustment를 통해 사후검정을 하였다(Holm, 1979).

Ⅳ. 연구 결과

본 연구에서는 운동역학적 변인과 운동학적 변인을 통해 다리의 우세성과 인지과제의 난이도에 따른 예비자세조절을 비교 분석하였다. 피험자의 우세성과 인지과제 난이도 설정을 위해 사전검사가 이루어졌고, 본 검사는 운동역학적 변인인 압력중심의 변화를 통해 예비자세조절의 시작, 크기, 기간 그리고 시간을 분석하였다. 그리고 운동학적 변인인 관절 각 변위를 통해 예비자세조절의 협응구조를 분석하였다.

1. 사전검사

본 연구의 사전검사는 우세성 및 편측성을 확인하기 위해 Waterloo Footedness Questionnaire-Revised(WFQ-R)와 60초 한 발 서기를 측정했으며, 마지막으로 인지과제 난이도 설정을 위해 웩슬러 지능검사 중 숫자폭 거꾸로 외위기를 실시했다. 사전검사를 만족하지 못한 3명의 피험자 제외가 있었다.

1) Waterloo Footedness Questionnaire-Revised(WFQ-R)

총 10문항으로 구성된 WFQ-R은 홀수 항목은 우세발, 짝수 항목은 비 우세발을 선별하는 질문지이다. 각 문항에 대한 응답은 -2점에서 2점사이의 1점 등간으로 구성되어 있다. 16명의 피험자 WFQ-R 결과, 응답 총합의 절대값이 8이상인 피험자 3명은 본 검사에서 제외되었다. 본 실험에 참여한 13명의 피험자의 WFQ-R 결과는 <표 6>와 같다.

표 6 WFQ-R 결과

우세성 점수	우세발
3.77±2.09	우:11 좌:2

2) 한 발 서기

총 4회의 수행으로 이루어진 우세발, 비우세발 60초 한 발 서기에서 측정된 압력중심으로 Variance(ML, AP), Mean power frequency(ML, AP), Root mean square error(ML, AP), Sample entropy(ML, AP), Total mean velocity, COP area를 산출하였다. 우세발과 비우세발의 안정성 차이는 대응표본 t-검정 결과 통계적으로 유의하지 않았다<표 7>.

표 7 한 발 서기 COP분석

variable	*t*	*p*-value
Var_{ML}	1.990	.069
Var_{AP}	-0.169	.868
MPF_{ML}	-1.561	.144
MPF_{AP}	0.556	.588
RMS_{ML}	1.648	.125
RMS_{AP}	-0.974	.349
$SampEn_{ML}$	-1.598	.136
$SampEn_{AP}$	0.356	.727
$TMV_{ML,AP}$	0.942	.349
$COParea_{ML,AP}$	1.284	.223

3) 웩슬러 지능검사(숫자폭 거꾸로 외우기)

웩슬러 지능검사 중 숫자폭 거꾸로 외우기는 인지과제 난이도 설정을 위해 실시하였으며 그 결과는 <표 8>과 같다. 작업기억 용량의 절반 개수는

중간 정도의 인지난이도를, 1개의 숫자폭이 추가된 조건은 높은 인지난이도로 설정하였다.

표 8 웩슬러 지능검사(숫자폭 거꾸로 위우기) 결과 및 인지과제 난이도 설정

작업기억 용량	인지과제 중간	인지과제 높음
6.69±0.63	3.54±0.52	7.69±0.63

2. 예비자세조절의 운동역학적 분석

예비자세조절의 운동역학적 분석을 위해 지면반력기에서 추출된 압력중심(AP, ML)을 산출하여 우세성과 인지과제 난이도에 따른 효과를 분석하였다. 분석방법으로는 two-way repeated measures ANOVA(2 within-subjects factor design)를 사용하였다.

1) 예비자세조절 시작

예비자세조절의 시작(APAs onset) 시간은 동작의 개시를 의미하는 청각신호가 제시되기 이전 500ms 기간을 기준으로 3 표준편차 이상의 압력중심(좌우)의 이동이 일어난 시점으로 산출되었다. APAs onset은 예비자세조절의 지연시간을 의미하며, 분석결과는 <표 9>와 같다<그림 9>.

표 9 다리의 우세성과 인지부하 정도에 따른 예비자세조절 시작(APAs onset)의 차이 비교분석 결과

변인	인지부하	ND	D	우세성 주효과 F	우세성 주효과 p	인지부하 주효과 F	인지부하 주효과 p	상호작용 효과 F	상호작용 효과 p
APAs onset (s)	없음	0.36 ± 0.02[a]	0.35 ± 0.02	7.47	.018 *	10.56	.000 ***	5.59	.010 *
	중간	0.37 ± 0.02[b]	0.37 ± 0.03						
	높음	0.51 ± 0.04[abc]	0.42 ± 0.03[c]						

변인은 평균과 표준오차를 나타낸다. *유의한 차이($p < 0.05$); **유의한 차이($p < 0.01$); ***유의한 차이($p < 0.001$); 유의한 차이를 나타내는 사후비교(다중비교를 위한 Holm-Bonferroni 수정): [b] $p < 0.05$; [c] $p < 0.01$; [a] $p < 0.001$

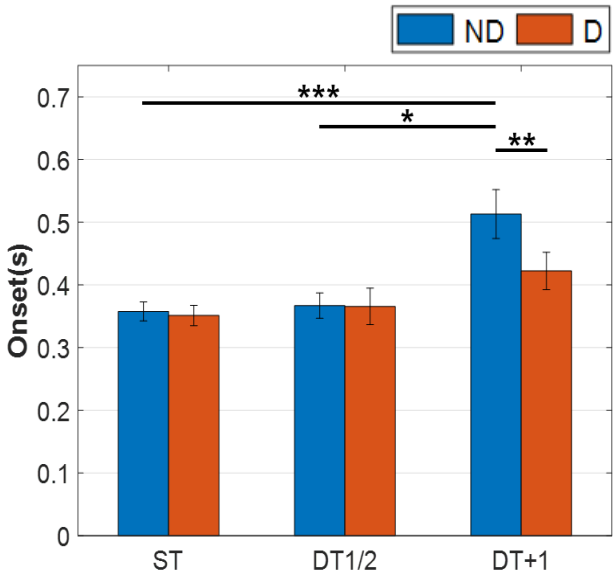

그림 9 다리의 우세성과 인지난이도에 따른 예비자세조절 시작시간 차이 비교(평균과 표준오차). ND: 비우세발 조건, D: 우세발 조건. ST: 인지부하 없음, DT1/2: 중간정도 인지부하, DT+1: 높은 인지부하. 유의한 차이(Holm-Bonferroni adjustment): *p < .05; **p < .01; ***p < .001

분석결과 들어올리는 다리의 우세성에 따른 주효과는 유의미한 차이를 나타냈으며($F_{1,12} = 7.47$, $p = .018$, $\eta^2 = .384$), 비우세발 조건이 우세발 조건보다 예비자세조절 시작이 늦다는 결과를 보였다. 인지부하에 대한 주요과는 유

의미한 차이를 나타냈으며($F_{2,24} = 10.56$, $p = .001$, $\eta^2 = .468$), 사후검증 결과 이차과제의 인지부하가 높은 조건(DT+1)이 중간(DT1/2), 없는 조건(ST)보다 예비자세조절 시작이 늦다는 것을 알 수 있었다. 또한 우세성과 인지부하에 따른 상호작용 효과는 유의한 결과가 나타났다($F_{2,24} = 5.59$, $p = .010$, $\eta^2 = .318$). 마지막으로 어느 수준간에 유의한 차이가 나타나는지를 확인하기 위해 다중비교를 하였으며, 비교결과 비우세발 조건에서 이차과제의 높은 인지부하 조건이 중간 ($p = .007$), 없는 ($p < .001$) 조건보다 예비자세조절 시작이 늦었으며, 인지부하가 높은 조건에서 비우세발이 우세발보다 예비자세조절 시작이 늦었음을 보였다 ($p = .002$).

2) 예비자세조절 크기

예비자세조절의 크기(APAs amplitude)는 들어올리는 다리가 지면에서 떨어지기 전 들어올리는 다리 방향에서의 최대 압력중심으로 산출하였으며, 분석결과는 <표10>과 같다<그림 10>.

표 10 다리의 우세성과 인지부하 정도에 따른 예비자세조절 크기(APAs amplitude)의 차이 비교분석 결과

				우세성 주효과		인지부하 주효과		상호작용 효과	
변인	인지부하	ND	D	F	p	F	p	F	p
APAs 크기 (cm)	없음	19.58 ± 0.96^{ac}	20.97 ± 1.11^{a}	8.68	.012 *	4.52	.021 ***	0.25	0.77
	중간	18.01 ± 1.40	19.69 ± 1.26						
	높음	17.04 ± 1.28^{bc}	18.99 ± 1.22^{b}						

변인은 평균과 표준오차를 나타낸다. *유의한 차이(p < 0.05); **유의한 차이(p < 0.01); **유의한 차이(p < 0.001); 유의한 차이를 나타내는 사후비교(다중비교를 위한 Holm-Bonferroni 수정): $^{a, b, c}$ p < 0.05

분석결과 들어올리는 다리의 우세성에 따른 주효과는 유의한 차이를 나타냈으며($F_{1,12} = 8.68$, $p = .012$, $\eta^2 = .420$), 우세발이 비우세발보다 예비자세조절 크기가 컸다. 이차과제의 인지부하조건에 따른 주효과 또한 유의한 차이를 타나냈으며($F_{2,24} = 4.52$, $p = .021$, $\eta^2 = .274$), 사후검정 결과 이차과제의 인지부하가 없는조건(ST)이 중간조건(DT1/2)과 높은조건(DT+1) 보다 높다는 것을 나타냈다. 하지만 우세성과 인지부하 정도에 따른 상호작용 효과는 나타나지 않았다($F_{2,11} = 0.25$, $p = .779$, $\eta^2 = .006$). 다중비교 결과 비우세발 조건에서 인지부하 없는 조건이 높은 조건보다 높았다($p = .018$). 또한 인지부하가 없는 조건에서 우세발이 비우세발 보다 높았으며($p = .030$), 높은 인지부하 조건에서도 우세발이 비우세발보다 높은 예비자세조절 크기가 나타났다($p = .024$).

