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

체육학석사 학위논문

노인의 근육활용능력에 따른 감각운동동기화 트레이닝이 예측자세조절에 미치는 영향 비교연구

2023년 2월

서울대학교 대학원

체육교육과

정 은 휘

노인의 근육활용능력에 따른 감각운동동기화 트레이닝이 예측자세조절에 미치는 영향 비교연구

지도교수 김 선 진

이 논문을 체육학석사 학위논문으로 제출함
2023년 2월

서울대학교 대학원
체육교육과
정 은 휘

정은휘의 석사 학위논문을 인준함
2023년 2월

위 원 장 권 성 호 (인)

부위원장 박 재 범 (인)

위 원 김 선 진 (인)

국문초록

노인의 근육활용능력에 따른 감각운동동기화 트레이닝이 예측자세조절에 미치는 영향 비교연구

정 은 휘
서울대학교 대학원
체 육 교 육 과

노인은 노화가 진행됨에 따라 자세조절 전략의 변화를 겪고 균형능력이 감소한다. 특히 예상되는 섭동이 발생하기 전 섭동을 상쇄하기 위한 예측사제조절 전략이 지연되거나 변화되어 섭동이 발생한 뒤 동적 및 정적 안정성이 감소한다. 보행과 같은 이동운동에서도 노인의 예측자세조절은 변화되고 노인 낙상의 대부분이 이동운동 중에 발생하는 것으로 알려져 있다. 예측자세조절은 트레이닝 또는 다양한 중재에 의해 향상될 수 있다는 것이 보고되었기 때문에 본 연구는 트레이닝을 통한 노인의 보행 시작 시 발생하는 예측자세조절의 변화를 조사하고자 하였다. 본 연구에서 노인의 예측자세조절을 향상시키기 위해 단일 세션의 감각운동동기화 트레이닝을 사용하였고 해당 운동과제의 효과를 발 올리기 과제와 좁은 보폭걷기 과제에서 비교해 동작의 연속성에 따른 감각운동동기화 트레이닝의 효과를 비교하였다. 또한 노인의 근육활용능력에 따른 차이를 비교

하고자 건강한 노인을 모집하여 근감소증 진단 기준을 완화해 집단을 구분하였고 과제별 측정 시점(사전, 사후, 파지)과 집단에 따른 차이를 비교하였다.

그 결과, 발 올리기 과제와 좁은보폭걷기 과제 모두에서 사지 간 전이 효과가 관찰되었다. 발 올리기 과제에서 집단 간 차이가 관찰되지 않았으나 모든 연구 대상은 발의 속도, 예측자세조절의 크기 및 토크는 측정 시점별로 증가하였다. 이러한 변화는 감각운동동기화 트레이닝 후 빨라진 발의 속도에 의해 증가한 섭동을 예측하여 상쇄하기 위한 전략으로 보인다. 하지만 좁은보폭걷기 과제에서 발 올리기 과제와 다른 양상이 관찰되었다. 좁은보폭걷기 과제에서 사전측정보다 파지측정에서 발 속도가 증가하였으나 예측자세조절의 크기 및 토크의 차이는 관찰되지 않았다. 이에 더해 근육활용능력이 낮은 집단의 정적 안정성이 감소한 결과가 관찰되었다. 이러한 결과는 연구 대상이 감각운동동기화 트레이닝을 통해 안전함을 우선시 하는 움직임이 아닌 운동과제의 목표 달성을 우선시하는 비교적 덜 안전한 전략을 사용한 것으로 사료된다. 리드미컬한 청각 자극을 사용한 감각운동동기화 트레이닝은 노인, 파킨슨병, 뇌졸중 등 신체적으로 동적 및 정적 안정성이 감소한 대상의 보행 재활을 위해 사용되고 있다. 하지만 본 연구와 같이 단일 세션의 감각운동동기화 트레이닝 후 신체적으로 안정성을 유지하는 능력이 떨어진 대상자가 비교적 덜 안전한 움직임 전략을 사용한다면 낙상위험이 증가할 것으로 사료된다.

감각운동동기화 트레이닝이 운동과제별 근육모드 수에 미치는 영향을 살펴본 결과, 불연속 운동과제인 발 올리기 과제에서 집단 간 차이가 관찰되지 않았으나 연속 운동과제인 좁은보폭걷기 과제에서 집단과 측정 시점별 상호작용 효과가 관찰되었다. 이러한 결과는 리드미컬한 중재가 CPG를 자극할 수 있음을 언급한 선행연구의 가설을 지지하는 결과로 사료된다.

주요어 : 감각운동동기화, 근육활용능력, 예측자세조절, CPG,

학번 : 2021-27906

목 차

Ⅰ. 서론 ····· 1

1. 연구의 필요성 ····· 1

2. 연구목적 ····· 4

3. 연구가설 ····· 4

4. 용어의 정의 ····· 5

Ⅱ. 이론적 배경 ····· 7

1. 운동 협응(Movement coordination) ····· 7

1) 운동협응 ····· 7

2) 협응구조 ····· 8

3) 근육 협응구조 ····· 9

2. central pettern genrator(CPG) ····· 10

1) 배경 ····· 10

2) 모델의 발전 ····· 11

3. 예측자세조절(Anticipatory postural adjustments, APA) ····· 13

1) 예측자세조절 ····· 13

Ⅲ. 연구방법 ····· 17

1. 연구 대상 ····· 17

1) 연구 대상 선정기준 ····· 17

2) 집단구분기준 ····· 17
2. 실험장비 및 측정방법 ····· 19
3. 실험과제 ····· 22
1) 발 올리기 과제 ····· 22
2) 좁은보폭걷기 과제 ····· 23
3) 원 그리며 손뼉 치기 과제 ····· 23
4. 실험절차 ····· 25
5. 실험설계 ····· 27
6. 자료 분석 ····· 28
7. 통계처리 ····· 32

Ⅳ. 결과 ····· 33
1. 발 올리기 과제 ····· 33
1) 정적 안정성 ····· 33
2) 예측자세조절 크기 ····· 34
3) 예측자세조절 토크 ····· 36
4) 발의 최대속도 ····· 37
5) 근육모드 수 ····· 39
6) 예측자세조절 지속시간 ····· 40
7) 공동수축 지수 ····· 41
2. 좁은보폭걷기 과제 ····· 43
1) 정적 안정성 ····· 43
2) 예측자세조절 크기 ····· 45
3) 예측자세조절 토크 ····· 47

4) 발의 최대속도 ····· 48
5) 근육모드 수 ····· 49
6) 예측자세조절 지속시간 ····· 51
7) 공동수축 지수 ····· 52

Ⅴ. 논의 ····· 54
1. 발 올리기 과제 ····· 54
2. 좁은보폭걷기 과제 ····· 57

Ⅵ. 결론 및 제언 ····· 61
1. 결론 ····· 61
2. 제언 ····· 62

참고문헌 ····· 63

표 목차

표1. 연구 대상 특성 ····· 18
표2. 실험 설계 ····· 27
표3. 통계처리 방법 ····· 32

발 올리기 과제

표4. 정적안정성 반복측정 이원 분산분석 결과 ····· 33
표5. 예측자세조절 크기 반복측정 이원 분산분석 결과 ····· 35

표6. 예측자세조절 토크 반복측정 이원 분산분석 결과 ····· 36
표7. 발의 최대속도 반복측정 이원 분산분석 결과 ····· 38
표8. 근육모드 수 반복측정 이원 분산분석 결과 ····· 39
표9. 예측자세조절 지속시간 반복측정 이원 분산분석 결과 ··· 41
표10. 공동수축 지수 반복측정 이원 분산분석 결과 ····· 42

좁은보폭걷기 과제

표11. 정적안정성 반복측정 이원 분산분석 결과 ····· 43
표12. 정적안정성에 대한 *bonferroni* 사후 검정결과 ····· 44
표13. 예측자세조절 크기 반복측정 이원 분산분석 결과 ····· 45
표14. 예측자세조절 토크 반복측정 이원 분산분석 결과 ····· 47
표15. 발의 최대속도 반복측정 이원 분산분석 결과 ····· 48
표16. 발의 최대속도에 대한 *bonferroni* 사후 검정결과 ····· 49
표17. 근육모드 수 반복측정 이원 분산분석 결과 ····· 50
표18. 근육모드 수에 대한 *bonferroni* 사후 검정결과 ····· 50
표19. 예측자세조절 지속시간 반복측정 이원 분산분석 결과 · 52
표20. 공동수축 지수 반복측정 이원 분산분석 결과 ····· 53

그림 목차

그림 1. 지면반력기(force plate) ····· 19
그림 2. 근전도 장비(Electromyography, EMG) ····· 20
그림 3. 동작분석 카메라(motion capture camera) ····· 21

그림 4. Interactive Metronome(IM) ····· 22

발 올리기 과제

그림 5. 집단과 측정 시점에 따른 정적 안정성 ····· 34
그림 6. 집단과 측정 시점에 따른 예측자세조절의 크기 ····· 35
그림 7. 집단과 측정 시점에 따른 예측자세조절의 토크 ····· 37
그림 8. 집단과 측정 시점에 따른 발의 최대속도 ····· 38
그림 9. 집단과 측정 시점(사전, 사후)에 따른 근육모드 수 · 40
그림 10. 집단과 측정 시점에 따른 예측자세조절 지속시간 ··· 41
그림 11. 집단과 측정 시점에 따른 공동수축 지수 ····· 42

좁은보폭걷기 과제

그림 12. 집단과 측정 시점에 따른 정적 안정성 ····· 44
그림 13. 집단과 측정 시점에 따른 예측자세조절의 크기 ····· 46
그림 14. 집단과 측정 시점에 따른 예측자세조절의 토크 ····· 47
그림 15. 집단과 측정 시점에 따른 발의 최대속도 ····· 49
그림 16. 집단과 측정 시점(사전, 사후)에 따른 근육모드 수 51
그림 17. 집단과 측정 시점에 따른 예측자세조절 지속시간 ··· 52
그림 18. 집단과 측정 시점에 따른 공동수축 지수 ····· 53

수식 목차

수식 1. EMG 정규화 ····· 30
수식 2. EMG_{APA}정규화 ····· 31
수식 3. 공동수축 지수 ····· 31

Ⅰ. 서론

1. 연구의 필요성

낙상은 노인의 부상, 입원 및 사망과 관련해 관찰되는 가장 흔한 원인 중 하나로 여겨지고 있으며(World Health Organization[WHO], 2008) 낙상의 대부분은 노인이 이동하는 중에 발생한다고 알려져 있다(Salzman, 2010). 인간은 보행할 때 균형을 유지하기 위해 무게중심을 지지하는 다리로 옮기는 전략을 사용한다. 이와 같이 무게중심을 지지하는 다리로 재배치하지 않으면 신체는 중력에 의해 스윙하는 발 방향으로 균형을 잃게 된다. 따라서 인간은 보행 시 스윙하는 발이 땅에서 떨어지기 전 무게중심을 지지하는 다리로 추진시켜 균형을 유지한다. 이와 같은 무게중심의 추진은 일반적인 보행뿐 만 아니라 보행을 시작할 때에도 발생한다. 보행을 시작할 때 인간은 무게중심을 추진시키기 위해 예측자세조절(Anticipatory Postural Adjustments, APA) 전략을 사용한다. 예측자세조절이란 예상되는 섭동이 발생하기 전 자세근육(postural muscle)을 활성화 시키거나 움직임을 일으켜 예상되는 섭동을 상쇄하는 전략을 의미한다(Massion, 1992; Aruin & Latash, 1995, Li & Aruin, 2007). 이를 통해 인간은 자발적으로 움직이거나 외적 섭동이 발생하는 상황에서 균형을 유지하고 목표하는 방향의 움직임을 일으킬 수 있다. 인간은 보행을 시작 할 때 무게중심을 추진시키기 위해 압력중심을 뒤-가쪽 방향으로 보내는 예측자세조절 전략을 사용한다. 보행 시 나타나는 뒤쪽 방향의 압력중심의 이동은 무게중심을 앞으로 추진시키기 위한 방향으로 보행 속도와 연관된 요소로 여겨지고 있으며 가쪽 방향의 압력중심 이동은 무게중심을 지지하는 다리로 추진하기 위한 방향으로 균형과 연관된 요소로 여겨지고 있다(Yiou et al., 2012). 인간은 예측자세조절을 통해 무게중심을 추진시킴

으로서 유각기에 발생하는 섭동을 상쇄할 수 있다. 하지만 노인의 경우 이러한 예측자세조절이 젊은 성인에 비해 지연되어 섭동이 발생한 후 자세를 안정적으로 유지하지 못하는 것이 보고되었고(Kanekar & Aruin, 2014; Aruin et. al., 2015) 노인의 낙상이 대부분 이동운동 중에 발생한다는 것이 보고되었기 때문에(Salzman, 2010) 노인의 낙상 방지를 위한 예측자세조절 연구가 필요한 상황이다.

Asian Working Group for Sarcopenia(AWGS)는 연령이 증가함에 따라 특정 기준 이하로 근육량, 신체적 성능(physical performance), 근력의 감소가 나타나는 것을 '근감소증'으로 분류하고 있다(Chen et al., 2014). '근감소증'은 질병으로 분류되어 노인의 근육량 및 신체기능을 향상시키기 위한 운동 중재의 요구가 높아지고 있다. 근감소증을 진단하기 위해 걷기, 앉았다 일어서기와 같은 운동과제가 신체적 성능의 평가도구로 사용되고 있으며(Chen et al., 2014), 예측자세조절은 균형능력 및 보행과 밀접하게 관련된 자세조절 전략이기 때문에 (Kanekar & Aruin, 2014; Bouisset et. al., 1987) 예측자세조절이 근감소증을 진단하기 위한 신체적 성능의 중요한 요소임을 알 수 있다. 하지만 노인의 근육량, 근력, 신체적 성능(이하 근육활용능력이라 함. 용어의 정의 참고)에 따른 예측자세조절 연구는 미비한 상황이다.

예측자세조절은 환경 및 과제의 불안정성(Yiou et al., 2007)에 적응하는 것으로 알려져 있고 트레이닝을 통해서 향상될 수 있다는 것이 보고되었다(Aruin et. al., 2015, Hiraoka et. al., 2020 Stapley et al., 1998). 이에 단일 세션 메디신볼던지기 (Aruin et. al., 2015), 리드미컬한 청각 자극 및 리드미컬한 움직임(Hiraoka et. al., 2020)로 예측자세조절을 향상시키기 위한 연구가 진행되었다. 단일 세션의 메디신볼 던지기 연구는 노인(Aruin et al., 2015), 성인(Kanekar & Aruin, 2015), 뇌졸중환자(Curuk et al., 2020)를 대상으로 진행되었으며 단일 세션의 운동 중재를 통해 예측자세조절이 향상될 수 있고 섭동이 발생된 후 안정성이 향상되었다고 보고하였다. Hiraoka 등(2020)은 리드미컬한 청각 자극과 리드믹

컬한 움직임이 보행 시 발생하는 예측자세조절에 미치는 영향을 조사하였다. 연구 결과 리드미컬한 청각 자극을 듣는 것과 리드미컬한 움직임을 일으키는 것이 모두 예측자세조절을 향상 시킬 수 있음을 보고하였다. 이러한 결과에 대해 저자는 리드미컬한 중재가 기저핵의 Internal Rhythm 또는 Central Pattern Generator(CPG)를 자극해 나타난 결과일 수 있다고 보았다. CPG란 보행과 같이 연속적이고 리드미컬한 운동 기술을 수행하기 위해 신근과 굴근의 협응된 활성화 패턴을 조절하는 신경회로를 의미한다. CPG의 신경회로를 설명하기 위한 two-level half centre model은 근육 활성을 위한 시간적 구조를 형성하는 Rhythm Generator(RG)와 근육 활성화 패턴을 형성하는 Pattern Formation(PF)의 위계를 가정하고 있다(McCrea & Rybak, 2008). 따라서 리드미컬한 중재를 통한 CPG 자극 여부를 알기 위해선 리드미컬한 중재를 통해 연속적 운동과제와 불연속적 운동과제에서 변화되는 예측자세조절을 근육 협응구조와 관련해 비교하는 연구가 진행되어야 한다.

이에 본 연구는 이러한 선행연구의 한계를 보완하기 위해 노인의 근육활용능력에 따른 감각운동동기화 트레이닝이 예측자세조절에 미치는 영향을 조사하고자 하였다. 이를 위해 근육활용능력에 따라 집단을 구분하였고 리드미컬한 청각 자극에 움직임을 일치시키는 감각운동 동기화(Sensorimotor Synchronization, SMS) 트레이닝을 제공하여 집단 간 발생하는 변화를 비교하였다. 또한 리드미컬한 운동 중재를 통한 예측자세조절의 변화가 CPG와 관련이 있는지 여부를 유추하기 위해 연속적 운동과제와 불연속적 운동과제에서 예측자세조절과 관련된 변인을 검출하여 비교하였다. 예측자세조절과 관련된 변인으로 정적안정성, 예측자세조절의 크기, 발의 최대속도를 검출하였으며 감각운동동기화 트레이닝을 통한 근육 활성화 시점 및 패턴의 변화를 알기위해 예측자세조절 지속시간과 근육모드 수를 추출해 비교하였다. 본 연구에서 노인의 근육활용능력과 운동과제에 따른 차이가 관찰된다면 노인의 근육활용능력 감소에 따른 예측자세조절 변화에 대한 이해를 높일 수 있을 것으로 기대하고 근육활용능력이 감소한 노인의 낙상 방지를 위한 트레

이닝 및 연구의 기초자료가 될 수 있을 것으로 기대한다.