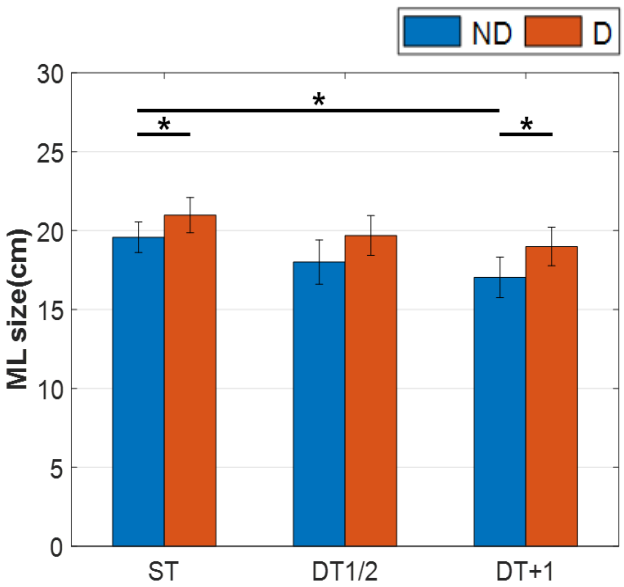

그림 10 다리의 우세성과 인지난이도에 따른 예비자세조절 크기 차이 비교(평균과 표준오차). ND: 비우세발 조건, D: 우세발 조건. ST: 인지부하 없음, DT1/2: 중간정도 인지부하, DT+1: 높은 인지부하. 유의한 차이(Holm-Bonferroni adjustment): *p < .05.

3) 예비자세조절 기간

예비자세조절 기간(APAs duration)은 예비자세조절 시작에서부터 발이 지면에서 떨어지기 전까지의 시간적 거리로 산출하여 분석하였고, 분석결과는<표 11>과 같다<그림 11>.

표 11 다리의 우세성과 인지부하 정도에 따른 예비자세조절 기간(APAs duration)의 차이 비교분석 결과

				우세성 주효과		인지부하 주효과		상호작용 효과	
변인	**인지부하**	**ND**	**D**	**F**	**p**	**F**	**p**	**F**	**p**
APAs 기간 (s)	없음	0.41 ± 0.01^{a}	0.39 ± 0.02^{c}	2.35	.150	7.05	.004 **	0.09	.906
	중간	0.47 ± 0.03^{b}	0.44 ± 0.02						
	높음	0.49 ± 0.03^{ab}	0.47 ± 0.02^{c}						

변인은 평균과 표준오차를 나타낸다. *유의한 차이($p < 0.05$); **유의한 차이($p < 0.01$); **유의한 차이($p < 0.001$); 유의한 차이를 나타내는 사후검정비교(다중비교를 위한 Holm-Bonferroni 수정): $^{a, b, c}p < 0.05$

분석결과 들어올리는 다리의 우세성에 따른 주효과는 유의하지 않았다($F_{1,11} = 2.35,\ p = .151,\ \eta^2 = .164$). 하지만 이차과제의 인지부하 조건에 대한 주효과는 유의한 차이를 나타냈다($F_{2,24} = 7.05,\ p = .004,\ \eta^2 = .370$). 사후검정 결과 높은 인지부하조건(DT+1)이 인지부하가 없는조건(ST)과 중간조건(DT1/2)보다 예비자세조절 기간이 길다는 결과를 확인할 수 있었다. 우세성과 인지부하에 따른 상호작용 효과는 유의한 차이를 나타내지 않았다($F_{2,24} = 0.09,\ p = .906,\ \eta^2 = .008$). 다중비교 결과 비우세발 조건에서 인지부

하가 없는 조건이 인지부하가 높은($p = .024$) 조건, 중간($p = .05$) 조건보다 기간이 짧았다. 우세발 조건에서는 인지부하 없는 조건이 높은 조건보다 예비자세조절 기간이 짧았다($p = .039$).

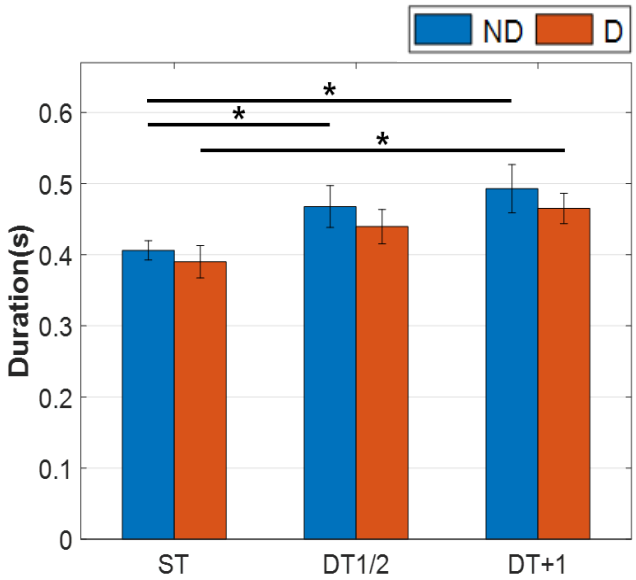

그림 11 다리의 우세성과 인지난이도에 따른 예비자세조절 기간 차이 비교(평균과 표준오차). ND: 비우세발 조건, D: 우세발 조건. ST: 인지부하 없음, DT1/2: 중간정도 인지부하, DT+1: 높은 인지부하. 유의한 차이(Holm-Bonferroni adjustment): *p < .05.

4) 예비자세조절 속도

예비자세조절 속도(COGvelo)는 발이 지면에서 떨어지는 시점에서의 중력중심의 속도를 의미하며, Newton의 운동 제2법칙에 따라 중력중심의 가속도를 산출한 뒤 적분하여 속도를 구하였다. 분석결과는<표 12>과 같다<그림 12>.

표 12 다리의 우세성과 인지부하 정도에 따른 예비자세조절 속도(COG velo)의 차이 비교분석 결과

변인	인지부하	ND	D	우세성 주효과 F	우세성 주효과 p	인지부하 주효과 F	인지부하 주효과 p	상호작용 효과 F	상호작용 효과 p
APAs 속도 (cm/s)	없음	0.41 $\pm 0.01^{a}$	0.39 $\pm 0.02^{c}$	1.58	.233	4.55	.029 *	0.09	.915
	중간	0.47 $\pm 0.03^{b}$	0.44 ± 0.02						
	높음	0.49 $\pm 0.03^{ab}$	0.47 $\pm 0.02^{c}$						

변인은 평균과 표준오차를 나타낸다. *유의한 차이(p < .05).

분석결과 들어올리는 다리의 우세성에 따른 주효과는 유의하지 않았다 ($F_{1,12} = 1.58,\ p = .233,\ \eta^2 = .116$). 하지만 이차과제의 인지부하 조건에 대한 주효과는 유의한 차이를 나타냈다($F_{2,24} = 4.55,\ p = .029,\ \eta^2 = .275$). 사후검정 결과 높은 인지부하조건(DT+1)이 인지부하가 없는조건(ST)(p = .036)과 중간 조건(DT1/2)(p = .036)보다 예비자세조절 속도가 느리다는 결과를 확인할 수 있었다. 우세성과 인지부하에 따른 상호작용 효과는 유의한 차이를 나타내지 않았다($F_{2,24} = 0.09,\ p = .915,\ \eta^2 = .007$).

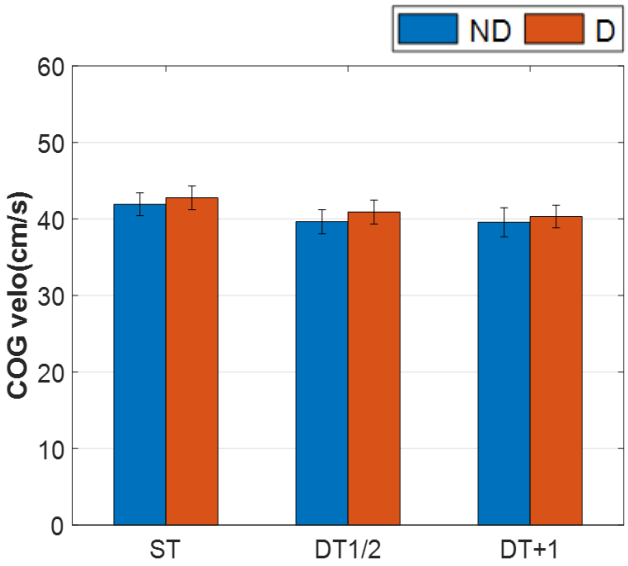

그림 12 다리의 우세성과 인지난이도에 따른 예비자세조절 속도 차이 비교(평균과 표준오차). ND: 비우세발 조건, D: 우세발 조건. ST: 인지부하 없음, DT1/2: 중간정도 인지부하, DT+1: 높은 인지부하.

5) 예비자세조절 상관관계

① 예비자세조절 크기-기간

예비자세조절 크기-기간 관계는 상관관계 분석을 통해 확인하였다<그림 13>. 분석결과 예비자세조절 크기와 기간은 부적상관관계를 나타냈으며, 통계적으로 유의하였다(R= -0.584, $p = .000$).

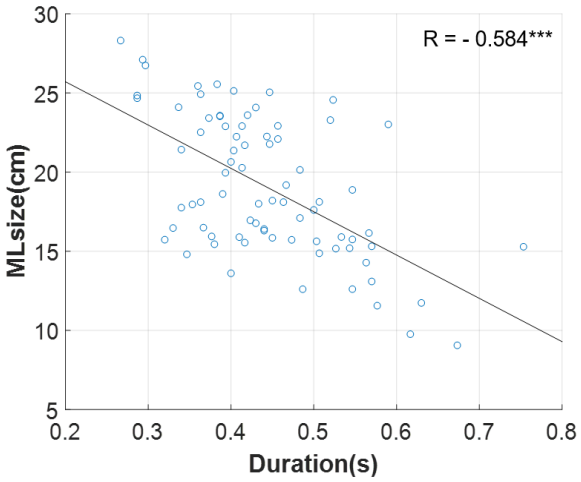

그림 13 예비자세조절 기간과 크기의 상관분석. 상관계수(R)과 유의 수준(*p<.001)**

② 예비자세조절 크기-속도

예비자세조절 크기-속도 관계는 상관관계 분석을 통해 확인하였다<그림 14>. 분석결과 예비자세조절 크기와 기간은 부적상관관계를 나타냈으며, 통계적으로 유의하였다(R= 0.778, p = .000).

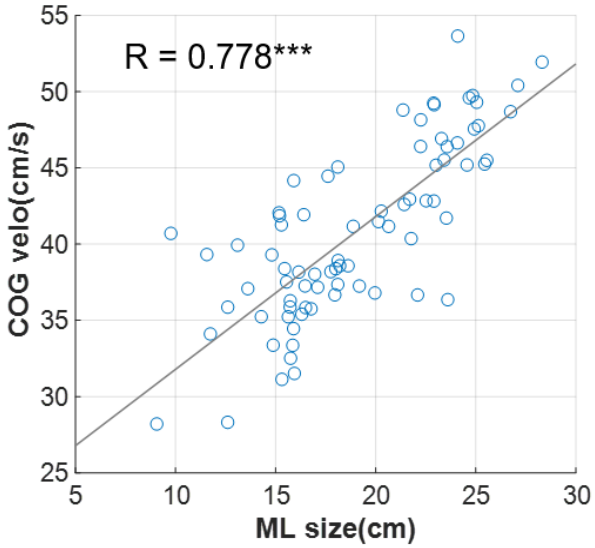

그림 14 예비자세조절 기간과 크기의 상관분석. 상관계수(R)과 유의수준(*p<.001).**

③ 예비자세조절 시작-기간

예비자세조절 시작-기간 관계는 상관관계 분석을 통해 확인하였다<그림 15>. 분석결과 예비자세조절 시작과 기간은 통계적으로 유의한 관계가 나타나지 않았다($p = .177$).

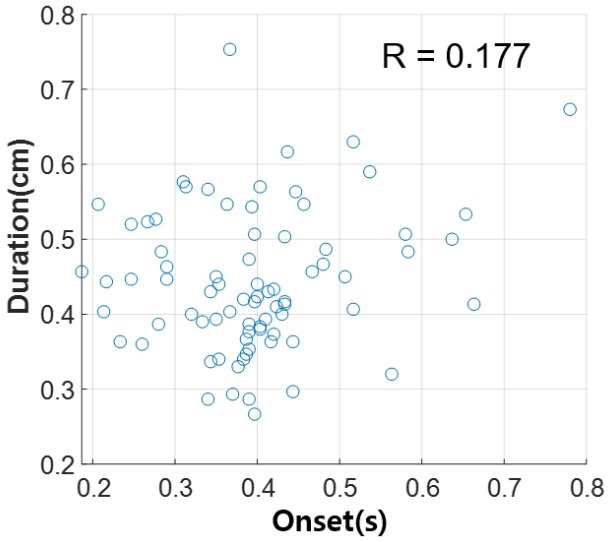

그림 15 예비자세조절 기간과 크기의 상관분석.

3. 예비자세조절의 운동학적 분석

1) 예비자세조절의 주성분 개수

예비자세조절의 관절 간 협응구조를 확인하기 위해 주성분 분석(principal component analysis, PCA)을 실시하였고, Kaiser criterion($\lambda > 1$)으로 추출된 주성분 개수는 <표 13>과 같다.

표 13 주성분 개수의 백분율

주성분 개수 (%)	없음(ST) *		중간(DT1/2)		높음(DT+1)		총
	NP	**P**	**NP**	**P**	**NP†**	**P**	
1	0	0	0	0	0	0	0
2	10.25	35.89	20.51	35.89	30.76	43.58	29.48
3	71.79	58.97	66.66	64.10	53.84	51.28	61.11
4	17.94	5.12	12.82	0	15.38	5.12	9.40

ST: 단일 과제, DT1/2: 이중과제1/2, DT+1: 이중과제+1, *ST에서 ND와 D의 유의한 차이(Holm-Bonferroni, p < .001), †ND의 ST와 DT+1의 유의한 차이(Holm-Bonferroni, p =.009)

전체 수행 중 3개의 주성분이 가장 높은 빈도를 나타냈으며, 그 다음 2개, 4개 순서로 나타났다. 들어올리는 다리의 우세성과 이차과제 인지부하 정도에 따른 유의성을 확인하기 위해 비모수 검정을 실시하였다<표 14>.

표 14 다리의 우세성과 인지난이도에 따른 주성분 개수의 차이 검정

변량원	자유도	검정값	P
다리	1	ν=126	.000***
인지난이도	2	χ^2=7.23	.029*

서열변수인 주성분 개수의 차이검증을 위해 우세성의 경우 Wilcoxon signed rank test, 인지난이도에 따른 비교는 Friedman test를 실시하였다. *유의한 차이(p < 0.05); **유의한 차이(p < 0.01); **유의한 차이(p < 0.001)

들어올리는 다리의 우세성에 따른 주성분 개수는 유의한 차이를 나타냈으며($Z = -4.801$, $p < .001$), 비우세발이 우세발보다 주성분 개수가 많았다. 또한 이차과제의 인지부하 정도에 따른 주성분 개수는 유의한 차이를 나타냈다($\chi^2 = 126$, $p = .009$). 사후검정 결과 높은 인지부하조건이 없는 조건보다

주성분 개수가 적었다. 다중비교 결과 비우세발 조건에서 높은 인지부하 조건은 없는 조건보다 주성분 개수가 적었다($p = .023$). 인지부하가 없는 조건에서는 비우세발이 우세발 보다 많았고($p = .000$), 중간조건($p = .025$) 그리고 높은조건($p = .032$) 또한 비우세발이 우세발 보다 주성분 개수가 많았다.

2) 주성분으로부터 설명된 분산

각 주성분으로부터 설명되는 분산의 양은 <표 16>과 같다.

표 15 주성분으로부터 설명되는 분산

Limb	Task condition	Variance(%)	PC1	PC2	PC3	PC4
ND	ST	Explained	75.91	17.91	5.09	0.98
		Accumulated	75.91	93.82	98.91	99.89
	DT1/2	Explained	75.47	20.45	3.54	0.48
		Accumulated	75.47	95.92	99.46	99.93
	DT+1	Explained	77.88	17.60	3.73	0.72
		Accumulated	77.88	95.48	99.21	99.93
D	ST	Explained	79.08	17.09	3.30	0.45
		Accumulated	79.08	96.17	99.46	99.91
	DT1/2	Explained	82.24	13.44	3.63	0.59
		Accumulated	82.24	95.69	99.32	99.90
	DT+1	Explained	78.80	17.15	3.48	0.48
		Accumulated	78.80	95.95	99.43	99.91

PC: 주성분, ND: 비우세발, D:우세발, ST: 단일과제, DT1/2: 이중과제1/2, DT+1: 이중과제+1

주성분 1의 경우, 들어올리는 다리와 인지부하에 따른 유의한 상호작용

효과가 나타났다($F_{2,24}$ = 6.010, p = .004, η^2 = 0.137). 비우세발 조건에서 인지부하가 높은조건(DT+1)이 중간조건(DT1/2)과 없는조건(ST)보다 많은 분산을 나타냈다(p < .001, p = .002)<그림 16>.

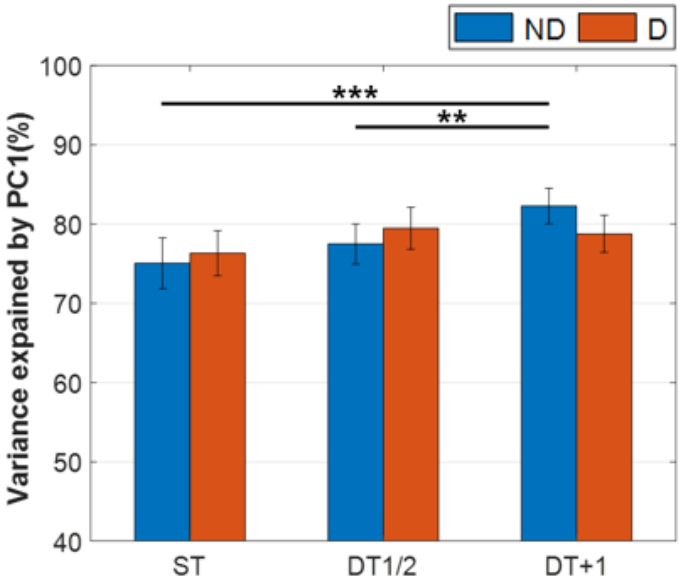

그림 16 다리의 우세성과 인지난이도에 따른 주성분 1의 분산 차이 비교(평균과 표준오차). ND: 비우세발 조건, D: 우세발 조건. ST: 인지부하 없음, DT1/2: 중간정도 인지부하, DT+1: 높은 인지부하. 유의한 차이(Holm-Bonferroni adjustment): **p < .01; ***p < .001

주성분 2의 경우, 들어올리는 다리와 인지부하에 따른 유의한 상호작용 효과가 나타났다($F_{2,24}$ = 5.528, p = .006, η^2 = 0.127). 비우세발 조건에서 인지부하가 높은조건(DT+1)이 중간조건(DT1/2)과 없는조건(ST)보다 적은 분산을 나타냈다(p =.001, p = .003). 또한 인지부하가 높은조건(DT+1)에서 비우세발이 우세발 조건보다 높은 분산을 나타냈다(p = .024)<그림 17>.

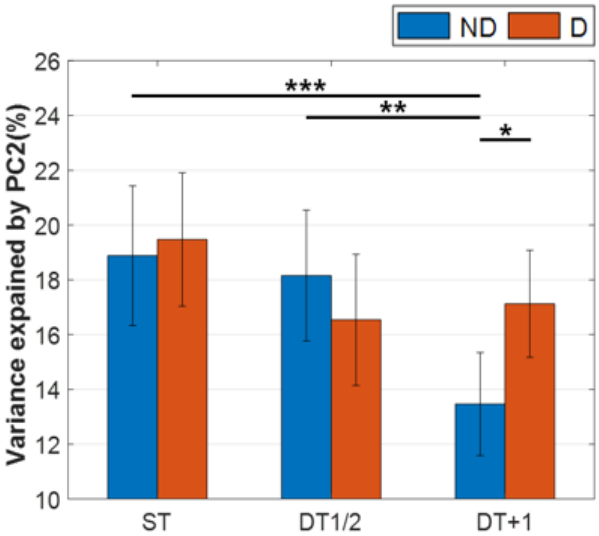

그림 17 다리의 우세성과 인지난이도에 따른 주성분 2의 분산 차이 비교(평균과 표준오차). ND: 비우세발 조건, D: 우세발 조건. ST: 인지부하 없음, DT1/2: 중간정도 인지부하, DT+1: 높은 인지부하. 유의한 차이(Holm-Bonferroni adjustment): *p < .05; **p < .01; ***p < .001

주성분 3의 경우, 인지부하에 따른 유의한 주효과가 나타났다($F_{2,24}$ = 4.732, p = .012, η^2 = 0.111). 비우세발 조건에서 인지부하가 없는조건(ST)이 중간조건(DT1/2)과 많은조건(DT+1)보다 많은 분산을 나타냈다(p =.017, p = .007)<그림 18>.