2. 연구목적

본 연구의 목적은 노인의 근육활용능력에 따른 감각운동동기화 트레이닝이 예측자세조절에 미치는 영향을 조사하는 것이다. 이를 위해 건강한 노인을 모집해 근육활용능력에 따라 집단을 구분하였으며, 리드미컬한 소리에 원을 그리며 손뼉 치는 감각운동동기화 트레이닝을 운동 중재로 사용하였다. 또한 운동과제의 연속성에 따른 감각운동동기화 트레이닝의 효과를 조사하기 위해 불연속적 운동과제인 발 올리기 과제와 연속적 운동과제인 좁은 보폭 걷기 과제에서 나타나는 변화를 비교하였다.

3. 연구가설

본 연구의 목적을 달성하기 위하여 다음과 같은 연구가설을 설정하였다.

1) 노인의 근육활용능력에 따른 예측자세조절(크기, 시작 시점)의 차이가 있을 것이다.

2) 노인의 근육활용능력에 따른 감각운동동기화 트레이닝을 통한 예측자세조절(크기, 시작 시점, 근육모드 수) 변화에 차이가 있을 것이다.

3) 운동과제의 연속성에 따라 감각운동동기화 트레이닝이
예측자세조절에 미치는 영향이 다를 것이다.

4. 용어의 정의

본 연구에서 사용되는 대표적인 용어들의 조작적 정의는 다음과 같다.

1) 감각운동동기화 트레이닝

감각운동동기화란 외부 환경으로부터 제공된 청각, 시각, 촉각 등의 감각정보를 통해 지각된 리듬에 리드미컬한 움직임을 만들어 일치시키는 것을 의미한다(Repp & Su, 2013). 본 연구는 일정하게 제공되는 청각 자극에 손으로 원을 그리며 손뼉 치는 과제를 감각운동동기화 과제로 사용하였다.

2) 근육활용능력

Asian Working Group for Sarcopenia(AWGS)는 근육량(남<7, 여 <5.7kg/m^2), 근력(악력 남<28, 여<18kg), 신체적 성능(SPPB< 9)을 근감소증 진단 기준으로 제시하고 있다. 본 연구에서 근감소증 진단을 위한 세 가지 요소(근육량, 근력, 신체적 성능)를 근육활용능력으로 정의하였다.

3) Short Physical Performance Bettery(SPPB)

SPPB는 근감소증 진단 시 신체적 성능을 평가하기 위해 사용하는 평가도구로 편안한 속도로 4m 걷기, 5회 앉았다 일어서기, 균형잡기 운동 과제를 통해 0점~12점으로 신체적 성능을 평가하는 도구이다.

4) 예측자세조절(Anticipatory Postural Adjustments, APA)

보행을 시작할 때 인간은 스윙하는 다리에 의해 발생하는 섭동을 상쇄하고 앞으로 나아가기 위해 무게중심을 지지하는 다리 방향과 앞쪽으로 추진시킨다. 이를 위해 인간은 보행이 발생하기 전 압력중심을 뒤-가쪽으로 보내는 예측자세조절을 사용한다(Brenière et al., 1987; Lepers & Breniere, 1995; Jian et al., 1993; Lyon & Day, 1997; Yiou & Do, 2010; Yiou & Do, 2011; Yiou et al., 2012). 따라서 본 연구에서 움직임이 발생하기 전 압력중심의 뒤-가쪽 움직임을 예측자세조절로 정의하였다.

Ⅱ. 이론적 배경

본 연구에서 근육활용능력에 따른 감각운동동기화 트레이닝이 예측자세조절에 미치는 영향을 조사하기 위해 다음과 같은 선행연구들과 이론적 틀을 살펴보았다.

1. 협응구조

(1) 운동협응

인간은 신경, 근육, 관절과 같은 신체 분절의 효율적인 공동작용을 통해 운동 목표를 달성한다. 이처럼 동작의 목적에 따라 형성되는 신체의 상대적인 움직임을 '운동협응'이라고 한다(turvey, 1990). 인간의 움직임을 연구하는 분야에서 이론적 관점마다 인간의 움직임을 설명하기 위해 각기 다른 협응의 원리를 제시하고 있다. 인간을 능동적인 정보처리자로 가정하는 정보처리 관점에서 인간의 동작은 각기 다른 근육과 신체 분절의 계열적, 병렬적 협응을 통해 발현되며 이러한 운동협응은 운동프로그램에 의해 제어된다고 설명하고 있다(김선진, 2000). 다이내믹 시스템 이론 관점에서 운동협응은 자기조직의 원리와 비선형성의 원리를 따라 생성되고 변화된다고 설명하고 있으며 이러한 운동협응은 유기체, 환경, 과제의 제한 요소에 영향을 받는다고 보고 있다(김선진, 2000).

(2) 협응구조

Bernstein(1967)은 인간의 움직임의 원리를 이해하기 위해'자유도 문제'를 제기하였다. 인간은 수많은 신경, 근육 및 관절에 의한 많은 수의 자유도를 가지고 있기 때문에 Bernstein(1967)은 인간 움직임의 원리를 이해하기 위해서 수많은 자유도를 어떻게 통제하는지 규명해야 한다고 보았다. 인간의 이러한 복잡한 움직임을 설명하기 위해서 정보처리 관점에서는 동작의 단위를 가정하였고 다이내믹 시스템이론 관점에서는 협응구조를 가정하였다(김선진, 2000). 먼저 정보처리 이론에서 가정한 운동단위를 살펴보면 운동단위란 정보처리 관점에서 움직임의 기본 요소로 여겨지고 있는 개념이다. 운동단위는 불변하는 타이밍 특성을 가지며 인간의 복잡한 움직임은 운동단위의 연속적인 배열을 통해 달성된다고 여겨지고 있다(김선진, 2000). 운동단위의 불변하는 특성에 대한 한 가지 예로 야구 베팅동작을 들 수 있다. 베팅동작은 발을 내딛는 타이밍과 발을 내딛고 스윙하는 타이밍을 나눌 수 있는데 두 타이밍은 날아오는 공의 속도에 따라 다른 변화 양상을 나타낸다. 날아오는 공의 속도에 따라 발을 내딛는 타이밍은 변하지만 발을 내딛고 스윙하는 타이밍은 변하지 않는다. 야구배팅에서 발을 내딛고 스윙하는 동작처럼 불변하는 타이밍 특성을 가진 동작을 동작의 단위로 보는 것이다(magill, 2008). 하지만 이와 같은 정보처리적 접근은 미세하게 변하는 환경에 적응하는 인간의 움직임에 대한 정보처리 용량의 한계 문제를 설명할 수 없다는 한계가 있다(김선진, 2000)

다이내믹시스템 이론 학자인 bernstein(1967)은 이러한 자유도 문제를 설명하기 위해 협응구조를 제시하였다. bernstein이 정의한 협응구조란 여러 관절에 걸쳐있는 근육의 집합체로 협응구조는 유기체 안에 있는 많은 변인의 상호적인 결합에 의해 구성되며 인간 운동제어의 기본 단위가 된다(김선진, 2000).

(3)근육 협응구조

협응 구조는 관절 각도간의 안정적인 상관관계를 나타내는 운동학적, 관절 토크간의 안정적인 상관관계를 나타내는 동적, 신경적 수준으로 구분할 수 있다. 인간의 중추는 이와 같은 다양한 수준의 협응구조를 나타내기 위해 공변하고 덜 안정적인 근육 시너지를 사용한다(Turpin, 2021). 근육 시너지는 공변하는 근육 그룹으로 다차원 근육 활성화 공간에서 벡터로 나타낼 수 있다(Turpin, 2021). 근육 시너지는 원시 운동(motor primitive), 근육 협응(muscle coordination), 근육모드 (muscle mode)등으로 연구되어왔다. 근육 시너지는 중첩의 원리에 따라 서로 상호작용하지 않고 독립적으로 결합되기 때문에 (Flash & Hochner 2005; Bizzi & Cheung 2013) PCA 분석 및 NNMF 등의 차원을 줄이는 알고리즘을 통해 연구되었다. 근육 시너지는 인간이 운동과제를 수행 할 때 뇌의 변화를 아는데 용이하기 때문에 주로 뇌졸중환자와 같은 신경 재활 분야에서 주로 연구되었다(Hirai et al., 2015; GarcíaCossio et al., 2014; Roh et al., 2015). 최근에는 신경 재활 분야 뿐 만 아니라 보행의 적응(Kitatani et al., 2022), 발달과 트레이닝에 의한 달리기 상황에서 근육 시너지 변화(Cheung et al.,2020) 등과 같이 트레이닝을 통한 근육 시너지 변화에 대해 연구가 진행되고 있다. 한 가지 예로 Cheung 등(2020)은 발달과 트레이닝에 따른 근육 시너지의 합병(merging)과 분화(fractionation)를 보고하였고 효율성과 관련된 근육 시너지를 발견했다고 보고하였다(Cheung et al.,2020).

지금까지의 협응구조에 대한 연구는 현재 관절 수준에서 많은 연구가 진행되었다(김선진, 2000). 재활 및 트레이닝 관련 연구는 환자들이 보다 '좋은 움직임'으로 협응의 변화를 일으키고자 하는 목적을 가지고 진행된다. 이를 위해선 '좋은 움직임'을 정의해야 하지만 인간은 개인마다 다른 생체 역학적 특성을 가지고 개인 내에서도 수많은 가변성을 가지고 움직임을 수행하기 때문에 관절 수준의 자유도를 가지고 '좋은 움직임'을 정

의하는 것은 매우 어려운 일이다. 따라서 앞으로 협응의 변화를 연구하는 분야가 발전하기 위해선 보다 많은 자유도를 가진 근육 수준 및 신경 수준에서 협응의 변화에 대한 연구가 진행되어야 한다.

2. central pettern genrator(CPG)

(1) 배경

운동 기술은 움직임의 연속성에 따라 불연속적 운동 기술과 연속적 운동 기술로 구분할 수 있다. 연속적 운동 기술이란 운동 기술의 시작과 끝이 명확하게 구분되지 않으며 리드미컬하게 반복되는 운동 기술을 의미한다. 특히 보행은 특별한 연습 없이도 습득이 가능한 계통발생적인 운동 기술로 일상생활 상황부터 스포츠 상황까지 다양한 상황에서 나타나는 운동 기술이다. 보행은 특별한 상황 외에 별다른 의식적 작용 없이 자동적으로 조절될 수 있다는 특징이 있다. 이러한 보행에 대해 그동안 다양한 연구가 진행되었고 보행과 같이 반복적이고 리드미컬한 움직임을 설명하기 위해 Central pattern generators(CPG)가 가정되었다. CPG란 보행과 같이 연속적이고 리드미컬한 운동 기술을 수행하기 위해 신근과 굴근의 협응된 활성화 패턴을 조절하는 신경회로를 의미한다. 이러한 개념은 T. Graham Brown(1911)이 진행한 고양이 실험에서 구심성 피드백과 상위 중추의 입력 없이도 고양이의 척수는 리드믹컬한 보행 리듬을 발생시킬 수 있다는 것이 발견되면서 널리 받아들여지기 시작하였다. 이후 많은 연구가 진행되었고 이러한 현상을 설명하기 위해 다양한 모델이 제안되고 발전되었다.

(2) 모델의 발전

Graham Brown(1914)는 CPG에 대한 일반 도식인 “half -center’ 모델을 제안하였다. 초기의 CPG 모델의 중요한 특징은 다음과 같다. 1. 각 사지는 각각의 CPG에 의해 제어된다고 가정한다. 2. CPG는 굴근 및 신근 운동뉴런에 각각 신호를 보내는 두 그룹의 흥분성 중간뉴런(half-centers)을 포함한다. 3. half-center 간 상호 억제 연결을 통해 한 번에 하나의 half-center만 활성화된다. 4. half-center의 활성화는 피로에 의해서 점차적으로 감소될 수 있다. 5. 보행 중 위상의 변화는 한쪽의 half-center의 흥분도가 임곗값 아래로 떨어지고 반대쪽 half-center의 억제가 낮아질 때 발생한다. 6. 길항근의 운동뉴런의 상호 억제는 주동근의 흥분과 밀접하게 연관되어 있다.

이러한 가설은 보행 중 관찰된 굴근과 신근의 운동뉴런이 활성화 되는 동안 허리 분절의 중간뉴런이 활성화되고 조직화되는 증거가 관찰되면서 더욱 신뢰를 얻게 되었다(Grillner, 1969; Grillner & Zangger, 1979). 또한 노르아드레날린성 전구체인 L-DOPA의 전신 투여를 한 결과 굴곡근과 신전근의 자발적인 교대 활성화가 관찰되었고 굴곡근과 신전근의 중간뉴런 경로로 사이에 강력한 억제 상호작용이 세포 내 운동뉴런 기록(Intracellular motoneuron recordings)에서 관찰되었다(Jankowska et al., 1967). 이러한 연구 결과를 통해 half-center 모델은 half-center 간 상호 억제를 하는 중간뉴런집단이 내재적으로 척수에 조직화되어 있다는 것을 가정하였다. 또한 중간뉴런은 다양한 구심성 신경에 의해 활성화 될 수 있고 이러한 중간뉴런의 교대 활성화를 통해 굴근과 신근의 교대 활성화가 나타날 수 있음이 보고되었다(Lundberg, 1981).

하지만 초기에 가정된 half-center 모델은 보행 운동을 설명하기에 다양한 한계점을 가지고 있었고 이러한 한계점을 보완하기 위해 보다 발전된 CPG 모델이 제시되었다. 초기 half-center 모델은 모든 운동뉴런을 굴근과 신근을 조절하는 두 그룹으로 나누었다. 하지만 보행의 신전단계

와 굴곡단계 모두에서 활성화되는 운동뉴런 풀이 존재하고 신전과 굴곡을 담당하는 운동뉴런 활성화 시점의 시작과 끝이 다르기 때문에(Rossignol, 1996) 단순히 운동뉴런을 두 그룹으로만 나눈 초기의 half-center 모델로는 굴근과 신근이 동시에 활성화되는 mixed synergy 활성화 패턴을 설명하지 못한다는 한계가 있었다(McCrea & Rybak, 2008). 예를 들어 고양의 보행 중 발 흔들기 시 관찰되는 발목의 신근과 굴근의 공동 활성화(mixed synergy)는 보행 중 CPG를 간단하게 설명한 초기 half-center 모델만으로는 설명할 수 없다(Stein, 2005; Stein and Smith, 1997). 발 흔들기는 고양이의 발에 피부 자극(물이나 테이프가 붙을 경우)이 가해지면 발을 빠르게 흔드는 반사작용으로 발 흔들기 움직임은 CPG 활동에 통합되어 고양이가 발을 흔드는 동안 다른 사지는 불안정성을 최소화할 수 있게 패턴을 수정한다(Smith et al., 1985; Carter and Smith, 1986; Pearson and Rossignol, 1991). 이러한 공동 활성화는 발이 장애물에 걸렸을 때에도 관찰된다. 일반적으로 발이 장애물에 걸리는 상황은 앞으로 걷는 동안 다리의 신근이 억제되는 유각기에 관찰된다. 유각기에 발에 장애물이 걸리면 인간은 다리를 과 굴곡해 장애물 위로 발을 들어 올린다. 이러한 반사가 나타날 때 발목에 공동 활성화가 나타나고 인간은 이러한 반사를 통해 장애물을 넘을 수 있다. 그러나 이러한 공동 활성화가 굴곡단계 동안 신근의 CPG회로의 활성화를 통해 나타나는 것이 아니라 피부 흥분성 반사임이 세포 내 운동 기록을 통해 관찰되었다(Forssberg, 1979). 이를 통해 보행 중 발생하는 모든 운동뉴런 활동이 반드시 CPG에 의해 나타나는 것이 아님을 알 수 있다(McCrea & Rybak, 2008). 또한 고양이의 보행 실험에서 관찰된 한 가지 중요한 특징으로 감각자극이 보행의 주기를 변경하지 않고 신근의 활성화되는 단계를 연장했다는 것이다. 이때 연장된 신근의 활성화 단계는 다음 굴근이 활성화되는 단계를 감소시켜 보상한다(Guertin et al., 1995). 초기의 CPG 모델은 보행 운동의 리듬을 생성하는 흥분성 중간뉴런이 운동뉴런에 직접 연결되어 있기 때문에 half-center의 흥분성 변화는 보

행 주기와 운동뉴런 활동 모두에 영향을 미쳐야하기 때문에 앞서 언급한 현상을 설명하지 못한다는 한계가 있었다(McCrea & Rybak, 2008). 같은 맥락으로 고양이의 가상 이동운동(Lafreniere-Roula and McCrea, 2005) 및 트레이드밀(Duysens, 1977) 실험에서 운동 뉴런의 활동은 몇 주기 동안 삭제(delation) 될 수 있다는 것이 관찰되었다. 이러한 현상을 설명하기 최근 CPG의 모델은 pattern generator와 rhythm formation의 위계를 가정하여 리드미컬한 운동뉴런 활동의 실패가 나타나는 동안 보행의 타이밍을 유지하는 구조가 모델에 포함되었다(McCrea & Rybak, 2008).

3. 예측자세조절

직립 보행을 하는 인간은 신체 구조상 좁은 기저면 위로 수많은 관절이 위치하는 불안정한 구조를 가지고 있다. 인간의 움직임은 특별한 상황을 제외하면 중력장 안에서 모든 활동이 이뤄지기 때문에 인간은 중력에 의해 야기되는 불안정성에 저항하며 움직임을 수행해야 한다. 특히 인간이 일상생활에서 많이 사용하는 보행과 같은 이동운동은 양발지지에서 한 발지지로 변하는 운동과제이기 때문에 인간은 이러한 운동과제를 수행할 때 기저면이 줄어들어 생체 역학적으로 더욱 불안정해진다. 이러한 신체적 특성을 가진 인간은 섭동에 의해 발생된 불안정성을 극복하고 자세 균형을 유지하기 위해 예측자세조절과 보상자세조절 등의 자세조절 전략을 사용한다. 섭동은 외부의 충격을 받는 상황에서도 발생하지만 자발적인 움직임에서도 발생한다. 인간이 움직임을 일으킬 때 움직임을 일으키는 분절에서 발생하는 내적 힘과 토크는 전신을 거쳐 지지면에 전달된다. 이때 지지면에서 움직임의 방대 방향으로 외적 힘이 발생하게 되는데 이러한 힘에 의해 인간은 자발적인 움직임을 통해서 역학적으로 섭동을 받게 된다. 이러한 섭동에 의해 발생되는 불안정성을 극복하고자

인간은 섭동이 발생하기 전 자세근육을 활성화시키는 예측자세조절을 사용한다(Massion, 1992; Aruin & Latash, 1995, Li & Aruin, 2007). 이러한 자세조절 전략은 손 뻗기 과제를 사용한 다수의 연구에서 섭동이 발생하기 전 다리와 몸 쪽 분절의 자세근육의 활성화로 관찰되었다(Cordo & Nashner, 1982, Friedli et al., 1984, Lee et al., 1990). 예측자세조절은 피드포워드 메커니즘에 의해 나타나며(Massion, 1992; Aruin & Latash, 1995; Li & Aruin, 2007) 섭동이 발생된 후 예측되는 결과에 대응하기 위한 중추 신경계 internal forward model의 존재를 반영하는 것으로 알려져 있다(Wing et al., 1997). 예측자세조절은 예상되는 섭동이 발생하기 전 자세근육을 활성화 시키는 전략이기 때문에 무게중심 및 압력중심의 변화로 관찰된다. 그동안 예측자세조절을 조사한 연구는 예상되는 섭동이 발생하기 전 근육 활성화 시점, 압력중심 및 무게중심의 이동과 관련해 주로 연구되었다. 또한 앞서 언급한 것처럼 섭동은 외부의 물체와 접촉에 의해서 발생할 수도 있고 자발적인 움직임 상황에서도 발생할 수 있기 때문에 예측자세조절의 연구에서 사용되는 과제는 자발적인 움직임에 의해 발생되는 섭동과 외부에서 발생하는 섭동으로 나뉘어 연구되었다. 이러한 연구들을 통해 외부에서 발생하는 섭동의해 발생한 예측자세조절은 외부 섭동의 방향과 크기(Aruin & Latash, 1996, Aruin & Almeida, 1997), 자발적인 움직임에 의해 발생하는 예측자세조절은 운동과제와 몸의 구성(configulation)(Aruin, 2003)에 영향을 받는다고 알려졌다.

선행연구들에 의하면, 노인은 젊은 성인에 비해 예측자세조절이 나타나는 시점이 지연되어 예상되는 섭동이 발생한 이후 자세를 안정적으로 유지하지 못하고 더욱 큰 무게 중심의 변화를 나타낸다(Kanekar & Aruin, 2014; Aruin et. al., 2015). 또한 노인의 예측자세조절 지연 현상과 함께 균형능력, 운동과제(Motor task)및 보행 수행의 저하가 보고되었다(Kanekar & Aruin, 2014; Bouisset et. al., 1987). 노인 낙상은 대부분 이동운동 중 발생한다는 점을 고려하면(Salzman, 2010) 불안정한 신체구조를 가진 인간이 사용하는 예측자세조절 전략이 균형과 정향을 유지하는데

중요한 요소임을 알 수 있다. 이러한 예측자세조절은 과제와 유기체의 특성에 따라 다르게 나타나며 환경에 적응할 수 있음이 다양한 연구에서 보고되었다. 벽에 기대는 상황(Friedli et al., 1984), 앉거나 누워있는 상황(van et al., 1998)과 같이 역학적으로 안정적인 상황에서 균형을 유지해야 하는 요구가 적어지기 때문에 예측자세조절의 크기가 줄어드는 현상이 발생한다(Yiou et al., 2012). 이와 반대로 인간은 역학적으로 안정적인 상황뿐 만 아니라 매우 불안정한 상황에서도 불안정성을 최소화하기 위해 예측자세조절을 줄이는 전략을 사용한다(Aruin et al., 1998). 이 외에도 피로(Morris & Allison 2006, Strang et al., 2009, Vuillerme et al., 2002), 시간적 제약(Yiou et al., 2012), 심리적 요인(Yiou et al., 2011), 주의초점(Aloraini et al., 2020)등과 관련해 다양한 과제, 환경과 유기체의 특성에 따라 적응할 수 있음이 보고되었다. 이러한 예측자세조절의 적응에 대한 연구가 진행되면서 Aruin 등(2015)은 노인의 단일 세션의 트레이닝이 예측자세조절에 미치는 영향과 향상된 예측자세조절과 균형능력의 관계를 조사하였다. 해당 연구에서 단일 세션의 트레이닝을 통해 예측자세조절과 균형능력이 향상됨을 보고하였다. 이처럼 예측자세조절의 향상을 위한 트레이닝에 대한 연구는 전신 뻗기 과제(Saito et al., 2014), 메디신볼 던지기(Aruin et al., 2015), VR 트레이닝(Li et al., 2021) 리드미컬한 청각 자극과 움직임(Hiraoka et. al., 2020) 등과 관련해 연구되었다. 한 가지 흥미로운 사실은 리드미컬한 움직임과 리드미컬한 청각 자극이 예측자세조절을 향상시킬 수 있다는 것이다(Hiraoka et al., 2020). 해당 연구에서 리드미컬한 청각 자극이 기저핵의 internal rhythm을, 리드미컬한 움직임은 Central Pattern Generator(CPG)를 자극할 것으로 가정했고 서로 다른 결과를 나타낼 것으로 기대했지만 두 가지 중재가 유사하게 예측자세조절을 향상시키는 결과를 나타냈다. 이러한 결과에 대해 저자는 리드믹컬한 청각 단서는 CPG의 Rhythm Generator(RG)을, 리드미컬한 움직임은 CPG의 Pattern Formation(PF)을 자극했을 가능성을 제기하였다. CPG의 two-level half centre model은 RG와 PF의 위계를 가정하고 있고 RG는 PF의 비활성 상

황에서도 활성이 유지 될 수 있기 때문에(Lafreniere-Roula & McCrea, 2005) 가능성이 있는 주장 이지만 리드믹컬한 청각 자극과 움직임이 CPG를 자극해 예측자세조절을 변화시켰는지를 알기 위해선 근육 활성화 시점과 패턴에 대한 보다 깊은 연구가 필요한 상황이다.

Ⅲ. 연구방법

1. 연구 대상

(1) 연구 대상 선정기준

본 연구는 65세 이상 비 근감소증 노인 남녀 20명을 모집해 진행되었다. 연구 대상은 G*power program을 통해 산출된 통계적 검증력 95%를 충족하는 20명으로 선정하였다. 연구의 연구 대상자 모집과 진행은 서울대학교 생명윤리 위원회의 허가를 받은 후 진행하였다(IRB No. 2206_003-005).

(2) 집단구분기준

본 연구는 건강한 65세 이상 노인을 모집해 근감소증 진단 기준을 완화시켜 집단을 구분하였다. 연령이 증가함에 따라 발생하는 근육량, 근력 및 신체적 성능의 감소는 다양한 생리학적 및 임상적 결과를 초래할 수 있다(Cruz-Jentoft et al.,2010). 현재 해당 요소가 특정 기준 이하로 감소하는 것을 근감소증으로 분류하고 있고 근감소증은 질병으로 분류되어 사회적 문제로 대두되었다. 근감소증을 진단하기 위해 근육량을 평가하는 방식 중 하나로 bioimpedance analysis(BIA)가 있으며 근육량에 대한 근감소증 진단 기준은 BIA가 남자: <7.0 kg/m^2 여자: <5.4 kg/m^{2}로 본 연구는 해당 기준 이상의 연구 대상을 모집하였다.

근감소증 진단 기준 중 근력을 평가하는 방법으로 악력을 측정한다. 보행 및 신체적 성능은 하지 근력과 밀접하게 연관되어 있으나 악력 측정은 실용적으로 사용될 수 있고 하지 근육의 파워, 무릎 관절의 토크와

종아리 근육의 단면적과 강한 상관관계가 있어(Yu et al., 2014) 근감소증 진단 기준에 사용된다. 또한 근감소증 진단을 위해 사용되는 신체적 성능 평가도구로 SPPB를 사용하고 있다.

본 연구는 근육활용능력에 따라 집단을 구분하기 위해 근감소증 진단 기준을 완화시켜 적용하였다(근육량: 남자 = 11 kg/m^2 여자 = 9 kg/m^2; 악력: 남자 = 28kg 여자 = 20kg; SPPB: 11점). 완화된 근감소증 진단 기준을 모두 만족하는 경우 근육활용능력 하위 집단(L 집단)으로 구분하였고 근육량, 근력, SPPB 중 하나라도 기준 이상이면 근육활용능력 상위 집단(H 집단)으로 구분하였다.

표 1. 연구 대상 특성

집단	성별	나이	근육량 (kg/m^2)	악력(kg)	SPPB
H 집단	남5	69.4 ± 5.6	9.8 ± 1.72	31.73 ± 13.97	11.7 ± 0.3
	여5		10.35 ± 2.39	18.35 ± 4.14	
L 집단	남4	72.8 ± 9.2	9.14 ± 1.51	19.12 ± 4.9	8.5 ± 2.5
	여6		8.48 ± 0.65	16.16 ± 3.56	

2. 실험장비 및 측정방법

본 연구에서 예측자세조절과 관련된 변인을 비교 분석하기 위해 사용한 실험 도구 및 측정 방법은 다음과 같다.

1) 지면반력 측정기(Force plate)

연구 대상의 예측자세조절 및 균형능력을 측정하기 위해 지면반력 측정기(force plate Bertec USA)(그림.1)를 사용하였다. 지면반력 측정기를 활용한 데이터는 1000Hz의 sample rate으로 수집되었고 연구 대상의 안-가쪽 방향을 X축, 앞-뒤 방향을 Y축, 수직 방향을 Z 축으로 설정해 데이터를 분석하였다.

그림 1. 지면반력 측정기(Force plate)

2) 근전도 장비(Electromyography, EMG)

근육별 근육 활성 데이터를 산출하기 위해 표면 근전도 장비(EMG, Noraxon, U.S.A)(그림.2)를 사용하였다. 근전도 장비는 연구 대상의 양측 전경골근, 가자미근, 대퇴직근, 대퇴근막장근, 중둔근, 대퇴이두근, 반힘줄근(16채널)에 부착하였다. 장비를 통해 근육의 활성 정보를 시간에 따라 2000Hz로 수집하였고 지면반력 측정기와 AD bord로 동조화하여 데이터를 수집하였다. 또한 수집된 데이터는 장비의 지연시간을 고려해 50ms 뒤로 이동하여 처리하였다(Corcos et al, 1992).

그림 2. 근전도 장비(Electromyography, EMG)

3) 동작분석 카메라

본 연구에서 예측지세조절을 추출하기 위해 사용되는 과제는 박자를 예측해 가장 빠르게 움직이는 과제로(실험 과제 참고) 발의 속도에 대한 정보를 동작분석 카메라(motion capture camera, Qualisys, Sweden)를 활용해 추출하였다. 또한 본 연구의 연구 대상은 정적 안정성이 낮은 노인이기 때문에 움직임의 시작을 정의하기 위해서 동작분석 카메라를 활용하였다. 발의 속도 및 움직임의 시작에 대한 정보를 추출하기 위해 연구 대상의 제1 중족골과 뒤꿈치에 반사 마커를 부착하였다.

그림 3. 동작분석 카메라(motion capture camera)

4) Interactive metronome(IM)

연구 대상자의 감각운동동기화 트레이닝을 위해 IM 장비((Interactive Metronome, Interactive Metronome®, USA))를 사용하였다. 연구 대상

은 곧게 서서 장비를 손에 부착한 상태로 리드미컬한 청각 자극에 양손으로 원을 그리며 손뼉 치는 운동과제를 수행하였다. 이때 청각 자극은 연구 대상이 선호하는 속도로 제공하였으며 이를 위해 감각운동동기화 트레이닝 전 연구 대상이 선호하는 속도의 박자를 추출하는 과정이 진행되었다.

그림 4. Interactive Metronome(IM)

3. 실험 과제

본 연구에서 사용된 예측자세조절 측정 과제 및 감각운동동기화 트레이닝은 다음과 같다.

1) 발 올리기 과제

불연속 동작에서 나타나는 예측자세조절을 측정하기 위해 연구 대상은 발 올리기 과제를 수행하였다. 발 올리기 과제는 15초간 서있는 상태에서 최대한 빠르게 앞의 구조물에 발을 올리는 운동과제를 의미한다. 발을 올리는 구조물의 높이는 연구 대상의 정강이뼈 1/2로 조정하였고,

구조물의 위치는 연구 대상의 대퇴골 길이의 1/2 앞쪽에 위치시켜 실험을 진행하였다. 해당 과제는 노인의 근육량 및 근력의 감소가 복직근과 대퇴직근에 먼저 발생한다는 선행연구를 기반으로(Ata et al., 2019) 고관절 굴곡이 요구되는 과제를 통해 근육활용능력 감소에 의한 차이를 보고자 선정되었다. 측정 진행 시 연구 대상에게 움직임 시작 3초 이전부터 초당 한 번씩 청각 자극을 제공하였으며 연구 대상은 세 번째 소리를 예측해 전방의 구조물에 최대한 빠르게 발을 올렸다.

2) 좁은보폭걷기 과제

리드미컬한 운동과제에서 나타나는 예측자세조절을 측정하기 위해 좁은보폭걷기 과제를 진행하였다. 좁은보폭걷기 과제란 15초간 서있는 상태에서 좁은 보폭으로 최대한 빠르게 걷는 과제이다. 노화에 따른 보행의 운동학적 운동역학적 변화가 보고되었기 때문에(Amiridis et al., 2003; Horak, 2006; Kasahara & Saito 2021; Hallal et al., 2013) 모든 연구 대상이 동일한 운동과제를 수행 할 수 있도록 보폭은 연구 대상의 발 크기로 통제하여 진행하였다. 발 올리기 과제와 마찬가지로 측정 진행 시 연구 대상에게 3초 이전부터 초당 한 번씩 청각 자극을 제공하였으며 연구 대상은 세 번째 소리를 예측해 최대한 빠르게 좁은보폭걷기 과제를 수행하였다.

3) 원 그리며 손뼉 치기 과제

예측자세조절을 향상시키기 위한 감각운동동기화 트레이닝으로 원을 그리며 손뼉 치는 과제를 사용하였다. 해당 과제는 청각 자극에 양손으로 원을 그리면서 손뼉을 치는 과제로 연구 대상은 곧게 선 자세에서 어깨너비의 두 배 크기의 원을 그리며 들리는 청각 자극에 손뼉을 일치시켰다. 청각 자극의 속도는 연구 대상이 해당 과제를 수행하는 데 무리가

되지 않는 선호하는 속도로 제공되었다. 과제 진행 시 선호하는 속도로 진행한 이유는 다음과 같다. 1. CPG가 관여하는 운동과제 수행 시 감각 자극 및 피로가 발생하게 되면 모든 운동뉴런의 활동이 CPG에 의해 나타나지 않을 수 있다(McCrea & Rybak, 2008). 2. 달리기 운동과제 수행 시 속도가 증가함에 따라 근육모드의 수가 증가하고(Yokoyama et al., 2016), 선호하는 속도로 달릴 때 default-mode synergies를 사용할 가능성을 보고한 선행연구(Chen et al., 2020)를 바탕으로 선정되었다.