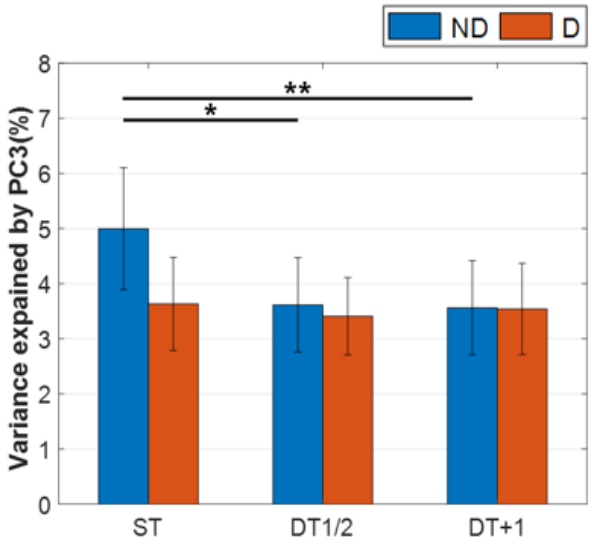

그림 18 다리의 우세성과 인지난이도에 따른 주성분 3의 분산 차이 비교(평균과 표준오차). ND: 비우세발 조건, D: 우세발 조건. ST: 인지부하 없음, DT1/2: 중간정도 인지부하, DT+1: 높은 인지부하. 유의한 차이(Holm-Bonferroni adjustment): *p < .05; **p < .01

3) 예비자세조절의 주성분 적재값(계수)

주성분과 그에 해당하는 관적 각에 대한 적재값은 <표 17>과 같다.

표 16 주성분과 대응되는 적재값

	단일과제		이중과제 1/2		이중과제 +1	
	NP	**P**	**NP**	**P**	**NP**	**P**
HIP frontal						
PC1	0.25*	0.20	0.24	0.17	0.22*	0.19
PC2	0.13	0.15	0.14	0.17	0.14	0.17
PC3	0.19	0.26	0.22	0.21	0.22	0.29
HIP sagittal						
PC1	**0.42**	**0.41**	**0.41**	**0.46**	**0.49**	**0.46**
PC2	0.29	0.25	0.31	0.24	0.28	0.23
PC3	0.34	0.25	0.31	0.25	0.31	0.25
PELVIS frontal						
PC1	0.24	0.23	0.25	0.22	0.23	0.25
PC2	0.14	0.15	0.14	0.14	0.13	0.12
PC3	0.15	0.19	0.19	0.15	0.22	0.16
L.KNEE sagittal						
PC1	0.32*	0.37*	0.34*	0.32	0.31	0.31*
PC2	**0.63**	**0.58**	**0.50**	**0.55**	**0.57**	**0.59**
PC3	0.27	0.35	**0.43**	**0.41**	0.37^	0.31^
S.KNEE sagittal						
PC1	0.34	0.35	0.38	0.35	**0.40**	0.36
PC2	0.33	0.38	**0.47**	**0.45**	**0.44**	**0.43**
PC3	**0.54**	**0.44**	**0.41**	**0.40**	**0.42**	**0.41**
L.ANKLE frontal						
PC1	0.10	0.07	0.08	0.06	0.08	0.07
PC2	0.12	0.14	0.15	0.13	0.12	0.12
PC3	0.27	0.20	0.21	0.22	0.22	0.21
S.ANKLE frontal						
PC1	0.08	0.12	0.10	0.10	0.10	0.10
PC2	0.06	0.05	0.05	0.07	0.05	0.07
PC3	0.09	0.16	0.11	0.16	0.10	0.20
L.ANKLE sagittal						
PC1	0.31	0.32	0.28	0.30	0.18	0.24
PC2	0.28	0.28	0.30	0.24	0.27	0.30
PC3	0.23	0.28*	0.26^	0.27^*	0.24^	0.23^
S.ANKLE sagittal						
PC1	0.35	0.29	0.37	0.31	**0.40**	0.36
PC2	0.18	0.24	0.19	0.21	0.11	0.14
PC3	0.14	0.18	0.12	0.20	0.18	0.20

음영된 값은 0.4이상의 값을 의미한다. * 같은 우세성 조건에서 단일과제와의 유의한 차이. ^같은 인지부하 조건에서 우세성에 따른 차이.

산출된 9개의 주성분 중 Kaiser criterion을 만족하는 주성분 개수는 3개가 가장 높은 빈도로 나타났기 때문에 주성분3(PC3)까지 적재값을 산출하였다. 주성분으로부터 설명된 분산이 가장 높은 주성분1(PC1)에서는 시상면에서의

엉덩 관절, 두 번째로 높은 PC2에서는 들어올리는 다리 방향의 시상면 발목 관절, 그리고 PC3에서는 지지 다리 방향의 시상면 발목 관절이 모든 조건에서 높은 기여도를 나타냈다. 들어올리는 다리의 우세성과 이차과제의 인지부하정도에 따른 기여도를 살펴보면 다음과 같다. PC1에서 비우세발-높은인지부하 조건에서 지지다리 방향의 발목 관절 시상면 움직임과 지지다리 방향의 무릎 관절 시상면 움직임이 나타났고, PC2에서는 이중과제 조건에서 지지다리 방향의 무릎관절 시상면 움직임이 나타났으며, PC3에서는 들어올리는 다리 방향의 무릎관절의 시상면 움직임이 중간인지 부하 조건에서 나타났다. 산출된 적재값의 통계적 유의성을 확인하기 위해 다중비교를 실시하였으며 유의한 차이를 나타내는 적재값은 모두 주성분에 대한 기여도가 적고(0.4 이하), 들어올리는 다리 방향의 관절에서 차이가 나타났다.

Ⅴ. 논의

본 연구는 자세조절과제와 인지과제를 동시에 수행하면서 나타나는 이중과제 간섭이 우세발과 비우세발에 미치는 비대칭적 영향에 대해 살펴보았다. 따라서 정형학적, 신경학적 손상, 비만, 노화, 성별 등 예비자세조절에 영향을 미칠 수 있는 제 3의 변수를 통제하기 위하여 건강한 성인 남성으로만 모집하였다. 또한 모집된 피험자의 타당성을 확보하기 위하여 WFQ-R과 60초 한 발 서기를 실시하였다. WFQ-R을 통해 편측성이 심하다고 판단된 2명을 실험에서 제외하였다<표 6>. <표 7>에 제시된 바와 같이 모집된 피험자는 선행연구의 결과와 동일하게 우세발과 비우세발의 60초 한 발서기 안정성은 차이가 나타나지 않았다(Hoffman, Schrader, Applegate & Koceja, 1998).

인지과제는 웩슬러 지능검사 중 숫자폭 거꾸로 외우기를 진행하였다. 이 과제는 작업기억 용량을 측정하는 과제로 많은 선행연구에서 작업기억 과제를 이차과제(동시적과제)로 제시한바 있으며(Burcal, Drabik & Wikstrom, 2014; Doumas et al., 2009; Talarico et al., 2017), Register-Mihalik 등(2013)에 따르면 작업기억 과제는 운동 중에 인지 부하가 유지되는 많은 스포츠 활동과 유사하게 지속적인 관심이 필요로 한다고 언급하였다. 본 연구에서는 자신의 작업기억 용량에 맞는 과제를 설정하였고, 이점을 통해 개인적 특성을 고려한 인지적 부하를 제시하였다고 판단된다.

1. 우세성에 따른 예비자세조절

많은 선행연구들에 따르면 우세성에 따라 선호되는 기능에는 차이가 존재

하며, 우세발은 조작 및 이동동작 그리고 비우세발은 체중지지 기능을 선호한다고 알려져 있다(Chapman, Chapman & Allen, 1987; Gabbard & Hart, 1996; Peters, 1988). 하지만 한 발 서기 과제에서 우세성에 따른 예비자세조절은 상반된 결과들이 제시되고 있다. 대칭을 가정한 연구에서는 비대칭적 현상을 병적인 손상으로 바라보고 있는(Bensoussan et al., 2006; Tokuno & Eng, 2006) 반면 동일한 결과가 건강한 일반 성인의 연구에서도 제시되었다(Dssery et al., 2011; Yiou & Do, 2010). 본 연구 결과에서도 우세발과 비우세발의 예비자세조절에도 차이가 나타났다. 비우세발을 들어올려야 하는 조건의 경우, 즉 우세발로 체중을 지지하는 조건은 예비자세조절 시작이 늦었고, 크기가 작았으며 그리고 기간이 길었다. Yiou 등(2012)에 의하면 크기의 감소와 기간의 증가 현상은 자세적 위험을 지각할 때 나타난다고 제시하였다. 이러한 결과와 더불어 본 연구에서는 비우세발 조건 즉, 선호되지 않는 기능 조건의 수행은 예비자세조절에서 더 안정적인 전략이 나타나는 것으로 판단된다. 하지만 선행연구와 더불어 본 연구에서 역시 60초 한 발 서기에서 우세성에 따른 차이가 나타나지 않았다. Jonsson 등(2004)에 따르면 한 발 서기 평가에 있어서 정적 균형 구간보다 예비자세조절인 두 발에서 한 발로의 전환과정의 평가의 필요성을 주장하였다.

최근 동적 자세조절 평가는 정적인 자세조절 평가보다 일상생활의 신체적 활동 요구를 보다 잘 나타내며, 자세조절 시스템의 변화를 민감하게 평가할 수 있다는 선행연구와 일치하는 개념으로 판단된다(Talarico et al., 2017). 그러므로, 한 발 서기의 평가에 있어서 정적 균형단계와 더불어 예비자세조절에 대한 분석은 자세조절 안정성에 유용한 정보를 제공하며, 본 연구의 결과를 통해 예비자세조절의 비대칭성은 병적 손상에 의한 차이가 아닌 일반적인 ‘측면 우세의 개념’을 지지하는 것으로 판단된다.