4. 실험 절차

실험실에 도착한 연구 대상은 연구 참여 동의서를 작성하고, 연구의 목적, 위험성 및 과정을 안내받았다. 이후 연구 대상의 근육량, SPPB, 대퇴골 길이, 정강이 길이에 대한 정보를 추출하였고 EMG 센서와 동작 분석용 마커를 각 부착위치에 부착하였다. 모든 측정 준비를 마친 뒤 연구 대상은 사전 사후 파지(1일 뒤) 검사를 진행하였으며 진행 방식은 다음과 같다.

1) 사전측정

각 집단에 할당된 연구 대상의 정적 안정성 및 예측자세조절과 관련한 변인을 추출하기 위해 발 올리기 과제와 좁은보폭걷기 과제를 진행하였다. 발 올리기 과제와 좁은보폭걷기 과제 모두 15초간 가만히 서있는 자세에서 3번째 청각 자극을 예측해 움직이는 과제이다. 측정 진행 시 연구자는 연구 대상이 지면 반력기위에 올라간 뒤 Qualisys Track Manager (QTM) 소프트웨어를 사용해 실시간으로 송출되는 안-가쪽 압력중심의 흔들림을 육안으로 확인하였으며 연구 대상이 가만히 서있는 자세를 만들고 압력중심의 안-가쪽 움직임이 안정적인 상태가 되었을 때 데이터를 추출하기 시작하였다.

사전측정 시 발 올리기 과제에서 연구 대상의 시선은 전방의 구조물 중앙에 표시되어 있는 한 점에, 보행 과제에서 연구 대상의 시선은 좁은보폭으로 내딛는 위치에 표시되어 있는 한 점에 고정되었다. 연구 대상이 세 번째 청각 자극이 제공되기 전(첫 번째 또는 두 번째 청각 자극) 움직임을 시작 하는 경우 해당 수행은 실패로 간주되어 다시 수행하게 하였다. 과제 수행 시 연구 대상이 해당 과제에 익숙해 질 수 있도록 5회의 연습수행을 제공하였고 연습 수행 더 필요할 경우 추가적으로 연습 수행을 제공하였다. 모든 과제는 5회 반복되었으며 각 수행이 완료된 후 연구자는 연구 대상에게 15초간 가만히 서있다 세 번째 소리에 맞춰 최대한 빠르게 움직임을 시작하라는 언어적 단서를 제공하였다.

2) 감각운동동기화 트레이닝

사전측정을 완료한 후 연구 대상의 예측자세조절을 향상시키기 위한 단일 세션의 감각운동동기화 트레이닝이 진행되었다. 연구에서 사용한 감각운동동기화 트레이닝은 원 그리며 손뼉 치기 과제로(실험 과제 참고) 연구 대상의 손에 IM 장비를 부착하여 트레이닝을 진행하였다. 해당 운동과제는 리드미컬하게 들리는 청각 자극에 손뼉 치는 과제로 청각 자극은 연구 대상이 선호하는 속도록 제공하였다. 이를 위해 트레이닝을 진행하기 전 동일한 과제에서 연구 대상의 선호하는 속도에 대한 정보를 추출하는 과정이 진행되었다. 감각운동동기화 트레이닝은 1분씩 총 5세트가 진행되었으며 각 세트가 마무리된 후 연구 대상에게 정확성 절대오차에 대한 정보와 '들리는 소리에 맞춰 손뼉 치세요.'라는 언어적 단서가 제공하였다.

3) 사후측정

감각운동동기화 트레이닝을 완료한 후 사전측정과 동일한 절차로 사후측정을 진행하였다. 사전측정부터 사후측정까지 근전도 장비와 동작분석용 마커를 연구 대상의 동일한 위치에 부착해 연구를 진행하였다.

4) 파지측정

파지측정은 사전 및 사후측정을 수행한 다음날 진행되었다. 파지측정은 연구 대상의 제1 중족골 먼 쪽에 동작분석용 마커를 부착해 진행되었다. 파지측정 시 연구 대상의 정적 안정성 및 예측자세조절과 관련된 변인을 검출하기 위해 사전측정과 사후측정에서 진행된 동일한 방식으로 발 올리기 과제 및 좁은보폭걷기 과제를 진행하였다.

5. 실험 설계

본 연구는 노인의 근육활용능력을 독립변인으로 설정한 실험 설계로 감각운동 동기화 트레이닝을 통한 예측자세조절과 관련된 변인을 비교하고자 다음과 같이 연구가 설계되었다.

독립변인	종속변인
근육활용능력 측정 시점	**1. 발 올리기 과제** • 정적 안정성 • 예측자세조절의 크기 • 예측자세조절 토크 • 발의 최대속도 • 근육모드 수 • 예측자세조절 지속시간
	2. 좁은보폭걷기 과제 • 정적 안정성 • 예측자세조절의 크기 • 예측자세조절 토크 • 발의 최대속도 • 근육모드 수 • 예측자세조절 지속시간

표 2. 실험 설계

6. 자료 분석

1) 동작분석 데이터

본 연구에서 동작분석 장비를 활용해 움직임의 시작(t_0)을 정의하고 발의 최대속도에 대한 정보를 산출하였다. 움직임의 시작은 연구대상의 뒤꿈치에 부착된 동작분석 마커의 z축 움직임이 안정된 상태의 평균값보다 10SD 이상 넘어가는 시점으로 정의하였다. 안정된 상태란 연구 대상이 움직임을 일으키기 직전 M-L 방향의 압력중심 이동이 최대가 되는 시점으로부터 8초에서 3초 사이를 의미한다. 연구에서 예측자세조절을 측정하기 위해 사용한 운동과제는 움직임 3초 이전부터 청각 자극이 발생하기 때문에 청각 자극에 의한 과외 변인을 배제하고자 8초에서 3초 사이의 데이터를 활용해 안정된 상태를 정의하였다.

연구에서 사용된 측정과제는 최대한 빠르게 움직이는 운동과제로 연구 대상의 제 1 중족골에 부착된 마커의 최대속도를 집단과 측정 시점별 비교하였다.

2) 지면반력 데이터

본 연구에서 지면반력 측정기를 통해 얻은 압력중심 데이터를 활용해 예측자세조절의 크기와 정적 안정성에 대한 정보를 산출하였다. 본 연구에서 사용된 측정과제는 양발을 지지하는 상황에서 한 발로 지지하는 운동과제로 안-가쪽 방향의 예측자세조절은 자세 안정성과 관련 있는 요소이다(Yiou et al., 2012). 본 연구는 노인의 자세안정성과 관련된 변인

을 보고자 하여 집단 간 안-가쪽 방향의 예측자세조절을 비교하였다. t_0 이전에 발생한 안-가쪽 방향 압력중심의 최대 이동 변위를 예측자세조절 크기로 정의하여 집단과 측정 시점별 비교하였다. 본 연구에서 연구대상의 특성상 움직임이 발생하기 전 압력중심의 피크가 나타나지 않은 경우가 관찰되었고 이러한 경우 예측자세조절 크기를 0으로 간주하였다.

보행 또는 발 올리기 과제에서 안-가쪽 방향의 예측자세조절은 지지하는 다리 방향으로 질량을 던지는 기능을 한다. 본 연구에서 지면반력측정기를 활용하여 예측자세조절이 최대가 되는 시점의 토크를 산출해 비교하였다. 지면반력기의 토크는 앞-뒤 방향의 축에 대한 토크를 산출하였고 질량을 지지하는 다리 방향으로 던지기 위한 가쪽 방향의 토크가 발생했을 시 해당 수행을 예측자세조절이라 정의하였다. 따라서 예측자세조절의 안-가쪽 방향의 토크가 몸쪽으로 발생하거나 0이 나오는 경우 예측자세조절과 토크를 0으로 간주하였다.

연구 대상의 정적 안정성은 t_0 15초에서 3초 이전(t_0-15s; t_0-3s) 가만히 서있는 상황에서 안-가쪽 방향의 압력중심의 분산으로 정의하였다.

3) 근육활성 데이터

본 연구에서 EMG 장비로 얻은 데이터를 활용해 예측자세조절의 근육모드 수에 대한 정보를 산출하였다. 획득된 EMG 데이터는 장비의 지연을 고려해 50ms 뒤로 이동시켜 데이터를 처리하였고(Corcos et al. 1992) 필터링(filtering)과 정류화(rectification)을 적용하였다. 이후 가만히 서있는 상황(t_0-8s; t_0-3s)에서 근육 활성으로 정규화를 진행하였다. (EMG_{nome}: 정규화된 EMG 데이터, EMG_{ref}: 움직임 시작 8초에서 3초 이전 EMG 데이터 평균)

$$EMG_{norm} = \frac{EMG}{EMG_{ref}}$$

수식 1. EMG 정규화

예측자세조절이 움직임이 발생하기 전 300ms이내에 발생함을 보고한 선행연구를 기반으로(Klous et al. 2011) 움직임 시작 300ms부터 움직임 시작까지의 근육 활성 데이터를 활용해 근육모드를 산출하였다(t_0-300ms; t_0). 5회 반복된 운동과제에서 정의된 분석 구간 내(t_0-300ms; t_0) EMG 신호를 50ms 간격으로 적분하여 16개의 열(16개 근육), 적분한 값을 행으로 가지는 행렬을 산출하였다(16×30 행렬). 근육모드는 covariance PCA 분석을 통해 결정하였고 이를 통해 16개의 근육 활성 공간을 더 작은 차원으로 줄여 공변하는 근육 집단의 구성을 근육모드로 정의하였다. 근육모드 수는 정의한 분석구간 EMG 데이터를 90% 이상 설명할 수 있는 근육모드 개수로 정의하여 피험자 별로 산출해 집단과 측정 시점별로 비교하였다.

또한 EMG 데이터를 활용해 예측자세조절 지속시간에 대한 정보를 산출하였다. 예측자세조절 지속시간은 예측자세조절이 시작되는 시점부터 움직임 시작까지의 시간 간격으로 정의하였다. 예측자세조절 시작 시점(t_{APA})는 근육모드 크기가 가만히 서있는 상황(t_0-8s; t_0-3s)에서 5SD 이상 증가하는 시점으로 정의하였다. 근육모드의 크기는 분석 구간(t_0-300ms; t_0)의 EMG_{nome} 행렬(16행: 16개 근육, 열: 분석된 데이터 수)에 아이겐 벡터를 곱하여 계산하였다(Piscitelli et al., 2017). 이후 피험자 별 예측자세조절 지속시간(t_0-t_{APA})을 산출해 집단과 측정 시점별로 비교하였다.

보행의 예측자세조절 상황에서 압력중심의 이동을 위해 전경골근의 활성이 증가하고 가자미근의 활성이 감소하는 것으로 보고되었다

(Breniere & Do, 1986; Crenna & Frigo, 1991). 이에 본 연구는 분석 구간(t_0-300ms; t_0)에서 나타나는 공동수축 지수를 계산해 집단과 측정 시점 별로 비교하였다. 연구 대상 간 공동수축 지수를 비교하기 위해 정규화 과정을 진행하였다. 분석 구간(t_0-300ms; t_0)의 EMG_{nome} 데이터를 적분한 값에서 가만히 서있는 상황(t_0-3000ms; t_0-6000ms)의 추정된 적분값을 빼 300ms 시간 간격으로 정규화 하였다(EMG_{APA}).

$$\int EMG_{APA}dt = \int_{t_0-300}^{t_0} EMG_{norm}dt - \left(\int_{t-6000}^{t_0-3000} EMG_{norm}dt\right)/10$$

수식 2. EMG_{APA} 정규화

전경골근(TA)과 가자미근(SO)의 EMG_{APA}로 다음과 같은 공동수축 지수(Cocontraction index, CCL)를 구하여 집단과 측정 시점 별 비교하였다.

$$CCL = \frac{2(EMG_{TA})}{EMG_{SO} + EMG_{TA}}$$

수식3. 공동추숙 지수

7. 통계처리

본 연구에서 SPSS 26.0의 통계 프로그램을 활용하여 다음과 같은 분석을 실시하였다(SPSS Ins, Chicago, USA). 집단 간 감각운동동기화 트레이닝에 따른 측정 시점(사전, 사후, 파지)별 차이를 비교하기 위해 반복측정 이원 분산분석(Two way ANOVA with repeated measures)을 실시하였다. 주효과 및 상호작용 효과가 발생한 경우, *Bonferroni* 사후검정으로 요인별 다중비교를 하였다. 가설 검증을 위한 통계적 유의수준은 .05로 설정하였다.

과제	변인	분석 방법
발 올리기	• 정적 안정성 • 예측자세조절 크기 • 예측자세조절 토크 • 발의 최대속도 • 근육모드 수 • 예측자세조절 지속시간 • 공동추숙 지수	반복측정 이원 분산분석
좁은보폭걷기	• 정적 안정성 • 예측자세조절 크기 • 예측자세조절 토크 • 발의 최대속도 • 근육모드 수 • 예측자세조절 지속시간 • 공통수축 지수	

표3. 통계처리 방법

Ⅲ. 결과

1. 발 올리기 과제

1) 정적 안정성

각 집단과 측정 시점(사전, 사후, 파지)에 따른 정적 안정성을 비교 분석하기 위해 집단과 시기별 가만히 서있는 상황에서 나타나는 안-가쪽 방향 압력중심 이동의 분산을 산출하였다. 산출된 데이터의 등분산성을 확인하기 위해 구형성 검정(Mauchly's test of sphericity)을 확인한 결과 구형성 가정을 위배하지 않았다(p>.05). 이어서 각 집단과 측정 시점의 상호작용 효과를 검증하기 위해 반복측정 이원 분산분석(two-way *RM* ANOVA)을 실시하였다. 그 결과 노인의 집단과 측정 시점의 주효과 및 상호작용 효과는 유의하게 나타나지 않았다(집단: F=1.132, p=.301; 시간: F=0.626, p=.54; 집단*시간: F=1.732, p=.191).

표 4. 정적안정성 반복측정 이원 분산분석 결과

변수	제곱합	자유도	평균제곱	*F*	*P*
집단	246.037	1	246.037	1.132	0.301
시간	28.696	2	14.348	0.626	0.54
집단*시간	79.381	2	39.69	1.732	0.191
오차	825.028	36	22.917		

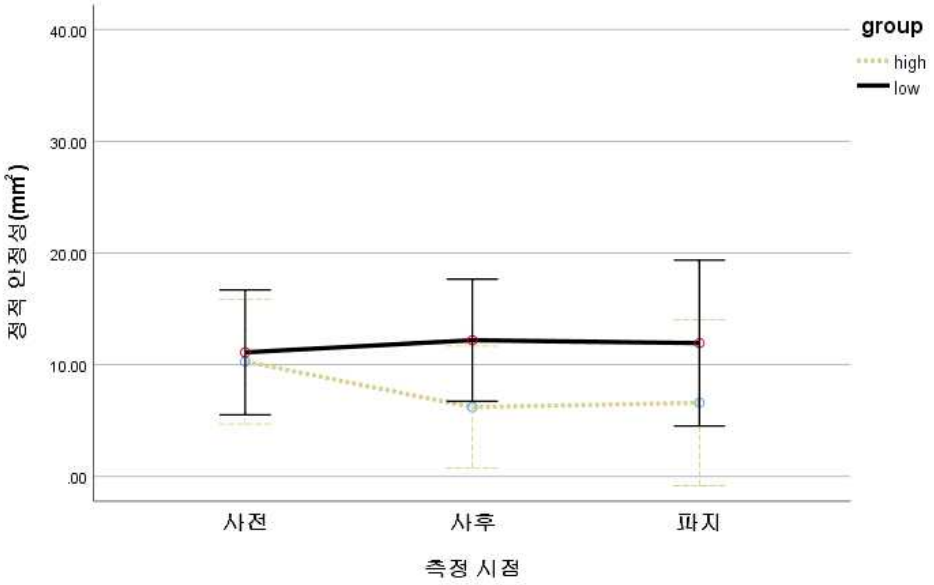

그림 5. 집단과 측정 시점에 따른 정적 안정성

2) 예측자세조절 크기

각 집단과 측정 시점(사전, 사후, 파지)에 따른 예측자세조절 크기를 비교 분석하기 위해 집단 간 예측자세조절 시 나타나는 안-가쪽 방향의 최대 압력중심 이동에 대한 정보를 산출하였다. 산출된 데이터의 등분산성을 확인하기 위해 구형성 검정(Mauchly's test of sphericity)을 확인한 결과 구형성 가정을 위배하지 않았다(p>.05). 이어서 각 집단과 측정 시점의 상호작용 효과를 검증하기 위해 반복측정 이원 분산분석(two-way *RM* ANOVA)을 실시하였다. 그 결과 집단에 대한 주효과(F= 1.97, p=.177)와 집단과 측정 시점의 상호작용 효과(F=0.362, p=.698)는 유의하게 나타나지 않았으나, 측정 시점에 대한 주효과는 유의하게 나타났다(F=1.97, p=.01).