2. 인지과제 난이도에 따른 예비자세조절

본 연구는 작업기억 과제를 통해 인지적 부하를 조절하여 이에 따른 이중과제 간섭의 변화를 살펴보았다. Cross-domain competition model에 의하면 이중과제는 주의자원의 경쟁을 유발하여 자세조절에 부정적인 영향으로 나타난다고 제시하고 있다. 본 연구에서도 인지적 부하가 커짐에 따라 예비자세조절의 시작, 크기, 기간의 부정적인 변화를 통해 Cross-domain competition model을 지지하는 결과가 나타났다. 적절한 인지적 부하는 자세조절에 긍정적인 영향을 미친다는 U-shape nonlinear interaction model를 지지하는 연구들의 공통점은 폐쇄회로 이론에 입각한 Quiet standing과 같은 정적인 자세 조절과제를 통한 결과임을 확인할 수 있었다(Andersson, Hagman, Talianzadeh, Svedberg & Larsen, 2002; Fraizer & Mitra, 2008; Stins, Roerdink & Beek, 2011). 따라서 예비자세조절과 같이 피드포워드 방식으로 설명되는 ballistic 움직임은 이차과제의 인지적 부하에 의해 부정적으로 나타나는 것으로 판단된다. 이러한 이중과제 간섭은 낙상에 대한 두려움(Uemura et al., 2012), 선택반응 시간 조건(Cohen et al., 2011)에서 나타난 예비자세조절의 연구와 매우 유사한 결과가 나타났다. 따라서 이중과제 조건에서의 예비자세조절은 단일과제 조건에 비해 안정적인 전략을 수립하는 것으로 해석할 수 있다.

일부 연구에서 파킨슨병(de Souza Fortaleza et al., 2017), 다발성 경화증(Jakob et al., 2017) 환자를 대상으로 이중과제에서 나타나는 예비자세조절에 대한 연구가 진행되었지만 개인적 인지용량에 따른 이차과제를 부여하지 않았다. 따라서 본 연구에서 확인된 결과를 통해 보다 일반적인 결론을 제시할 수 있다고 사료된다.

3. 예비자세조절 변수간 상관관계

예비자세조절의 크기와 기간의 관계는 Yiou 등(2012) 연구에서 찾아볼 수 있으며, 본 연구에서도 마찬가지로 예비자세조절의 크기와 기간은 부적 상관이 나타난다는 것을 확인하였다. 이러한 결과는 드는 다리에서 나타나는 압력중심은 지지다리로 무게중심을 옮기기 위한 추진력으로 간주되기 때문에(Bussey, de Castro, Aldabe & Shemmell, 2018; Yiou, Caderby, Delafontaine, Fourcade & Honeine, 2017) 지면반력의 감소는 기간을 증가시킨다는 선행연구의 결과와 일치하는 개념이다. 또한 예비자세조절의 압력중심 크기와 중력중심 변위와의 관계 역시 부적상관이 나타났다. 이는 압력중심의 이동이 일어나기 이전 무게중심을 지지다리로 옮겨 놓았다는 것을 의미한다. 따라서 인지적 부하가 커짐에 따라 예비자세조절의 압력중심 최대 값 이전에 사전적으로 지지다리로 체중을 옮겨 놓았기 때문에 큰 지면반력이 요구되지 않았으며 이에 따라 기간이 길어지는 결과로 나타난 것으로 판단된다.

반응시간과 동작시간의 관계는 Henry(1961)에 의해 처음 제시되었다. 단순, 선택, 변별 반응시간 조건이라는 다양한 복잡성 정도를 갖는 과제를 수행하면서 나타나는 반응시간과 동작시간의 상관관계는 0에 가까운 즉 독립적인 관계라는 것을 밝혀냈다. 본 연구에서도 마찬가지로 반응시간 조건에서 인지적 과제의 난이도를 통해 반응시간과 동작시간의 독립적인 관계를 지지하는 결과가 나타났다.

4. 주성분 분석

본 연구는 주성분 분석을 통해 한 발 서기 과제에서 예비자세조절의 관절

관 협응 구조를 살펴보았다. 주성분 분석은 자세조절 속성에서 다관절의 움직임이 어떻게 협응되고, 제어되는지를 확인하기위해 사용되었다(Ko, Han & Newell, 2017). 이는 다변량의 데이터로부터 본질(essence)이 되는 소수의 변량을 합성하여 그것으로 데이터를 분석하기 때문에 Hong & Newell(2006)은 주성분의 개수(eigenvalue > 1)는 dynamical 자유도의 개수를 추정하는 방법으로 제시하였다.

본 연구에서 나타난 주성분의 개수는 우세발에 따라 차이가 나타났고, 인지적 부하에 의한 변화는 비우세발에서만 나타났다. 이러한 결과는 각 주성분으로부터 설명되는 분산의 양을 통해서도 확인할 수 있다. 인지적인 부하가 커짐에 따라 주성분1의 분산이 줄어드는 결과가 나타났다. 따라서 이중과제 조건에서 자세조절에 할당되는 주의자원(attentional resource)이 감소하여 dynamical 자유도의 개수가 축소한 결과로 판단된다.

모든 과제 조건에서 0.4 이상의 적재값을 나타낸 관절은 모두 시상면의 움직임이었다. 단일조건과 이중과제1/2 조건의 경우 우세성에 따른 비대칭적 현상이 나타나지 않았지만, 인지과제의 난이도가 가장 높은 이중과제+1 조건에서 비우세발을 들어올릴 때 지지다리의 무릎과 발목에서 유의미한 움직임이 나타났다. 따라서 체중을 지지다리로 옮기는 전략을 드는 다리의 지면반력이 아닌 지지다리의 관절의 움직임으로 보상한 것으로 판단된다. 이러한 결과는 COP 값을 나타내는 예비자세조절 크기의 값이 이중과제+1, 비우세발 조건에서 가장 낮은 결과를 통해서 확인할 수 있다.

Ⅵ. 결론 및 제언

1. 결론

본 연구에서는 이중과제 간섭에 의한 예비자세조절의 비대칭적 영향을 운동학적, 운동역학적 분석을 통해 확인하였다. 비우세발을 들어 올리는 조건에서 더 큰 이중과제 간섭이 발견되었다. 이러한 결과는 주성분 분석을 통해 관절간 협응구조에서도 확인하였다. 이중과제 간섭으로 인해 비우세발 조건에서 지지다리의 무릎과 발목 관절의 움직임을 동원하는 전략이 나타났다.

따라서 본 연구는 자세조절에 있어 측면 우세의 개념과 이중과제에 있어 주의자원의 경쟁을 일으켜 부정적 영향을 미친다는 교차영역 경쟁모델을 지지하게 된다. 이러한 결과를 통해 낙상 예방과 같은 자세의 안정성을 위한 운동학습 및 재활 프로그램 등에 있어 중요한 학술적 근거를 제공할 것이라 사료된다.

2. 제언

본 연구의 결론을 토대로 후속 연구 시 반드시 고려해야할 문제점 및 과제를 제시하면 다음과 같다.

첫째, 본 연구에서는 20, 30대 성인 남성으로 피험자를 한정하였다. 그 이유는 선행연구 사이에서 일치하지 않는 결과를 본 연구를 통해 증명하고자 하였기 때문이다. 따라서 추후 연구에서는 본 연구의 결과를 토대로 다양한 발달수준 및 병적 손상과 비교연구를 진행할 필요가 있다.

둘째, 보다 객관적인 인지부하에 대한 방법을 모색해야 한다. 본 연구는 작업기억 용량을 확인하여 이에 따른 개별적 부하를 제시하였다. 하지만 이러한 방법 역시 피험자 개개인에게 얼마만큼의 인지부하가 적용되었는지는 확인하기 어려운 문제점이 존재한다. 따라서 표준화된 방법을 통해 보다 타당한 방법을 모색하여 추후 연구에 반영해야 할 필요가 있다.

셋째, 피험자는 양팔을 반대편 가슴에 올려놓고 한 발 서기 과제를 수행하였다. 이는 팔에 존재하는 수많은 자유도를 통한 보상작용을 고려하는데 있어 제한적이라고 판단하였기 때문이다. 따라서 보다 실험실 상황을 탈피하기 위하여 팔의 자연스러운 움직임 속에서 나타나는 과제수행에 대한 연구가 필요하다고 판단된다.

참고 문헌

김선진. (2015). 운동학습과 제어. 서울: 대한 미디어.

Adams, J. A. (1971). A closed-loop theory of motor learning. *Journal of motor behavior*, *3*(2), 111-150.

Adkin, A. L., Frank, J. S., Carpenter, M. G., & Peysar, G. W. (2002). Fear of falling modifies anticipatory postural control. *Experimental brain research*, *143*(2), 160-170.

Alekseev, M. A., Dobronravova, I. S., Naidel, A. V., & Smetanin, B. N. (1979). On the mechanism of postural adjustment during foot movements. *Hum Physiol*, *5*, 579-588.

Andersson, G., Hagman, J., Talianzadeh, R., Svedberg, A., & Larsen, H. C. (2002). Effect of cognitive load on postural control. *Brain research bulletin*, *58*(1), 135-139.

Andersson, G., Yardley, L., & Luxon, L. (1998). A dual-task study of interference between mental activity and control of balance. *The American journal of otology*, *19*(5), 632-637.

Aruin, A. S. (2002). The organization of anticipatory postural adjustments. *Journal of Automatic control*, *12*(1), 31-37.

Aruin, A. S. (2016). Enhancing anticipatory postural adjustments: a novel approach to balance rehabilitation. *Journal of novel physiotherapies*, *6*(2).

Aruin, A. S., & Almeida, G. L. (1997). A coactivation strategy in anticipatory postural adjustments in persons with Down syndrome. *Motor control*, *1*(2), 178-191.

Aruin, A. S., & Latash, M. L. (1995). Directional specificity of postural muscles in feed-forward postural reactions during fast voluntary arm movements. *Experimental brain research*, *103*(2), 323-332.

Aruin, A. S., & Latash, M. L. (1995). The role of motor action in anticipatory postural adjustments studied with self-induced and externally triggered perturbations.

Experimental brain research, *106*(2), 291-300.

Aruin, A. S., & Latash, M. L. (1996). Anticipatory postural adjustments during self-initiated perturbations of different magnitude triggered by a standard motor action. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology/Electromyography and Motor Control*, *101*(6), 497-503.

Aruin, A. S., Nicholas, J. J., & Latash, M. L. (1997). Anticipatory postural adjustments during standing in below-the-knee amputees. *Clinical Biomechanics*, *12*(1), 52-59.

Atkinson, R. C., & Shiffrin, R. M. (1968). Human memory: A proposed system and its control processes1. In *Psychology of learning and motivation* (Vol. 2, pp. 89-195). Academic Press.