표 5. 예측자세조절 크기 반복측정 이원 분산분석 결과

변수	제곱합	자유도	평균제곱	*F*	*P*
집단	3264.618	1	3264.618	1.97	0.177
시간	1216.671	2	608.336	5.119**	0.011
집단*시간	86.143	2	43.071	0.362	0.698
오차	4278.223	36	118.84		

**p<.01

주효과에 대한 bonferoni 사후검정 결과 예측자세조절 크기는 사전측정 보다 사후측정에서 크게 나타났으나(p=.006) 사전측정과 파지측정(p=.072), 사후측정과 파지측정(p=.100)은 유의한 차이가 없었다.

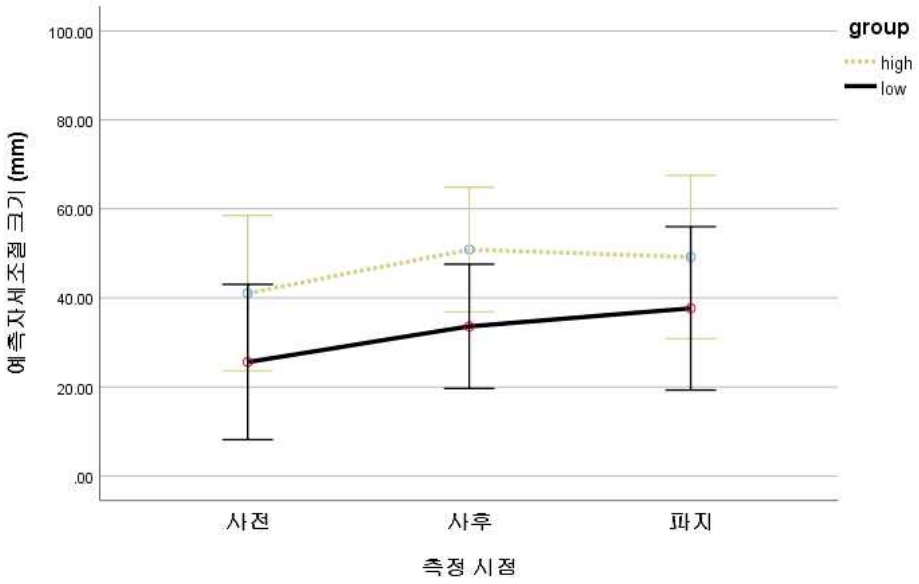

그림 6. 집단과 측정 시점에 따른 예측자세조절 크기

3) 예측자세조절 토크

각 집단과 측정 시점(사전, 사후, 파지)에 따른 예측자세조절 토크를 비교 분석하기 위해 안-가쪽 압력중심의 이동이 최대가 될 때 발생하는 토크에 대한 정보를 산출하였다. 산출된 데이터의 등분산성을 확인하기 위해 구형성 검정(Mauchly's test of sphericity)을 확인한 결과 구형성 가정을 위배하지 않았다(p>.05). 이후 좁은보복걷기 과제에서 나타나는 각 집단과 측정 시점의 상호작용 효과를 검증하기 위해 반복측정 이원 분산분석(two-way *RM* ANOVA)을 실시하였다. 그 결과 집단에 대한 주효과(F= 0.498, p=.489)와 집단과 측정 시점의 상호작용 효과(F=2.870 p=.070)는 유의하게 나타나지 않았으나, 측정 시점에 대한 주효과는 유의하게 나타났다(F=3.954, p=.028).

표 6. 예측자세조절 토크 반복측정 이원 분산분석 결과

변수	제곱합	자유도	평균제곱	*F*	*P*
집단	324.896	1	324.896	0.498	0.489
시간	399.224	2.000	199.612	3.954*	0.028
집단*시간	289.792	2	144.896	2.870	0.070
오차	1817.617	36	50.489		

*p<.05

시간에 대한 주효과의 bonferoni 사후검정 결과 예측자세조절 토크는 사전측정 보다 사후측정 시에 크게 나타났으나(p=.005) 사전측정과 파지측정(p=.100), 사후측정과 파지측정(p=.244)은 유의한 차이가 없었다.

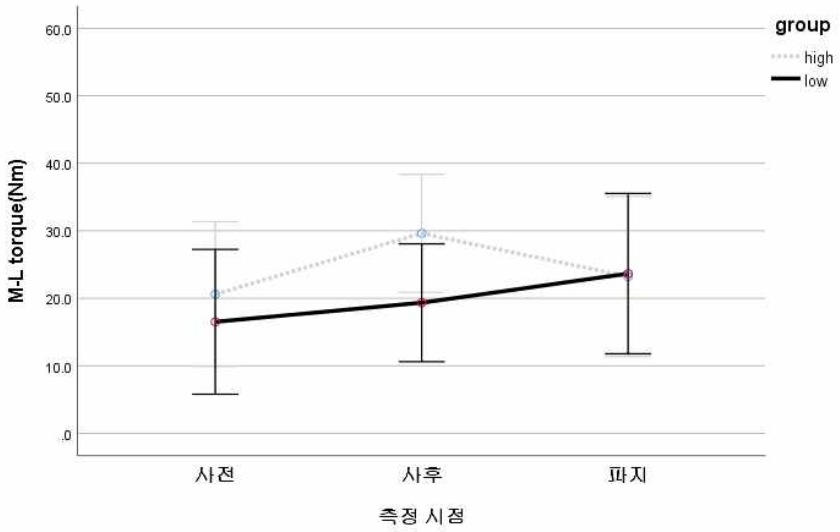

그림 7. 집단과 측정 시점에 따른 예측자세조절 토크

4) 발의 최대속도

각 집단과 측정 시점(사전, 사후, 파지)에 따른 발의 최대속도를 비교분석하기 위해 연구 참여자의 제 1 중족골에 부착한 동작분석 마커의 최대 속도에 대한 정보를 산출하였다. 산출된 데이터의 등분산성을 확인하기 위해 구형성 검정(Mauchly's test of sphericity)을 확인한 결과 구형성 가정을 위배하여(p<.05), Huynh-Feldt 결괏값을 참조하였다. 이어서 각 집단과 측정 시점의 상호작용 효과를 검증하기 위해 반복측정 이원분산분석(two-way *RM* ANOVA)을 실시하였다. 그 결과 집단에 대한 주효과(F=0.419, p=.525)와 측정 시점의 상호작용 효과는 유의하게 나타나지 않았으나(F=0.19, p=.752), 측정 시점에 대한 주효과는 유의하게 나타났다(F=15.367, p<.001).

표 7. 발의 최대속도 반복측정 이원 분산분석 결과

변수	제곱합	자유도	평균제곱	*F*	*P*
집단	14.89	1	14.89	0.419	0.525
시간	57.225	1.422	40.239	15.367***	<.001
집단*시간	0.708	1.422	0.498	0.19	0.752
오차	67.03	25.598	2.619		

***p<.001

주효과에 대한 bonferoni 사후검정 결과 발의 최대속도는 사전측정 보다 사후측정(p=.004)과 파지측정에서(p=.002) 높게 나타났으며(p=.004) 사후측정과 파지측정(p=.085)은 유의한 차이가 없었다.

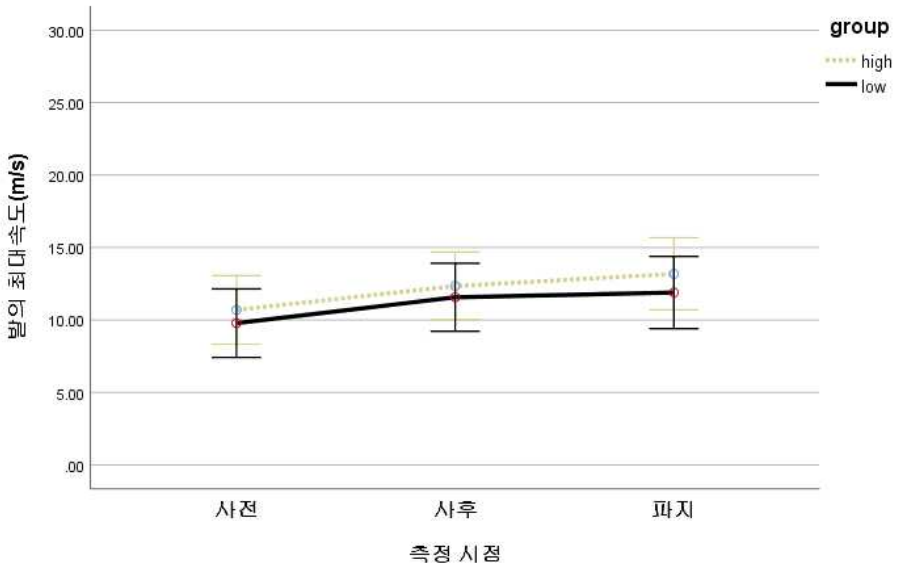

그림 8. 집단과 측정 시점에 따른 발의 최대속도

5) 근육모드 수

발 올리기 과제에서 나타나는 예측자세조절의 근육모드 수를 각 집단과 시기(사전, 사후)에 따라 비교 분석하기 위해 근육모드 수에 대한 정보를 산출하였다. 산출된 데이터의 등분산성을 확인하기 위해 구형성 검정(Mauchly's test of sphericity)을 확인한 결과 구형성 가정을 위배하여 (p<.05), *Greenhouse-Geisser* 결괏값을 참조하였다. 이후 발 올리기 과제 시 나타나는 예측자세조절의 근육모드 수에 대한 집단과 측정 시점의 상호작용 효과를 검증하기 위해 반복측정 분산분석을 실시하였다. 그 결과 집단과 측정 시점의 상호작용(F=0.044 p<.736) 및 집단과 시간에 대한 주효과(집단: F=3.658, p=.072; 시간: F=2.151, p=.16)는 유의하게 나타나지 않았다.

표 8. 근육모드 수 반복측정 이원 분산분석 결과

변수	제곱합	자유도	평균제곱	*F*	*P*
집단	11.025	1	11.025	3.658	0.072
시간	1.225	1	1.225	2.151	0.16
집단*시간	0.025	1	0.025	0.044	0.836
오차	10.25	18	0.569		

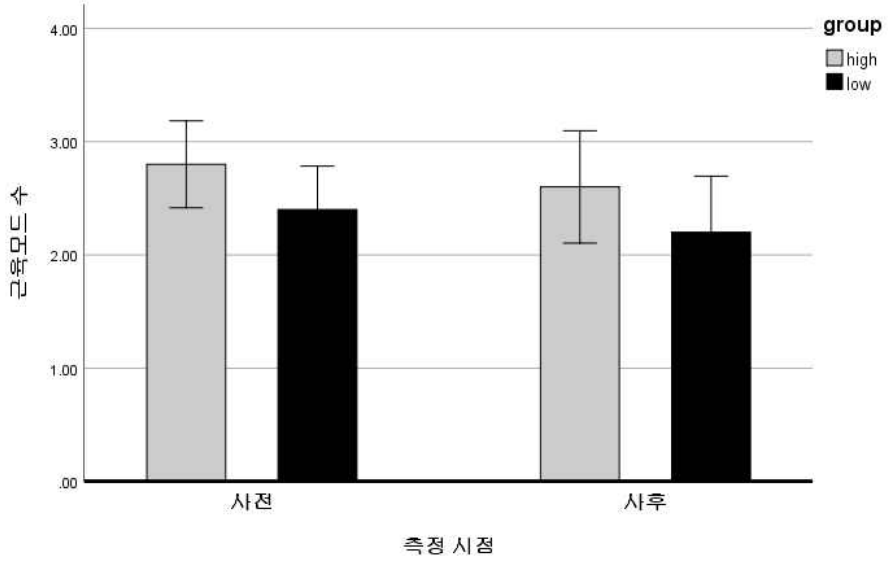

그림 9. 집단과 측정 시점(사전, 사후)에 따른 근육모드 수

6) 예측자세조절 지속시간

발 올리기 과제에서 나타나는 예측자세조절 지속시간을 산출하여 각 집단 과 측정 시점(사전, 사후)에 따라 비교 분석하였다. 발 올리기 과제에서 나타나는 예측자세조절의 지속시간에 대한 산출된 데이터의 등분산성을 확인하기 위해 구형성 검정(Mauchly's test of sphericity)을 확인한 결과 구형성 가정을 위배하여(p<.05), *Greenhouse-Geisser* 결괏값을 참조하였다. 이후 발 올리기 과제에서 나타나는 예측자세조절의 지속시간에 대한 집단과 측정 시점의 상호작용 효과를 검증하기 위해 반복측정 분산분석을 실시하였다. 그 결과 집단과 측정 시점의 상호작용(p<.96) 및 집단과 시간에 대한 주효과(집단: F=0.05, p=.636; 시간: F=0.232, p=.636)는 유의하게 나타나지 않았다.

표 9. 예측자세조절 지속시간 반복측정 이원 분산분석 결과

변수	제곱합	자유도	평균제곱	*F*	*P*
집단	0	1	0	0.05	0.826
시간	0.001	1	0.001	0.232	0.636
집단*시간	0	1	0	0.003	0.96
오차	0.055	18	0.003		

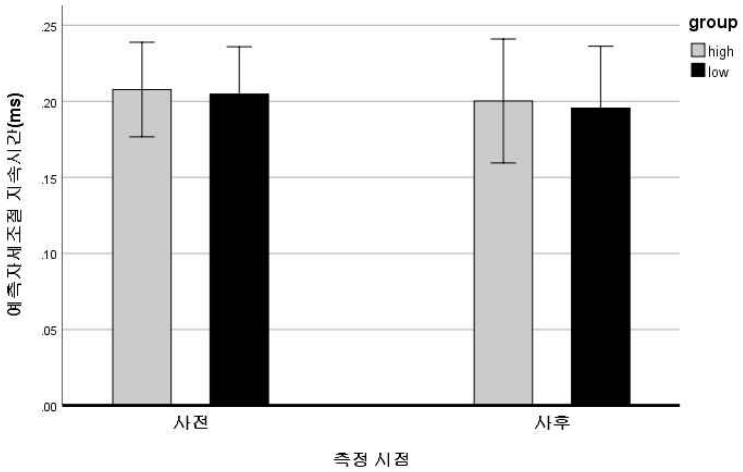

그림 10. 집단과 측정 시점에 따른 예측자세조절 지속시간

7) 공동수축 지수

각 집단과 측정 시점(사전, 사후, 파지)에 따른 공동수축 지수를 비교 분석하기 위해 집단과 측정 시점별 예측자세조절에서 나타나는 공동수축 지수를 산출하였다. 산출된 데이터의 등분산성을 확인하기 위해 구형성 검정(Mauchly's test of sphericity)을 확인한 결과 구형성 가정을 위배하지 않았다(p>.05). 이어서 집단과 측정 시점의 상호작용 효과를 검증하기 위해 반복측정 이원 분산분석(two-way *RM* ANOVA)을 실시하였다.

그 결과 집단과 측정 시점의 주효과 및 상호작용 효과는 유의하게 나타나지 않았다(집단: F=2.462, p=.134; 시간: F=4.380, p=.051; 집단*시간: F=0.131, p=.722).

표 10. 공동수축 지수 반복측정 이원 분산분석 결과

변수	제곱합	자유도	평균제곱	*F*	*P*
집단	0.271	1	0.271	2.462	0.134
시간	0.091	1.000	0.091	4.380	0.051
집단*시간	0.003	1.000	0.003	0.131	0.722
오차	0.375	18.000	0.021		

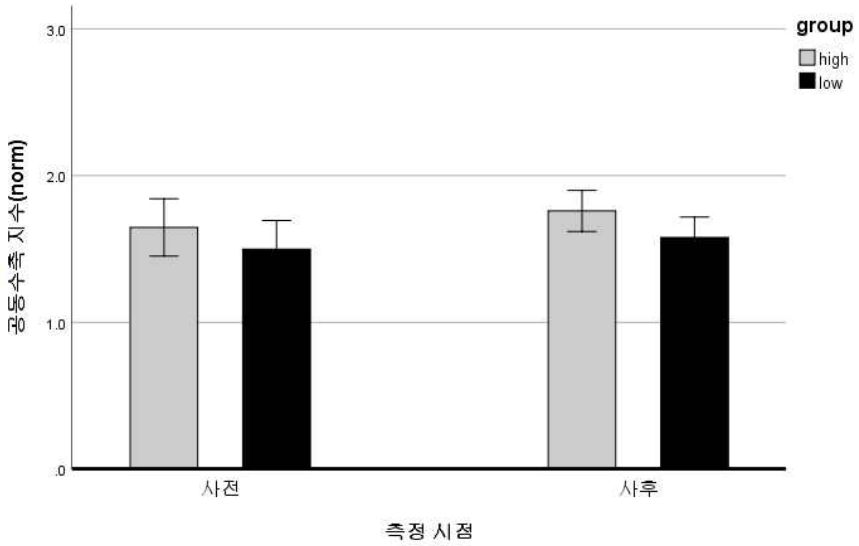

그림 11. 집단과 측정 시점(사전, 사후)에 따른 공동수축 지수

2. 좁은보폭걷기 과제

1) 정적 안정성

좁은보폭걷기 과제에서 나타나는 정적 안정성을 비교 분석하기 위해 집단과 측정 시점별 가만히 서있는 상황에서 나타나는 안-가쪽 방향 압력중심 이동의 분산을 산출하였다. 산출된 데이터의 등 분산성을 확인하기 위해 Mauchly의 구형성 검정을 확인할 결과 구형성 가정을 위배하지 않았다(p>.05). 이후 집단과 측정 시점의 상호작용 효과를 검증하기 위해 반복측정 이원 분산분석을 실시하였다. 그 결과 집단과 측정 시점의 주효과는 나타나지 않았으나(집단 F= 4.297, p=.053; 시간 F=1.012, p=.374) 상호작용 효과는 유의하게 나타났다(F=4.223 , p=.023).