Atkinson, R. C., & Shiffrin, R. M. (1971). The control of short-term memory. *Scientific American*, *225*(2), 82-91.

Baddeley, A. (1981). The concept of working memory: A view of its current state and probable future development. *Cognition*, *10*(1-3), 17-23.

Baddeley, A. D., & Hitch, G. (1974). Working memory. In *Psychology of learning and motivation* (Vol. 8, pp. 47-89). Academic press.

Belenkii, V. E., Gurfinkel, V. S., & Paltsev, E. I. (1967). ON THE CONTROL ELEMENTS OF VOLUNTARY MOVEMENTS. *Biofizika*.

Bensoussan, L., Mesure, S., Viton, J. M., & Delarque, A. (2006). KINEMATIC AND KINETIC ASYMMETRIES IN HEMIPLEGIC PATIENTS'GAIT INITIATION PATTERNS. *Journal of Rehabilitation Medicine*, *38*(5), 287-294.

Berg, K. O., Wood-Dauphinee, S. L., Williams, J. I., & Maki, B. (1992). Measuring balance in the elderly: validation of an instrument. *Canadian journal of public health= Revue canadienne de sante publique*, *83*, S7-11.

Bonora, G., Mancini, M., Carpinella, I., Chiari, L., Ferrarin, M., Nutt, J. G., & Horak, F. B. (2017). Investigation of anticipatory postural adjustments during one-leg

stance using inertial sensors: evidence from subjects with Parkinsonism. *Frontiers in neurology*, *8*, 361.

Bouisset, S., & Zattara, M. (1987). Biomechanical study of the programming of anticipatory postural adjustments associated with voluntary movement. *journal of Biomechanics*, *20*(8), 735-742.

Bouisset, S., Richardson, J., & Zattara, M. (2000). Do anticipatory postural adjustments occurring in different segments of the postural chain follow the same organisational rule for different task movement velocities, independently of the inertial load value?. *Experimental brain research*, *132*(1), 79-86.

Brown, L. A., Sleik, R. J., Polych, M. A., & Gage, W. H. (2002). Is the prioritization of postural control altered in conditions of postural threat in younger and older adults?. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, *57*(12), M785-M792.

Burcal, C. J., Drabik, E. C., & Wikstrom, E. A. (2014). The effect of instructions on postural–suprapostural interactions in three working memory tasks. *Gait & posture, 40*(2), 310-314.

Bussey, M. D., de Castro, M. P., Aldabe, D., & Shemmell, J. (2018). Sex differences in anticipatory postural adjustments during rapid single leg lift. *Human movement science*, *57*, 417-425.

Camicioli, R., Howieson, D., Lehman, S., & Kaye, J. (1997). Talking while walking The effect of a dual task in aging and Alzheimer's disease. *Neurology*, *48*(4), 955-958.

Cau, N., Cimolin, V., Galli, M., Precilios, H., Tacchini, E., Santovito, C., & Capodaglio, P. (2014). Center of pressure displacements during gait initiation in individuals with obesity. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, *11*(1), 82.

Chang, W. H., Tang, P. F., Wang, Y. H., Lin, K. H., Chiu, M. J., & Chen, S. H. A. (2010). Role of the premotor cortex in leg selection and anticipatory postural adjustments associated with a rapid stepping task in patients with stroke. *Gait & posture*, *32*(4),

487-493.

Chapman, J. P., Chapman, L. J., & Allen, J. J. (1987). The measurement of foot preference. *Neuropsychologia*, *25*(3), 579-584.

Cherry, E. C. (1953). Some experiments on the recognition of speech, with one and with two ears. *The Journal of the acoustical society of America*, *25*(5), 975-979.

Chisholm, A. E., Perry, S. D., & McIlroy, W. E. (2011). Inter-limb centre of pressure symmetry during gait among stroke survivors. *Gait & posture*, *33*(2), 238-243.

Chomiak, T., Pereira, F. V., & Hu, B. (2015). The single-leg-stance test in Parkinson's disease. *Journal of clinical medicine research*, *7*(3), 182.

Christina, R. W. (1992). The 1991 CH McCloy Research Lecture: Unraveling the mystery of the response complexity effect in skilled movements. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, *63*(3), 218-230.

Clark, D. D., & Crossland, J. (1985). Action systems: An introduction to the analysis of complex behavior. *London and New York: Methuen*.

Claudino, R., dos Santos, E. C., & Santos, M. J. (2013). Compensatory but not anticipatory adjustments are altered in older adults during lateral postural perturbations. *Clinical Neurophysiology, 124*(8), 1628-1637.

Cohen, H., Blatchly, C. A., & Gombash, L. L. (1993). A study of the clinical test of sensory interaction and balance. *Physical Therapy*, *73*(6), 346-351.

Cohen, R. G., Nutt, J. G., & Horak, F. B. (2011). Errors in postural preparation lead to increased choice reaction times for step initiation in older adults. *Journals of Gerontology Series A: Biomedical Sciences and Medical Sciences*, *66*(6), 705-713.

Colné, P., Frelut, M. L., Pérès, G., & Thoumie, P. (2008). Postural control in obese adolescents assessed by limits of stability and gait initiation. *Gait & Posture*, *28*(1), 164-169.

Craik, F. I. (1991). Memory functions in normal aging. *Memory disorders: Research and*

clinical practice, 347-367.

Crutchfield, C., Shumway-Cook, A., & Horak, F. B. (1989). Balance and coordination training. *Physical therapy*, 825-843.

d'Esposito, M., Aguirre, G. K., Zarahn, E., Ballard, D., Shin, R. K., & Lease, J. (1998). Functional MRI studies of spatial and nonspatial working memory. *Cognitive Brain Research*, *7*(1), 1-13.

de Lima-Pardini, A. C., de Azevedo Neto, R. M., Coelho, D. B., Boffino, C. C., Shergill, S. S., de Oliveira Souza, C., ... & Cohen, R. G. (2017). An fMRI-compatible force measurement system for the evaluation of the neural correlates of step initiation. *Scientific Reports*, *7*, 43088.

de Souza Fortaleza, A. C., Mancini, M., Carlson-Kuhta, P., King, L. A., Nutt, J. G., Chagas, E. F., ... & Horak, F. B. (2017). Dual task interference on postural sway, postural transitions and gait in people with Parkinson's disease and freezing of gait. *Gait & posture*, *56*, 76-81.

Dessery, Y., Barbier, F., Gillet, C., & Corbeil, P. (2011). Does lower limb preference influence gait initiation?. *Gait & posture*, *33*(4), 550-555.

Deutsch, J. A., & Deutsch, D. (1963). Attention: Some theoretical considerations. *Psychological review*, *70*(1), 80.

Dick, J. P., Rothwell, J. C., Berardelli, A., Thompson, P. D., Gioux, M., Benecke, R., ... & Marsden, C. D. (1986). Associated postural adjustments in Parkinson's disease. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry*, *49*(12), 1378-1385.

Dingenen, B., Staes, F. F., & Janssens, L. (2013). A new method to analyze postural stability during a transition task from double-leg stance to single-leg stance. *Journal of biomechanics*, *46*(13), 2213-2219.

Doumas, M., Rapp, M. A., & Krampe, R. T. (2009). Working memory and postural control: adult age differences in potential for improvement, task priority, and dual tasking. *Journals of Gerontology: Series B*, *64*(2), 193-201.

Elias, L. J., Bryden, M. P., & Bulman-Fleming, M. B. (1998). Footedness is a better predictor than is handedness of emotional lateralization. *Neuropsychologia*, *36*(1), 37-43.

Federolf, P., Roos, L., & Nigg, B. M. (2013). Analysis of the multi-segmental postural movement strategies utilized in bipedal, tandem and one-leg stance as quantified by a principal component decomposition of marker coordinates. *Journal of biomechanics*, *46*(15), 2626-2633.

Forner-Cordero, A., Levin, O., Li, Y., & Swinnen, S. P. (2007). Posture control and complex arm coordination: analysis of multijoint coordinative movements and stability of stance. *Journal of motor behavior*, *39*(3), 215-226.

Fraizer, E. V., & Mitra, S. (2008). Methodological and interpretive issues in posture-cognition dual-tasking in upright stance. *Gait & posture*, *27*(2), 271-279.

Fregni, F., Boggio, P. S., Nitsche, M., Bermpohl, F., Antal, A., Feredoes, E., ... & Pascual-Leone, A. (2005). Anodal transcranial direct current stimulation of prefrontal cortex enhances working memory. *Experimental brain research*, *166*(1), 23-30.

Gabbard, C., & Hart, S. (1996). A question of foot dominance. *The Journal of general psychology, 123*(4), 289-296.

Gabbett, T. J., & Abernethy, B. (2012). Dual-task assessment of a sporting skill: influence of task complexity and relationship with competitive performances. *Journal of sports sciences*, *30*(16), 1735-1745.

Grafman, J., Pascual-Leone, A., Alway, D., Nichelli, P., Gomez-Tortosa, E., & Hallett, M. (1994). Induction of a recall deficit by rapid-rate transcranial magnetic stimulation. *Neuroreport: An International Journal for the Rapid Communication of Research in Neuroscience*.

Graybiel, A., & Fregly, A. R. (1966). A New Quantitative Ataxia Test Battery: APPENDIX A. Postural Equilibrium Tests and Clinical-Type Ataxia Tests: Apparatus, Administration, and Scoring Procedures. *Acta oto-laryngologica*,

61(1-6), 292-312.

Harbourne, R. T., & Stergiou, N. (2003). Nonlinear analysis of the development of sitting postural control. *Developmental psychobiology*, *42*(4), 368-377.

Hart, M. A., & Reeve, T. G. (2007). Equivalency of reaction times for simple and primed tasks. *Acta psychologica*, *125*(3), 291-300.

Henry, F. M. (1961). Reaction time—movement time correlations. *Perceptual and Motor Skills*, *12*(1), 63-66.

Henry, F. M., & Rogers, D. E. (1960). Increased response latency for complicated movements and a "memory drum" theory of neuromotor reaction. *Research Quarterly. American Association for Health, Physical Education and Recreation*, *31*(3), 448-458.

Hertel, J., & Olmsted-Kramer, L. C. (2007). Deficits in time-to-boundary measures of postural control with chronic ankle instability. *Gait & posture*, *25*(1), 33-39.