표 11. 정적 안정성 반복측정 이원 분산분석 결과

변수	제곱합	자유도	평균제곱	F	P
집단	1459.872	1	1459.872	4.297	0.053
시간	23.117	2	11.558	1.012	0.374
집단*시간	96.469	2	48.234	4.223*	0.023
오차	411.153	36	11.421		

*p<.05

측정 시점별 집단에 따른 정적 안정성을 확인한 결과 사전측정에서 근육활용능력이 낮은 집단(M=6.65)과 높은 집단(M=13.00) 사이에 유의한 차이가 없었다(p=.133). 하지만 감각운동동기화 트레이닝 후 사후측정에서 L 집단(M=15.92)의 정적 안정성은 낮아지는 현상(분산이 높아지는 현상)이 관찰되었으나, H 집단(M=4.89)은 사전측정과 유사하게 유지되어 두 집단 간 유의한 차이가 발생하였다(p=.039). 또한 파지측정 시 L 집단(M=17.45)은 정적 안정성이 더욱 감소하였고 H 집단(M=5.22)은 사

전, 사후측정과 유사하게 유지되어 두 집단 간 차이가 더 커지는 것으로 나타났다(p=.043).

표 12. 정적 안정성에 대한 *Bonferroni* 사후검정 결과

측정 시점	집단	평균	표준오차
사전	H 집단	6.65	2.85
	L 집단	13.00	2.85
사후	H 집단	4.89	3.51
	L 집단	15.92	3.51
파지	H 집단	5.22	3.98
	L 집단	17.45	3.98

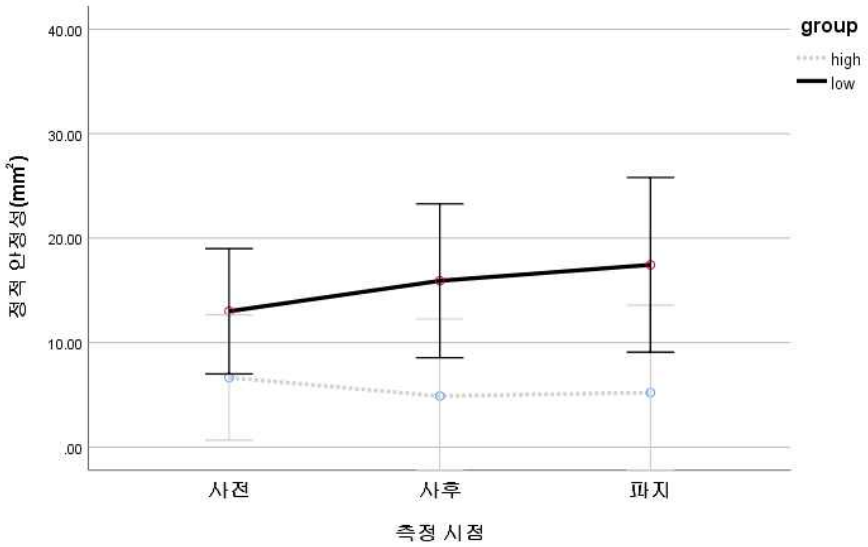

그림 12. 집단과 측정 시점에 따른 정적 안정성

2) 예측자세조절 크기

각 집단과 측정 시점(사전, 사후, 파지)에 따른 예측자세조절의 크기를 비교 분석하기 위해 예측자세조절 시 나타나는 안-가쪽 방향의 최대 압력중심 이동에 대한 정보를 산출하였다. 산출된 데이터의 등분산성을 확인하기 위해 구형성 검정(Mauchly's test of sphericity)을 확인한 결과 구형성 가정을 위배하여(p<.05), *Greenhouse-Geisser* 결괏값을 참조하였다. 이후 각 집단과 측정 시점의 상호작용 효과를 검증하기 위해 반복측정 이원 분산분석(two-way *RM* ANOVA)을 실시하였다. 그 결과 집단과 측정 시점의 상호작용 효과(F=1.292, p=.281) 및 집단과 시간의 주효과(집단: F=4.25, p=.054; 시간: F=1.584, p=.255)는 유의하지 않았다.

표 13. 예측자세조절 크기 반복측정 이원 분산분석 결과

변수	제곱합	자유도	평균제곱	*F*	*P*
집단	1135.437	1	1135.437	1.186	0.290
시간	1098.335	1.390	790.311	2.287	0.136
집단*시간	474.822	1.390	341.660	0.989	0.358
오차	8642.851	25.015	345.500		

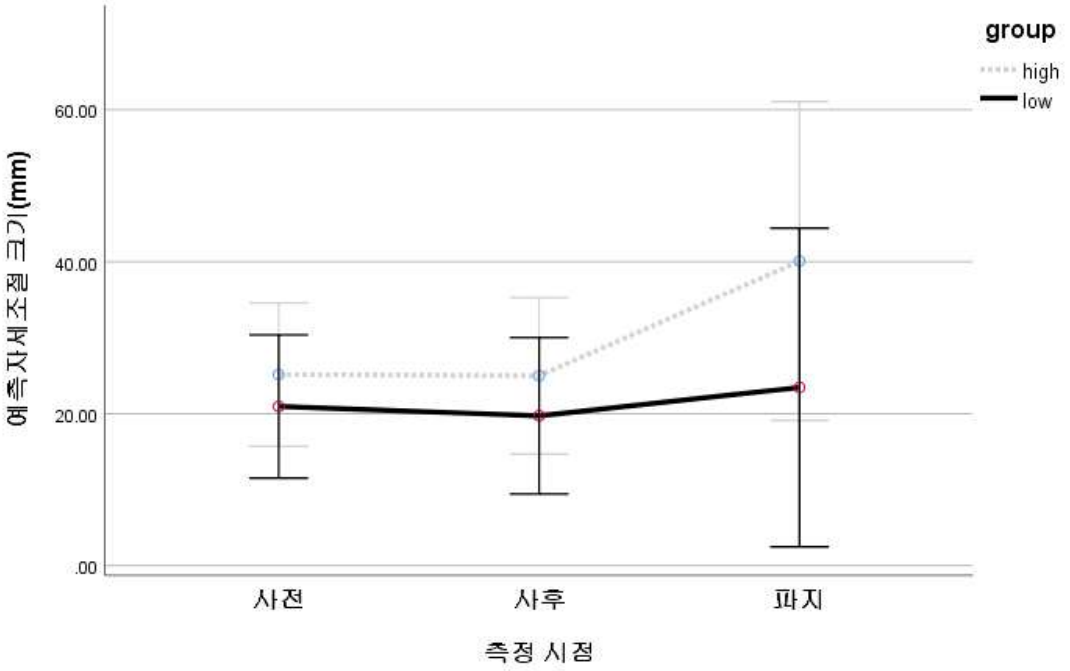

그림 13. 집단과 측정 시점에 따른 예측자세조절 크기

3) 예측자세조절 토크

좁은보폭걷기 과제에서 각 집단과 측정 시점(사전, 사후, 파지)에 따른 예측자세조절 토크를 비교 분석하기 위해 안-가쪽 압력중심의 이동이 최대가 될 때 발생하는 토크에 대한 정보를 산출하였다. 산출된 데이터의 등분산성을 확인하기 위해 구형성 검정(Mauchly's test of sphericity)을 확인한 결과 구형성 가정을 위배하여(p<.05), *Greenhouse-Geisser* 결괏값을 참조하였다. 이후 좁은보복걷기 과제에서 나타나는 각 집단과 측정 시점의 상호작용 효과를 검증하기 위해 반복측정 이원 분산분석(two-way *RM* ANOVA)을 실시하였다. 그 결과 집단과 측정 시점의 상호작용 효과(F=1.518, p=.236) 및 집단과 시간의 주효과(집단: F=0.866, p=.0364; 시간: F=2.848, p=.097)는 유의하지 않았다.

표 14. 예측자세조절 토크 반복측정 이원 분산분석 결과

변수	제곱합	자유도	평균제곱	*F*	*P*
집단	368.776	1	368.776	0.866	0.364
시간	550.415	1.278	430.535	2.848	0.097
집단*시간	293.418	1.278	229.512	1.518	0.236
오차	3479.258	23.012	151.193		

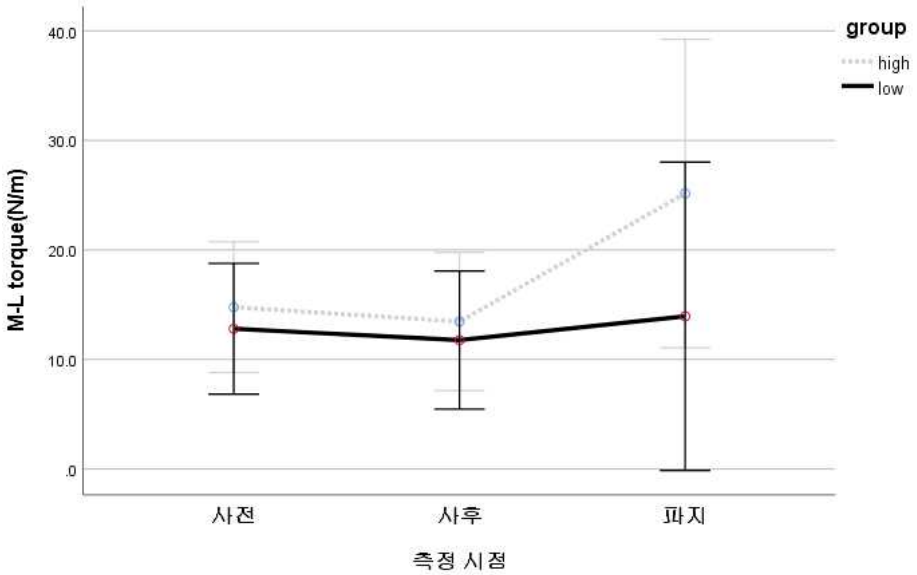

그림 14. 집단과 측정 시점에 따른 예측자세조절 토크

4) 발의 최대속도

좁은보폭걷기 과제에서 각 집단과 측정 시점(사전, 사후, 파지)에 따른 발의 최대속도를 비교 분석하기 위해 발의 최대속도에 대한 정보를 산출하였다. 산출된 데이터의 등분산성을 확인하기 위해 구형성 검정(Mauchly's test of sphericity)을 확인한 결과 구형성 가정을 위배하지 않았다(p>.05) 이어서 각 집단 간 측정 시점의 상호작용 효과를 검증하기 위해 반복측정 이원 분산분석(two-way *RM* ANOVA)을 실시하였다. 그 결과 집단에 대한 주효과(F=4.333, p=.052)와 측정 시점의 상호작용 효과는 유의하게 나타나지 않았으나(F=1.292, p=.284), 측정 시점에 대한 주효과는 유의하게 나타났다(F=5.515, p<.001).

표 15. 발의 최대속도 반복측정 이원 분산분석 결과

변수	제곱합	자유도	평균제곱	*F*	*P*
집단	52.211	1	52.211	4.333	0.052
시간	17.783	2	8.892	5.515**	0.008
집단*시간	4.167	1.611	2.586	1.292	0.284
오차	58.041	36	1.612		

**p<.01

주효과에 대한 bonferoni 사후검정 결과 좁은보폭걷기 과제에서 발의 최대속도는 사전측정(M=5.77)과 사후측정(M=6.00)은 유의한 차이가 나타나지 않았고(p=1.00), 사후측정(M=6.00)과 파지측정(M=7.02)에도 유의한 차이가 나타나지 않았으나(p=.117), 사전측정(M=5.77)보다 파지측정(M=7.02)에서 높게 나타났다(p=.031).

표 16. 발 최대속도 bonferoni 사후검정 결과

측정 시점	평균	표준오차
사전	5.77	0.55
사후	6.00	0.45
파지	7.02	0.51

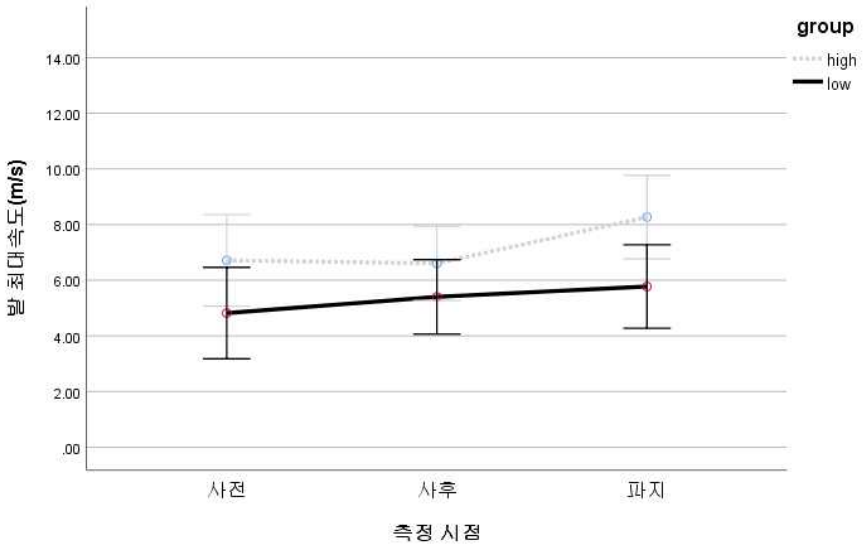

그림 15. 집단과 측정 시점에 따른 발의 최대속도

5) 근육모드 수

좁은보폭걷기 운동과제에서 나타나는 예측자세조절의 근육모드 수를 각 집단과 측정 시점(사전, 사후)별 비교 분석하기 위해 근육모드 수에 대한 정보를 산출하였다. 산출된 데이터의 등분산성을 확인하기 위해 구형성 검정(Mauchly's test of sphericity)을 확인한 결과 구형성 가정을 위배하여(p<.05), *Greenhouse-Geisser* 결괏값을 참조하였다. 이후 집단과 측정 시점의 상호작용 효과를 검증하기 위해 반복측정 분산분석을 실

시하였다. 그 결과 집단과 측정 시점에 따른 주효과는 나타나지 않았으나(집단: F=0.116, p=.738; 시간: F=0.07, p=.795), 집단과 측정 시점의 상호작용 효과는(F=8.442, p=.009)는 유의하게 나타났다.

표 17. 근육모드 수 반복측정 이원 분산분석 결과

변수	제곱합	자유도	평균제곱	F	P
집단	0.225	1	0.225	0.116	0.738
시간	0.025	1	0.025	0.07	0.795
집단*시간	3.025	1	3.025	8.442**	0.009
오차	6.45	18	0.358		

**p<.01

상호작용 효과에 대한 bonferoni 사후검정 결과 예측자세조절 시 나타나는 근육모드 수는 사전측정에서(H 집단: M=2.50; L 집단: M=2.90) 유의한 차이를 나타내지 않았고(p=.357) 사후측정에서도 집단 간(H 집단: M=3.00; L 집단: M=2.30) 유의한 차이를 나타내지 않았으나(p=.193) 근육활용능력이 높은 집단은 근육모드 수가 증가하는 형태로, 근육활용능력이 낮은 집단은 근육모드 수가 감소하는 형태로 변화되어 집단과 측정 시점에 따른 상호작용 효과가 관찰되었다(p=.009)

표 18. 근육모드 수 bonferoni 사후검정 결과

측정 시점	집단	평균	표준오차
사전	H 집단	2.50	0.31
	L 집단	2.90	0.31
사후	H 집단	3.00	0.37
	L 집단	2.30	0.37

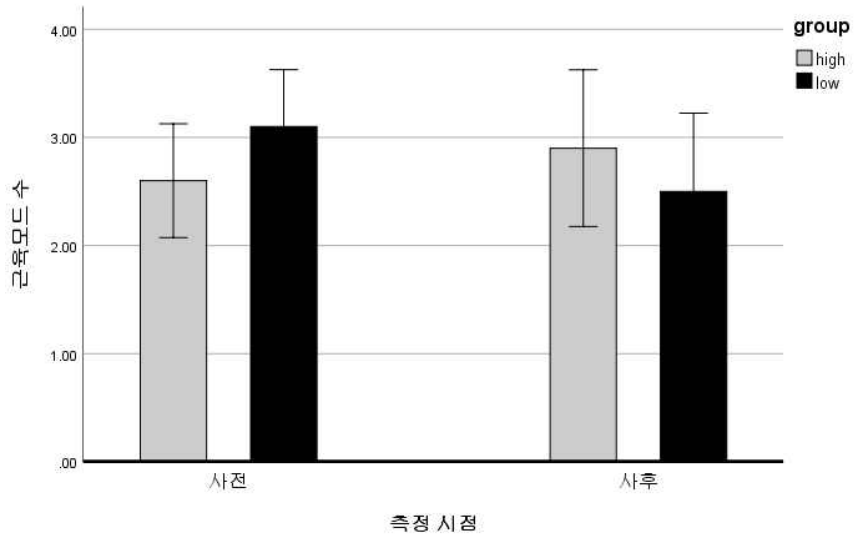

그림 16. 집단과 측정 시점(사전, 사후)에 따른 근육모드 수

6) 예측자세조절 지속시간

좁은보폭걷기 과제에서 나타나는 예측자세조절 지속시간을 각 집단과 측정 시점(사전, 사후)별 비교 분석하였다. 좁은보폭걷기 과제에서 나타나는 예측자세조절의 지속시간에 대한 데이터의 등분산성을 확인하기 위해 구형성 검정(Mauchly's test of sphericity)을 확인한 결과 구형성 가정을 위배하여(p<.05), *Greenhouse-Geisser* 결괏값을 참조하였다. 이후 발 올리기 과제 시 나타나는 예측자세조절의 지속시간에 대한 집단과 측정 시점의 상호작용 효과를 검증하기 위해 반복측정 분산분석을 실시하였다. 그 결과 집단과 측정 시점의 상호작용(F=0.004 p=.951) 및 집단과 시간에 대한 주효과(집단: F=0.170, p=.685; 시간: F=1.082, p=.312)는 유의하게 나타나지 않았다.

표 19. 예측자세조절 지속시간 반복측정 이원 분산분석 결과

변수	제곱합	자유도	평균제곱	*F*	*P*
집단	0.001	1	0.001	0.170	0.685
시간	0.004	1	0.004	1.081	0.312
집단*시간	0.000	1	0.000	0.004	0.951
오차	0.06	18	0.003		

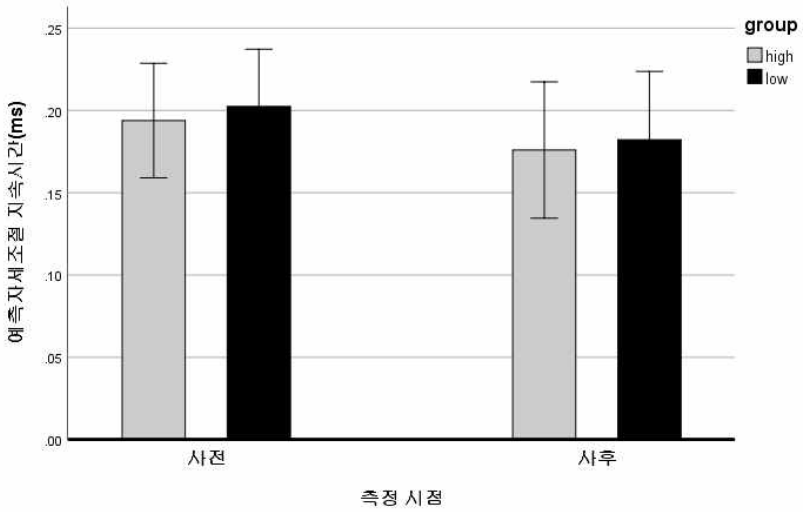

그림 17. 집단과 측정 시점에 따른 예측자세조절 지속시간

7) 공동수축 지수

각 집단과 측정 시점(사전, 사후, 파지)에 따른 공공수축 지수를 비교 분석하기 위해 예측자세조절 시 나타나는 공동수축 지수에 대한 정보를 산출하였다. 산출된 데이터의 등분산성을 확인하기 위해 구형성 검정 (Mauchly's test of sphericity)을 확인한 결과 구형성 가정을 위배하여 (p<.05), *Greenhouse-Geisser* 결괏값을 참조하였다. 이후 좁은보폭걷기 과제에서 나타나는 집단과 측정 시점의 상호작용 효과를 검증하기 위해

반복측정 이원 분산분석(two-way *RM* ANOVA)을 실시하였다. 그 결과 집단과 측정 시점의 상호작용 효과(F=1.292, *p*=.281) 및 집단과 시간의 주효과(집단: F=4.25, p=.054; 시간: F=1.584, p=.255)는 유의하지 않았다.

표 20. 공동수축 지수 반복측정 이원 분산분석 결과

변수	제곱합	자유도	평균제곱	*F*	*P*
집단	0.086	1	0.086	0.342	0.566
시간	0.019	1.000	0.019	2.058	0.169
집단*시간	0.002	1.000	0.002	0.170	0.685
오차	0.165	18.000	0.009		

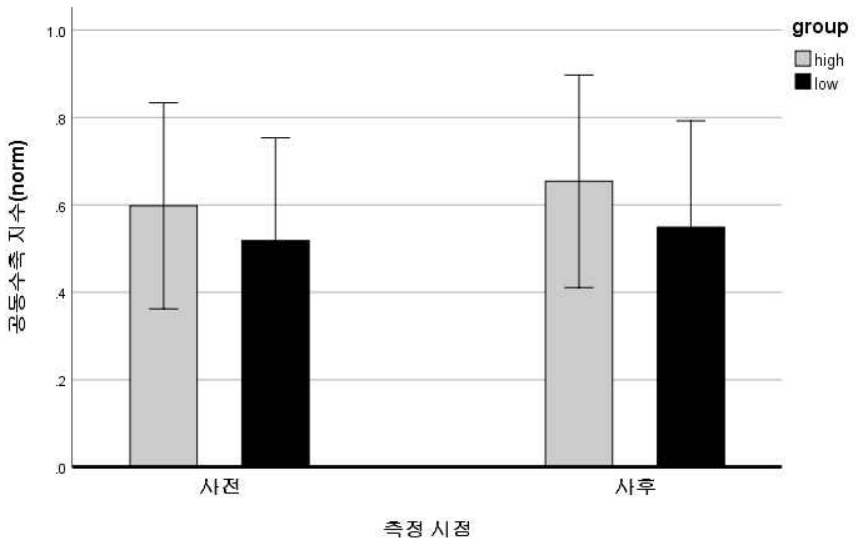

그림 18. 집단과 측정 시점에 따른 공동수축 지수

Ⅴ. 논의

노인은 노화가 진행됨에 따라 자세조절 전략의 변화를 겪고 균형능력이 감소한다. 감소한 균형능력에 의해 노인은 낙상 위험에 노출되며, 낙상으로 인한 노인의 사망 및 입원 위험이 보고되었다(World Health Organization[WHO], 2008). 본 연구는 노인의 균형능력과 관련된 예측자세조절을 향상시키기 위한 연구를 진행하고자 하여 건강한 노인을 모집해 연구 대상의 근육활용능력에 따라 집단을 구분하였다. 낙상의 대부분은 이동운동 중 발생한다고 알려져 있기 때문에(Salzman, 2010) 본 연구는 좁은보폭걷기 과제와 발 올리기와 같이 일상생활에서 흔히 볼 수 있는 운동과제를 사용하여 과제의 연속성에 따른 감각운동동기화 트레이닝의 효과를 비교하였다.

1. 발 올리기 과제

본 연구에서 불연속동작에서 나타나는 감각운동동기화 트레이닝의 효과를 조사하기 위해 연구 대상은 발 올리기 과제를 수행하였다. 연구결과 연구 대상은 단일 세션의 감각운동동기화 트레이닝을 통해 사전측정에 비해 사후측정과 파지에서 발을 더 빠르게 움직였고 예측자세조절의 크기와 토크 또한 사전측정에 비해 사후측정에서 증가하였다. 이러한 결과는, 단일 세션의 상지 운동의 효과가 하지를 움직이는 운동과제로 전이되는 사지 간 전이효과로 볼 수 있다. 이러한 전이효과에 대해 저자는 두 가지 가능성을 제시하고자 한다.

첫째. 발 올리기 과제에서 관찰된 결과는 학습효과에 의해 나타난 것이다. 이는 발 올리기 과제에서 관찰된 결과가 감각운동동기화 트레이닝에 의한 것이 아닌 연구 대상이 과제에 익숙해짐으로써 나타난 현상으로 보는 견해이다. 하지만 발 올리기 과제는 연구 대상의 정강이뼈 1/2높이의 구조물에 빠르게 발을 올리는 과제로 계단 오르기, 오르막 걷기 등

연구 대상이 일상생활에서 자주 접할 수 있는 운동과제이다. 또한 측정 진행 전 모든 연구 대상에게 충분히 익숙해질 수 있는 연습 수행을 제공하였고(최소 5회) 연구 대상이 연습 수행이 더 필요하다고 할 시 추가적인 연습 수행을 제공하였다(모든 연구 대상은 사후와 파지측정에서 추가적인 연습 수행을 요구하지 않았다). 이에 더해 좁은보폭걷기 과제의(이후 언급) 가만히 서있는 상황에서 정적 안정성이 변화했다는 점을 고려해 보았을 때 학습효과가 아닌 다른 가능성을 생각해 봐야 한다.

둘째. 발 올리기 과제에서 관찰된 결과는 단일 세션의 감각운동동기화 트레이닝이 감각-운동에 포함되는 신경회로를 자극함으로써 나타난 것이다. 감각자극에 움직임을 일치시키는 감각운동 동기화 트레이닝은 노인, 뇌졸중 및 파킨슨병 환자 등 다양한 대상의 감각-운동과 관련된 신경회로를 자극하여 보행 패턴을 개선하기 위한 도구로 사용된다. 한 가지 예로 감각운동동기화 트레이닝은 파킨슨병 환자의 감각-운동과 관련된 신경회로를 자극하기 위해 사용된다. 파킨슨병 환자는 움직임의 예측과 관련된 basalganglia-SMA 회로가 손상되는데 SMA(Supplementary motor area)는 예측한 움직임을 준비하는 기능을 하며, 예측하는 움직임이 발생한 뒤 활성이 낮아진다(Nombela et al., 2013 Mushiake et al., 1990). SMA의 활성은 basalganglia에 의해 조절되고 basalganglia-SMA 회로는 보행과 같이 리드미컬한 움직임을 수행하는데 중요한 역할을 한다. 이러한 신경 회로가 손상된 파킨슨병 환자는 보행과 같이 리드미컬한 움직임을 잘 수행하지 못한다(Nombela et al., 2013, Rochester et al., 2010). 따라서 PD 환자의 보행 재활은 손상된 신경 회로를 우회하거나 촉진하는 것이 중요하며 이때 외부 감각자극은 손상된 내적 리듬을 대체하는 수단이 될 수 있다고 여겨진다(Nombela et al., 2013).

감각-운동과 관련된 신경회로를 자극하기 위해 사용되는 감각운동동기화 트레이닝은 제공되는 감각자극 양식에 따라 다른 효과를 나타낸다. 보행의 적응을 조사한 연구에서 시각적 피드백을 사용한 보행 적응 훈련은 학습 후 효과 및 파지 효과를 나타내지 않았으나(Malone & Bastian,

2010; Roemmich et al., 2016) 리드미컬한 청각 자극(Kitatani et al., 2022) 및 시각 자극이 없는 상황(Torres-Oviedo & Bastian, 2010)에서 학습 후 효과 및 파지 효과가 나타날 수 있음을 보고하였다. 이러한 차이는 리드미컬한 청각 신호를 사용한 감각운동 동기화 트레이닝이 대뇌 피질의 개입을 감소시키고 다른 신경 루프를 자극함으로써 나타나는 것으로 여겨지고 있다(Kitatani et al., 2022). 이와 유사하게 시각과 청각적 자극을 활용하여 양손 손목 협응을 조사한 연구에서 시각적 자극을 사용했을 때 연구대상은 외부피드백에 의존해 대뇌 피질의 감각운동 영역의 활성이 높아졌으나 청각적 자극을 사용했을 때 auditory tempero-parieto-frontal areas의 활성이 낮아진다는 것이 보고되었다(Ronsse et al., 2011).

선행연구를 정리하면 본 연구에서 사용한 리드미컬한 청각 자극에 움직임을 일치시키는 감각운동동기화 트레이닝은 감각-운동과 관련된 신경 회로를 촉진하기 위해 사용되고 있으며(Nombela et al., 2013; Rochester et al., 2010) 특히 청각 자극을 활용한 감각운동동기화 트레이닝은 대퇴 피질의 개입을 줄여 감각-운동 동기화에 필요한 다른 영역을 자극할 수 있다(Kitatani et al., 2022). 리드미컬한 청각 자극과 움직임이 보행의 예측자세조절에 미치는 영향을 조사한 선행연구(Hiraoka et al., 2020)와 마찬가지로 본 연구의 발올리기 과제에서 예측자세조절이 향상되는 결과가 관찰되었다. 선행 연구는 보행 과제만을 사용해 진행되었기 때문에 선행연구의 저자는 리드미컬한 청각 자극이 보행을 발생시키는 CPG 또는 내적 리듬의 역할을 수행하는 basalganglia를 자극했을 가능성을 제시하였다. 본 연구의 발 올리기 과제는 CPG가 개입하지 않는 불연속적 움직임이기 때문에 선행연구와 유사하게 관찰된 이러한 효과는 basalganglia-SMA 루프를 자극함으로써 발생할 가능성이 있다. 하지만 본 연구는 뇌 활성 또는 신경회로의 개입에 대해 정량적으로 조사하지 않았기 때문에 본 연구의 결과로 예측자세조절이 향상된 효과가 무엇에 기인하는지 단정 지을 수 없다. 따라서 본 연구에서 관찰된 단일 세션의 감각운동동기화 트레이닝의 전이효과를 신경 루프 개입과 관련해 보다 깊은 연구가 진행되어야 한다.

2. 좁은보폭걷기 과제

본 연구에서 연속 운동과제에서 나타나는 단일 세션 감각운동동기화 트레이닝의 효과를 조사하기 위해 연구 대상은 좁은보폭걷기 과제를 수행하였다. 연구 결과 발목의 공동수축 지수는 측정 시점별 유의한 차이가 관찰되지 않았으나 노인의 예측자세조절을 연구한 선행연구와 (Khanmohammadi et al, 2016; Nagai et al, 2012) 유사한 공동수축 지수가 본 연구에서도 관찰되었다. 또한 발 올리기 과제와 다르게 연구 대상은 사전측정에 비해 파지측정에서 발을 더 빠르게 움직였으나 예측자세조절의 크기 및 토크는 변하지 않았다. 일반적인 보행 시 섭동은 예측자세조절을 통해 질량을 지지하는 다리로 던짐으로써 상쇄시킨다(Lepers & Breniere, 1995; Lyon & Day 1997). 하지만 본 연구의 파지측정에서 예측자세조절의 크기와 토크는 사전 및 사후측정과 비교해 증가하지 않았고 큰 편차가 관찰되었다. 이러한 현상은 파지측정에서 일부 연구 대상이 빨라진 발 속도에 맞춰 균형을 잡기 위해 안-가쪽 방향의 예측자세조절 및 토크를 향상시키는 전략을 사용했지만 일부는 예측자세조절을 향상 시키지 않은 전략을 사용한 것으로 볼 수 있다. 발을 빠르게 움직이는 상황에서 스윙하는 다리 방향의 예측자세조절 크기 및 토크를 높이지 않는 전략은 스윙하는 다리에 의해 발생하는 섭동을 충분히 상쇄시키지 않는 전략으로 볼 수 있으며 이는 타이밍에 맞춰 빠르게 발을 움직이기 위한 전략으로 사료된다. 이러한 전략은 H 집단과 L 집단 모두에서 관찰되었다. 노인을 대상으로 진행된 예측자세조절 연구에서 노인은 안정성을 우선순위로 둔 안전한 움직임을 수행하는 것으로 알려져 있다 (Luchies et al., 2002; Patla et al., 1993). 하지만 본 연구의 일부 연구 대상에게서 관찰된 보행 패턴은 안전함을 우선시하는 전략이 아닌 과제 목표 달성을 우선시하는 보행 전략이 관찰되었다. 이러한 전략은 집단간 정적 안정성의 변화에서도 관찰되었다. 사전측정에서 H 집단과 L 집단은 정적 안정성에 유의한 차이가 없었으나 감각운동동기화 트레이닝을

통해 H 집단은 정적 안정성이 높아졌고 L 집단의 경우 정적 안정성이 낮아졌다. 이러한 결과는 안정성을 확보하는 능력이 낮은 L 집단에서 예측된 타이밍에 움직이고자 하는 현상에 의해 나타난 것으로 사료된다. 이러한 움직임 우선순위의 변화는 예측을 준비하는 기능을 하는 basalganglia-SMA 루프 또는 다양한 청각-운동 관련 신경 루프를 자극함으로써 나타난 현상으로 사료되나 현재의 연구결과만으로 단정 지을 수 없기 때문에 보다 깊은 연구가 필요하다.