Hoffman, M., Schrader, J., Applegate, T., & Koceja, D. (1998). Unilateral postural control of the functionally dominant and nondominant extremities of healthy subjects. *Journal of athletic training, 33*(4), 319.

Holm, S. (1979). A simple sequentially rejective multiple test procedure. *Scandinavian journal of statistics*, 65-70.

Hong, S. L., & Newell, K. M. (2006). Change in the organization of degrees of freedom with learning. *Journal of Motor Behavior*, *38*(2), 88-100.

Horak, F. B. (2006). Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls?. *Age and ageing*, *35*(suppl_2), ii7-ii11.

Horak, F. B., & Macpherson, J. M. (1996). Postural equilibrium and orientation. *Published for the American Physiology Society by Oxford University Press, New York*, 255-292.

Horak, F. B., Esselman, P., Anderson, M. E., & Lynch, M. K. (1984). The effects of

movement velocity, mass displaced, and task certainty on associated postural adjustments made by normal and hemiplegic individuals. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry*, *47*(9), 1020-1028.

Horak, F. B., Wrisley, D. M., & Frank, J. (2009). The balance evaluation systems test (BESTest) to differentiate balance deficits. *Physical therapy*, *89*(5), 484-498.

Horak, F., & Kuo, A. (2000). Postural adaptation for altered environments, tasks, and intentions. In *Biomechanics and neural control of posture and movement* (pp. 267-281). Springer, New York, NY.

Huang, H. J., & Mercer, V. S. (2001). Dual-task methodology: applications in studies of cognitive and motor performance in adults and children. *Pediatric Physical Therapy*, *13*(3), 133-140.

Huxhold, O., Li, S. C., Schmiedek, F., & Lindenberger, U. (2006). Dual-tasking postural control: aging and the effects of cognitive demand in conjunction with focus of attention. *Brain research bulletin*, *69*(3), 294-305..

Jacobs, J. V., Henry, S. M., & Nagle, K. J. (2009). People with chronic low back pain exhibit decreased variability in the timing of their anticipatory postural adjustments. *Behavioral neuroscience*, *123*(2), 455.

Jacobs, J. V., Lou, J. S., Kraakevik, J. A., & Horak, F. B. (2009). The supplementary motor area contributes to the timing of the anticipatory postural adjustment during step initiation in participants with and without Parkinson's disease. *Neuroscience*, *164*(2), 877-885.

Jagdhane, S., Kanekar, N., & S Aruin, A. (2016). The effect of a four-week balance training program on anticipatory postural adjustments in older adults: a pilot feasibility study. *Current aging science, 9*(4), 295-300.

Jahanshahi, M., Profice, P., Brown, R. G., Ridding, M. C., Dirnberger, G., & Rothwell, J. C. (1998). The effects of transcranial magnetic stimulation over the dorsolateral prefrontal cortex on suppression of habitual counting during random number

generation. *Brain: a journal of neurology*, *121*(8), 1533-1544.

Jakob, G. B., Remšak, T., Jazbec, S. Š., Ledinek, A. H., & Rot, U. (2017). Step initiation interferes with working memory in nondisabled patients with the earliest multiple sclerosis–A dual-task study. *Gait & posture*, *51*, 201-207.

James, W. (1891). *The principles of psychology*, Vol. 2. NY: Holt.

Jonsson, E., Seiger, Å., & Hirschfeld, H. (2004). One-leg stance in healthy young and elderly adults: a measure of postural steadiness?. *Clinical biomechanics*, *19*(7), 688-694.

Kaiser, H. F. (1960). The application of electronic computers to factor analysis. *Educational and psychological measurement*, *20*(1), 141-151.

Kanekar, N., & Aruin, A. S. (2015). Improvement of anticipatory postural adjustments for balance control: effect of a single training session. *Journal of electromyography and kinesiology, 25*(2), 400-405.

Kanekar, N., Santos, M. J., & Aruin, A. S. (2008). Anticipatory postural control following fatigue of postural and focal muscles. *Clinical Neurophysiology*, *119*(10), 2304-2313.

Keele, S. W. (1972). Attention demands of memory retrieval. *Journal of Experimental Psychology*, *93*(2), 245.

Kejonen, P. K. (2004). Body movements during postural stabilization: Measurements with a motion analysis system.

Kelso, J. A. (1984). Phase transitions and critical behavior in human bimanual coordination. *American Journal of Physiology-Regulatory, Integrative and Comparative Physiology*, *246*(6), R1000-R1004.

Kelso, J. S., & Schöner, G. (1988). Self-organization of coordinative movement patterns. *Human Movement Science*, *7*(1), 27-46.

Kimura, T., Kaneko, F., Nagahata, K., Shibata, E., & Aoki, N. (2017). Working Memory Training Improves Dual-Task Performance on Motor Tasks. *Journal of motor*

behavior, 49(4), 388-397.

Ko, J. H., & Newell, K. M. (2015). Organization of postural coordination patterns as a function of scaling the surface of support dynamics. *Journal of motor behavior*, *47*(5), 415-426.

Ko, J. H., Han, D. W., & Newell, K. M. (2017). Skill level constrains the coordination of posture and upper-limb movement in a pistol-aiming task. *Human movement science*, *55*, 255-263.

Kuczyński, M., Szymańska, M., & Bieć, E. (2011). Dual-task effect on postural control in high-level competitive dancers. *Journal of sports sciences*, *29*(5), 539-545.

Lacour, M., Bernard-Demanze, L., & Dumitrescu, M. (2008). Posture control, aging, and attention resources: models and posture-analysis methods. *Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology, 38*(6), 411-421.

Lajoie, Y., Teasdale, N., Bard, C., & Fleury, M. (1993). Attentional demands for static and dynamic equilibrium. *Experimental brain research*, *97*(1), 139-144.

Lanshammar, H. (1982). On practical evaluation of differentiation techniques for human gait analysis. *Journal of Biomechanics*, *15*(2), 99-105.

Larivière, C., Arsenault, A. B., Gravel, D., Gagnon, D., & Loisel, P. (2001). Median frequency of the electromyographic signal: effect of time-window location on brief step contractions. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, *11*(1), 65-71.

Lepers, R., & Breniere, Y. (1995). The role of anticipatory postural adjustments and gravity in gait initiation. *Experimental Brain Research*, *107*(1), 118-124.

Li, K. Z., Lindenberger, U., Freund, A. M., & Baltes, P. B. (2001). Walking while memorizing: Age-related differences in compensatory behavior. *Psychological science*, *12*(3), 230-237.

Maki, B. E. (1993). Biomechanical approach to quantifying anticipatory postural adjustments in the elderly. *Medical and Biological Engineering and Computing*,

31(4), 355-362.

Maki, B. E., Edmondstone, M. A., & McIlroy, W. E. (2000). Age-related differences in laterally directed compensatory stepping behavior. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, *55*(5), M270-M277.

Massion, J. (1992). Movement, posture and equilibrium: interaction and coordination. *Progress in neurobiology, 38*(1), 35-56.

Maylor, E. A., & Wing, A. M. (1996). Age differences in postural stability are increased by additional cognitive demands. *The Journals of Gerontology Series B: Psychological Sciences and Social Sciences*, *51*(3), P143-P154.

McCollum, G., & Leen, T. K. (1989). Form and exploration of mechanical stability limits in erect stance. *Journal of Motor Behavior*, *21*(3), 225-244.

McIsaac, T. L., Lamberg, E. M., & Muratori, L. M. (2015). Building a framework for a dual task taxonomy. *BioMed research international*, *2015*.

McNevin, N. H., & Wulf, G. (2002). Attentional focus on supra-postural tasks affects postural control. *Human movement science, 21*(2), 187-202.

Mickelborough, J., Van Der Linden, M. L., Tallis, R. C., & Ennos, A. R. (2004). Muscle activity during gait initiation in normal elderly people. *Gait & posture*, *19*(1), 50-57.

Mikolajczyk, E., & Jankowicz-Szymanska, A. (2015). The effect of dual-task functional exercises on postural balance in adolescents with intellectual disability–a preliminary report. *Disability and rehabilitation*, *37*(16), 1484-1489.

Miller, G. A. (1956). The magical number seven, plus or minus two: Some limits on our capacity for processing information. *Psychological review*, *63*(2), 81.

Mornieux, G., Gehring, D., Fürst, P., & Gollhofer, A. (2014). Anticipatory postural adjustments during cutting manoeuvres in football and their consequences for knee injury risk. *Journal of sports sciences*, *32*(13), 1255-1262.

Mottaghy, F. M., Krause, B. J., Kemna, L. J., Töpper, R., Tellmann, L., Beu, M., ... &

Müller-Gärtner, H. W. (2000). Modulation of the neuronal circuitry subserving working memory in healthy human subjects by repetitive transcranial magnetic stimulation. *Neuroscience Letters*, *280*(3), 167-170.

Mouchnino, L., Aurenty, R., Massion, J., & Pedotti, A. (1992). Coordination between equilibrium and head-trunk orientation during leg movement: a new strategy build up by training. *Journal of neurophysiology*, *67*(6), 1587-1598.

Naugle, K. M., Hass, C. J., Joyner, J., Coombes, S. A., & Janelle, C. M. (2011). Emotional state affects the initiation of forward gait. *Emotion*, *11*(2), 267.

Newell, K. (1986). Constraints on the development of coordination. *Motor development in children: Aspects of coordination and control*.

Norman, D. A. (1969). Memory while shadowing. *The Quarterly Journal of Experimental Psychology*, *21*(1), 85-93.

Nouillot, P., Bouisset, S., & Do, M. C. (1992). Do fast voluntary movements necessitate anticipatory postural adjustments even if equilibrium is unstable?. *Neuroscience letters*, *147*(1), 1-4.

Oddsson, L., & Thorstensson, A. (1987). Fast voluntary trunk flexion movements in standing: motor patterns. *Acta Physiologica*, *129*(1), 93-106.

Ohgi, S., Morita, S., Loo, K. K., & Mizuike, C. (2007). A dynamical systems analysis of spontaneous movements in newborn infants. *Journal of motor behavior*, *39*(3), 203-214.

Palluel, E., Ceyte, H., Olivier, I., & Nougier, V. (2008). Anticipatory postural adjustments associated with a forward leg raising in children: Effects of age, segmental acceleration and sensory context. *Clinical Neurophysiology*, *119*(11), 2546-2554.

Pascual-Leone, A., & Hallett, M. (1994). Induction of errors in a delayed response task by repetitive transcranial magnetic stimulation of the dorsolateral prefrontal cortex. *Neuroreport: An International Journal for the Rapid Communication of Research in Neuroscience*.

Pedotti, A., Crenna, P., Deat, A., Frigo, C., & Massion, J. (1989). Postural synergies in axial movements: short and long-term adaptation. *Experimental Brain Research*, *74*(1), 3-10.

Pellecchia, G. L. (2003). Postural sway increases with attentional demands of concurrent cognitive task. *Gait & posture*, *18*(1), 29-34.

Peterka, R. J. (2002). Sensorimotor integration in human postural control. *Journal of neurophysiology*, *88*(3), 1097-1118.

Peters, M. (1988). Footedness: asymmetries in foot preference and skill and neuropsychological assessment of foot movement. *Psychological Bulletin*, *103*(2), 179.

Rahnama, L., Salavati, M., Akhbari, B., & Mazaheri, M. (2010). Attentional demands and postural control in athletes with and without functional ankle instability. *Journal of orthopaedic & sports physical therapy*, *40*(3), 180-187.

Ramos, C. F., & Stark, L. W. (1990). Postural maintenance during movement: simulations of a two joint model. *Biological cybernetics*, *63*(5), 363-375.

Register-Mihalik, J. K., Littleton, A. C., & Guskiewicz, K. M. (2013). Are divided attention tasks useful in the assessment and management of sport-related concussion?. *Neuropsychology review*, *23*(4), 300-313.

Riach, C. L., Hayes, K. C., & Lucy, S. D. (1992). Changes in centre of pressure of ground reaction forces prior to rapid arm movement in normal subjects and patients with cerebellar ataxia. *Clinical Biomechanics*, *7*(4), 208-214.

Rigoberto, M. M., Toshiyo, T., & Masaki, S. (2010, August). Smart phone as a tool for measuring anticipatory postural adjustments in healthy subjects, a step toward more personalized healthcare. In *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2010 Annual International Conference of the IEEE* (pp. 82-85). IEEE.

Rochester, L., Galna, B., Lord, S., & Burn, D. (2014). The nature of dual-task interference during gait in incident Parkinson's disease. *Neuroscience*, *265*, 83-

94.

Saitou, K., Washimi, Y., Koike, Y., Takahashi, A., & Kaneoke, Y. (1996). Slow negative cortical potential preceding the onset of postural adjustment. *Electroencephalography and clinical neurophysiology*, *98*(6), 449-455.

Santos, M. J., Kanekar, N., & Aruin, A. S. (2010). The role of anticipatory postural adjustments in compensatory control of posture: 2. Biomechanical analysis. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, *20*(3), 398-405.

Sauseng, P., Klimesch, W., Doppelmayr, M., Hanslmayr, S., Schabus, M., & Gruber, W. R. (2004). Theta coupling in the human electroencephalogram during a working memory task. *Neuroscience letters*, *354*(2), 123-126.

Schlenstedt, C., Mancini, M., Horak, F., & Peterson, D. (2017). Anticipatory postural adjustment during self-initiated, cued, and compensatory stepping in healthy older adults and patients with Parkinson disease. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, *98*(7), 1316-1324.

Schmidt, R. A. (1975). A schema theory of discrete motor skill learning. *Psychological review*, *82*(4), 225.

Sharma, S., McMorland, A. J., & Stinear, J. W. (2015). Stance limb ground reaction forces in high functioning stroke and healthy subjects during gait initiation. *Clinical Biomechanics*, *30*(7), 689-695.

Shumway-Cook, A., & Woollacott, M. (2000). Attentional demands and postural control: the effect of sensory context. *Journals of Gerontology-Biological Sciences and Medical Sciences*, *55*(1), M10.

Shumway-Cook, A., Woollacott, M., Kerns, K. A., & Baldwin, M. (1997). The effects of two types of cognitive tasks on postural stability in older adults with and without a history of falls. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, *52*(4), M232-M240.

Sidaway, B., Sekiya, H., & Fairweather, M. (1995). Movement variability as a function

of accuracy demand in programmed serial aiming responses. *Journal of Motor Behavior*, *27*(1), 67-76.

Singer, R. N., Hausenblas, H. A., & Janelle, C. M. (2001). *Handbook of sport psychology*. John Wiley & Sons Inc.

Springer, B. A., Marin, R., Cyhan, T., Roberts, H., & Gill, N. W. (2007). Normative values for the unipedal stance test with eyes open and closed. *Journal of geriatric physical therapy*, *30*(1), 8-15.

Stackhouse, C., Shewokis, P. A., Pierce, S. R., Smith, B., McCarthy, J., & Tucker, C. (2007). Gait initiation in children with cerebral palsy. *Gait & Posture*, *26*(2), 301-308.

Stins, J. F., Roerdink, M., & Beek, P. J. (2011). To freeze or not to freeze? Affective and cognitive perturbations have markedly different effects on postural control. *Human movement science*, *30*(2), 190-202.

Sun, R., Guerra, R., & Shea, J. B. (2015). The posterior shift anticipatory postural adjustment in choice reaction step initiation. *Gait & posture*, *41*(4), 894-898.

Talarico, M. K., Lynall, R. C., Mauntel, T. C., Weinhold, P. S., Padua, D. A., & Mihalik, J. P. (2017). Static and dynamic single leg postural control performance during dual-task paradigms. *Journal of sports sciences, 35*(11), 1118-1124.

Teasdale, N., & Simoneau, M. (2001). Attentional demands for postural control: the effects of aging and sensory reintegration. *Gait & posture*, *14*(3), 203-210.

Thelen, E., & Fisher, D. M. (1982). Newborn stepping: An explanation for a" disappearing" reflex. *Developmental psychology*, *18*(5), 760.

Tokuno, C. D., & Eng, J. J. (2006). Gait initiation is dependent on the function of the paretic trailing limb in individuals with stroke. *Gait & posture*, *24*(4), 424-428.

Uemura, K., Yamada, M., Nagai, K., Tanaka, B., Mori, S., & Ichihashi, N. (2012). Fear of falling is associated with prolonged anticipatory postural adjustment during gait initiation under dual-task conditions in older adults. *Gait & posture*, *35*(2),

282-286.

Van Gelder, T., & Port, R. F. (1995). It's about time: An overview of the dynamical approach to cognition. *Mind as motion: Explorations in the dynamics of cognition*, *1*, 43.

Vellas, B. J., Wayne, S. J., Romero, L., Baumgartner, R. N., Rubenstein, L. Z., & Garry, P. J. (1997). One-leg balance is an important predictor of injurious falls in older persons. *Journal of the American Geriatrics Society*, *45*(6), 735-738.

Verhagen, E., Bobbert, M., Inklaar, M., van Kalken, M., van der Beek, A., Bouter, L., & van Mechelen, W. (2005). The effect of a balance training programme on centre of pressure excursion in one-leg stance. *Clinical Biomechanics*, *20*(10), 1094-1100.

Whitacre, C. A., & Shea, C. H. (2000). Performance and learning of generalized motor programs: Relative (GMP) and absolute (parameter) errors. *Journal of Motor Behavior*, *32*(2), 163-175.

Whitacre, C. A., & Shea, C. H. (2002). The role of parameter variability on retention, parameter transfer, and effector transfer. *Research quarterly for exercise and sport*, *73*(1), 47-57.

Wickens, C. D. (1980). The structure of attentional resources. *Attention and performance VIII*, *8*, 239-257.

Wulf, G., Mercer, J., McNevin, N., & Guadagnoli, M. A. (2004). Reciprocal influences of attentional focus on postural and suprapostural task performance. *Journal of motor behavior, 36*(2), 189-199.

Yiou, E., & Do, M. C. (2010). Control of mediolateral stability during rapid step initiation with preferred and non-preferred leg: Is it symmetrical?. *Gait & posture*, *32*(1), 145-147.

Yiou, E., Caderby, T., Delafontaine, A., Fourcade, P., & Honeine, J. L. (2017). Balance control during gait initiation: State-of-the-art and research perspectives. *World*

journal of orthopedics, *8*(11), 815.

Yiou, E., Deroche, T., Do, M. C., & Woodman, T. (2011). Influence of fear of falling on anticipatory postural control of medio-lateral stability during rapid leg flexion. *European journal of applied physiology*, *111*(4), 611-620.

Yiou, E., Hamaoui, A., & Le Bozec, S. (2007). Influence of base of support size on arm pointing performance and associated anticipatory postural adjustments. *Neuroscience letters*, *423*(1), 29-34.

Yiou, E., Hussein, T., & Larue, J. (2012). Influence of temporal pressure on anticipatory postural control of medio-lateral stability during rapid leg flexion. Gait & posture, 35(3), 494-499

Abstract

The asymmetrical influence of dual-task interference on anticipatory postural control of stability during one-leg stance

Jo sini

Department of physical education

Graduate school

Seoul National University

Purpose: The purpose of this study is twofold. Firstly, it is to analyze how postural control system is altered in foot dominance and different cognitive-load during the anticipatory postural phase of one-leg stance in healthy young adults. Secondly, to investigate how the central nervous system organizes the coordination of the joint kinematics of the anticipatory postural adjustments to maintain equilibrium.

Method: Thirteen healthy young adults(male: 13; 11 right-footed, 2 left footed subjects; age 25.62±3.36 yr, height 176.54±5.91 cm, weight 74.60±8.22 kg) were recruited for this study. Subjects performed total 30trials at the maximal velocity in the six following conditions according to foot dominance and level of cognitive-load. Kinetic and kinematic analysis were performed by calculating center of pressure and joint angle, respectively.

Result: The results show that the latency of APAs onset increase in non-dominant foot and dual-task condition compared to that in a dominant foot and single-task condition. Also, as the cognitive load increases, APAs amplitude decrease. This shorter amplitude

leads to longer APAs duration. The result indicates that there is a significant negative correlation between APAs amplitude and duration. Furthermore, principal components analysis(PCA) showed that non-dominant foot, single-task condition required more components than the dominant foot and dual-task condition.

Conclusion: According to the results of the present study, it seems that depending on cognitive-load and foot dominance, central nervous system utilizes anticipatory postural adjustments in a different way to maintain equilibrium while one-leg stance. These results support the previous evidence that the initiation of voluntary movement in healthy subjects involve postural asymmetry. This statement may have relevant implications in motor learning and clinical evaluation where postural asymmetry is generally considered.

Keywords : Anticipatory postural adjustments, Dual−task interference, Asymmetry, Principal components analysis

Student Number : 2017-23172