현제 리드미컬한 감각자극에 움직임을 일치시키는 감각운동동기화 트레이닝은 노인, 뇌졸중 환자, 파킨슨병 환자의 보행 및 균형 재활에 사용되고 있다. 감각운동동기화 트레이닝을 통해 균형 능력 향상을 보고한 선행연구(Thaut et al., 2019; Calabrò et al., 2019)와 다르게 본 연구에선 L 집단의 정적 안정성이 떨어지는 결과가 나타났다. 이러한 차이는 타이밍에 맞춰 움직임을 일으켜야 하는 시간적 제약이 있는 연구 조건에 의해 나타난 것으로 보인다. 하지만 인간은 일상생활을 하며 다양한 환경에서 다양한 움직임을 일으켜야 한다. 본 연구와 같이 시간적 제약이 있는 상황에서 근육활용능력이 낮은 노인은 감각운동동기화 트레이닝을 통해 예측한 움직임을 우선적으로 수행하고자 하여 일상생활 중 보행 시작 시 낙상 위험이 증가할 수 있다고 사료된다. 따라서 감각운동동기화 트레이닝의 효과를 다양한 환경과 조건에서 조사하는 연구가 진행되어야 하며 감각운동동기화 트레이닝과 함께 안정성을 확보하는 능력을 향상시킬 수 있는 운동 중재가 병행되어야 할 것으로 사료된다.

본 연구는 리드미컬한 청각 자극이 CPG를 자극할 가능성을 언급한 선행연구(Hiraoka et al., 2020)를 기반으로 SMS 트레이닝의 효과를 불연속 동작인 발 올리기 과제와 연속 동작인 좁은보폭걷기 과제에서 조사하였다. 연구 결과 SMS를 통해 발 올리기 과제에서 집단 간 차이는 나타나지 않았으나 연속 동작인 좁은보폭걷기 과제에서 집단 간 변화의 차이가 관찰되었다. CPG의 구조를 설명하는 half central model은 리듬을 발생시키는 rhythm generator와 근육 협응 패턴을 형성하는 pattern

formation의 위계를 가정하고 있다(McCrea &Rybak, 2008). 이는 고양이의 가상 이동운동(Jordan, 1991; Lafreniere-Roula and McCrea, 2005) 및 트레이드밀(Duysens, 1977) 실험에서 운동뉴런의 활동이 몇 주기 동안 삭제(delation) 되는 상황에서 보행 타이밍을 유지하는 현상을 설명하기 위해 가정되었다(McCrea & Rybak, 2008). 앞서 언급한 선행연구(Hiraoka et al., 2020)에서 리드미컬한 청각 자극을 듣는 것과 리드미컬한 움직임을 일으키는 것이 유사한 정도의 예측자세조절을 향상시킬 수 있다는 것을 보고하였으며 선행연구의 저자는 리드미컬한 청각 자극은 rhythm generator를 리드미컬한 움직임은 pattern formation을 자극해 두 조건이 모두 CPG를 자극하여 유사한 효과를 나타냈을 것으로 보았다. 이에 본 연구는 CPG 위계의 하위 수준의 근육협응 패턴과 관련된 조사를 하고자 근육모드 수를 조사하였다. 연구 결과 불연속 동작인 발 올리기 과제에선 근육모드 수의 변화가 근육활용능력에 따라 유의한 차이가 나타나지 않았으나 연속 운동과제인 좁은보폭걷기 과제에선 유의한 차이가 관찰되었다. 이러한 연구 결과는 선행 연구(Hiraoka et al., 2020)의 가설을 지지하는 결과이며 리드미컬한 청각 자극에 움직임을 일치시키는 운동 중재가 대뇌 피질의 개입을 줄이고(Kitatani et al., 2022) 다른 신경 회로를 자극할 가능성을 언급한 선행연구들(Nombela et al., 2013; Rochester et al., 2010)을 고려해 보았을 때 가능성이 있는 것으로 사료된다. 이러한 결과는 추후 보행 및 균형 재활을 위한 CPG 자극 연구의 기초자료로 사용 될 수 있을 것으로 기대한다.

최근 근감소증을 예측하기 위한 방법을 찾는 노력이 계속되고 있다. 한 가지 예로 인간은 노화에 의해 운동 뉴런의 손실 및 탈 신경화가 나타나고 재 신경화가 진행된다. 노화가 진행됨에 따라 탈 신경화된 운동 뉴런의 재 신경화되는 비율이 감소하기 때문에 근육량이 감소하기 전 근력이 감소하는 것으로 알려져 있어(Piasecki et al., 2018) 근력은 근감소증을 예측하기 위한 중요한 지표로서 사용되고 있다. 본 연구에서 정상 노인을 모집한 뒤 완화된 근감소증 진단 기준을 적용하여 집단을 구분하

였다. 모집된 대상자는 모두 정상 노인으로 두 집단 간 근육활용능력에 큰 차이는 없었으며 연구 대상의 특성상 데이터의 편차가 커 유의한 차이를 나타낸 변인이 적었다. 이러한 편차는 노인을 대상 예측자세조절을 연구한 선행연구에서도 관찰되었으며(Laessoe & Voigt, 2008) 본 연구에서도 이러한 편차에 의해 유의한 차이를 나타내지 못한 변인들이 있다(예., 발 올리기 과제 공동수축 지수, 예측자세조절 토크 등). 하지만 좁은보폭걷기 과제에서 SMS를 통한 정적 안정성, 근육모드 수는 두 집단에서 상호작용 효과가 나타났다. 이러한 차이는 집단 구분 기준으로 근육량, 근력, 신체적 성능을 모두 적용했을 때 나타났으며 정상 노인에게서 이러한 차이가 발생했다는 점은 주목해 볼 만하다. 따라서 이러한 차이는 근감소증을 예측하기 위한 도구 또는 근감소증을 예방하기 위한 트레이닝과 관련해 연구해 볼 가치가 있다고 사료되나 본 연구는 적은 수로 진행되었기 때문에 보다 많은 연구 대상으로 연구가 진행되어야 한다.

지금까지 논의를 종합해 보면 본 연구는 노인의 근육활용능력에 따른 감각운동동기화 트레이닝이 미치는 영향을 연속적인 과제와 불연속적인 과제에서 조사하고자 하였다. 발 올리기 과제와 좁은보폭걷기 과제에서 상지를 가동하는 감각운동동기화 트레이닝의 사지 간 전이효과가 관찰되었다. 좁은보폭걷기 과제에서 L 집단은 감각운동동기화 트레이닝을 통해 정적 안정성이 감소하였고 안-가쪽 방향의 예측자세조절 크기와 토크는 변하지 않았으나 최대 속도는 빨라졌다. 이러한 현상은 안정성을 우선시하는 전략이 아닌 과제 목표를 달성하기 위한 움직임 전략으로 사료된다. 또한 감각운동동기화 트레이닝을 통해 변화된 근육모드 수의 변화는 불연속과제인 발 올리기 과제에서 집단 간 차이가 나타나지 않았으나 연속과제인 좁은보폭걷기 과제에선 집단 간 차이가 나타났다. 이는 리드미컬한 중재가 CPG를 자극할 가능성을 언급한 선행연구(Hiraoka et al., 2020)의 가설을 지지하는 결과이다.

Ⅵ. 결론 및 제언

1. 결론

본 연구는 노인의 예측자세조절 향상을 위한 감각운동동기화 트레이닝의 효과를 조사하고자 하였다. 노인은 연령이 증가함에 따라 근육량, 근력 및 신체적 성능과 같은 근육활용능력이 감소하기 때문에 본 연구는 건강한 노인을 모집해 노인의 근육활용능력에 따라 집단을 구분하였다. 또한 감각운동동기화 트레이닝의 효과를 불연속 동작인 발 올리기 과제와 연속동작인 좁은보폭걷기 과제에서 조사해 감각운동동기화 트레이닝이 운동과제의 연속성에 따라 미치는 영향을 조사하였다. 연구결과는 다음과 같다.

첫째, 발 올리기 과제와 좁은보폭걷기 과제에서 감각운동동기화 트레이닝의 사지 간 전이효과가 관찰되었다.

둘째, 좁은보폭걷기 과제에서 연구 대상의 발 속도가 빨라졌으나 안-가쪽 방향 예측자세조절 크기 및 토크는 유의한 변화를 나타내지 않았다. 이에 더해 L 집단의 정적 안정성이 감소하였다

이러한 결과는 연구 대상이 감각운동동기화 트레이닝 후 안정성을 우선시하는 전략이 아닌 과제 목표 달성을 우선시하는 전략을 사용한 것으로 사료된다.

셋째, 감각운동동기화 트레이닝을 통해 발 올리기 과제에서 집단 간 근육모드 수 변화에 차이가 없었으나 좁은보폭걷기 과제에선 차이가 발생하였다.

이러한 결과는 리드미컬한 청각 자극과 움직임이 CPG를 자극해 예측자세조절을 향상시켰다는 선행연구(Hiraoka et al., 2020)를 지지하는 결과로 사료된다.

2. 제언

첫째, 감각운동동기화 트레이닝의 전이 효과를 신경회로와 관련해 정량적으로 측정하는 연구가 진행되어야 한다. 본 연구에서 감각운동동기화 트레이닝을 통해 사지 간 전이효과가 관찰되었고 선행 연구를 바탕으로 전이효과의 메커니즘에 대해 논의했으나 직접적으로 신경회로를 자극하거나 측정하지 않았다. 따라서 본 연구에서 관찰된 사지 간 전이효과가 발생한 메커니즘에 대한 이해의 한계가 있다. 이러한 제한점을 보완해 연구를 진행한다면 감각운동동기화 트레이닝이 노인의 예측자세조절과 운동수행에 미치는 영향에 대한 메커니즘을 이해할 수 있고 더 나아가 노인의 근육활용능력 향상을 위한 다양한 트레이닝을 계발할 수 있을 것으로 사료된다.

둘째, 정적 안정성 및 근육모드 수 변화에 차이를 나타내는 객관적인 구분 기준을 확립하는 연구가 진행되어야 한다. 본 연구에서 근육 활용능력에 따라 연구 대상을 구분하였고 좁은보폭걷기 과제의 정적안정성 및 근육모드 수에서 집단 간 다른 변화 양상이 관찰되었다. 하지만 이러한 집단 구분 기준은 외적 타당도가 낮다는 한계를 가지고 있기 때문에 보다 많은 대상으로 연구를 진행해 객관적인 집단 기준을 조사해야 한다.

셋째, 근육활용능력에 따른 장기적인 감각운동동기화 트레이닝의 효과를 조사해야 한다. 본 연구에서 단일 세션의 운동 중재를 적용하였고 집단 간 다른 변화 양상을 관찰하였지만, 장기적인 감각운동동기화 트레이닝을 적용했을 때 L 집단의 근육활용능력을 향상시킬 수 있는지를 알 수 없다.

참고문헌

김선진. (2009). *운동학습과 제어 개정판.* 대한미디어.

Alexandrov, A. V., Frolov, A. A., Horak, F. B., Carlson-Kuhta, P., & Park, S. (2005). Feedback equilibrium control during human standing. *Biological Cybernetics*, *93*(5), 309-322.

Aloraini, S. M., Glazebrook, C. M., Pooyania, S., Sibley, K. M., Singer, J., & Passmore, S. (2020). An external focus of attention compared to an internal focus of attention improves anticipatory postural adjustments among people post-stroke. *Gait & Posture*, *82*, 100-105.

Amiridis, I. G., Hatzitaki, V., & Arabatzi, F. (2003). Age-induced modifications of static postural control in humans. *Neuroscience Letters*, *350*(3), 137-140.

Aruin, A. S. (2003). The Effect of Changes in the Body Configuration on Anticipatory Postural Adjustments. *Motor Control*, *7*(3), 264-277.

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., Forrest, W. R., & Latash, M. L. (1998). Anticipatory postural adjustments in conditions of postural instability. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology/Electromyography and Motor Control*, *109*(4), 350-359.

Aruin, A. S., Kanekar, N., Lee, Y.-J., & Ganesan, M. (2015). Enhancement of anticipatory postural adjustments in older adults as a result of a single session of ball throwing exercise. *Experimental Brain Research*, *233*(2), 649-655.

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. (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., & 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.
Ata, A. M., Kara, M., Kaymak, B., Gürçay, E., Çakır, B., Ünlü, H., ... & Özçakar, L. (2019). Regional and total muscle mass, muscle strength and physical performance: The potential use of ultrasound imaging for sarcopenia. Archives of gerontology and geriatrics, 83, 55-60.
Bizzi, E., & Cheung, V. C. (2013). The neural origin of muscle synergies. Frontiers in computational neuroscience, 7, 51.
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.
Breniere, Y., & Do, M. C. (1986). When and how does steady state gait movement induced from upright posture begin?. Journal of biomechanics, 19(12), 1035-1040.
Brenière, Y., Cuong Do, M., & Bouisset, S. (1987). Are dynamic phenomena prior to stepping essential to walking?. Journal of motor behavior, 19(1), 62-76.
Calabrò, R. S., Naro, A., Filoni, S., Pullia, M., Billeri, L., Tomasello, P., ... & Bramanti, P. (2019). Walking to your right music: a randomized controlled trial on the novel use of treadmill plus music in Parkinson's disease. Journal of neuroengineering and rehabilitation, 16(1), 1-14.
Carter, M. C., & Smith, J. L. (1986). Simultaneous control of two rhythmical behaviors. I. Locomotion with paw-shake response in normal cat. Journal of neurophysiology, 56(1), 171-183.
Chen, L.-K., Liu, L.-K., Woo, J., Assantachai, P., Auyeung, T.-W., Bahyah, K. S., Chou, M.-Y., Chen, L.-Y., Hsu, P.-S., Krairit, O., Lee, J. S. W., Lee, W.-J., Lee, Y., Liang, C.-K., Limpawattana, P., Lin, C.-S., Peng, L.-N., Satake, S., Suzuki, T., . . . Arai, H. (2014). Sarcopenia in Asia: Consensus Report of the Asian Working Group for Sarcopenia. *Journal of the American Medical Directors Association*, *15*(2), 95-101.
Chen, L.-K., Woo, J., Assantachai, P., Auyeung, T.-W., Chou, M.-Y., Iijima, K., Jang, H. C., Kang, L., Kim, M., Kim, S., Kojima, T., Kuzuya, M., Lee, J. S. W., Lee, S. Y., Lee, W.-J., Lee, Y., Liang, C.-K., Lim, J.-Y., Lim, W. S., . . . Arai, H. (2020). Asian Working Group for Sarcopenia: 2019 Consensus Update on Sarcopenia Diagnosis and Treatment. *Journal of the American Medical Directors Association*, *21*(3), 300-307.e302.
Cheung, V. C., Cheung, B. M., Zhang, J. H., Chan, Z., Ha, S. C., Chen, C. Y., & Cheung, R. T. (2020). Plasticity of muscle synergies through fractionation and merging during development and training of human runners. Nature communications, 11(1), 1-15.
Corcos, D. M., Gottlieb, G. L., Latash, M. L., Almeida, G. L., & Agarwal, G. C. (1992). Electromechanical delay: An experimental artifact. Journal of Electromyography and Kinesiology, 2(2), 59-68.
Cordo, P. J., & Nashner, L. M. (1982). Properties of postural

adjustments associated with rapid arm movements. *Journal of Neurophysiology*, *47*(2), 287-302.
Crenna, P., & Frigo, C. (1991). A motor programme for the initiation of forward oriented movements in humans. The Journal of physiology, 437(1), 635-653.
Cruz-Jentoft, A. J., Baeyens, J. P., Bauer, J. M., Boirie, Y., Cederholm, T., Landi, F., ... & Zamboni, M. (2010). Sarcopenia: European consensus on definition and diagnosisReport of the European Working Group on Sarcopenia in Older PeopleA. J. Cruz-Gentoft et al. Age and ageing, 39(4), 412-423.
Curuk, E., Lee, Y., & Aruin, A. S. (2020). Individuals with stroke improve anticipatory postural adjustments after a single session of targeted exercises. Human movement science, 69, 102559.
Duysens, J. (1977). Reflex control of locomotion as revealed by stimulation of cutaneous afferents in spontaneously walking premammillary cats. Journal of Neurophysiology, 40(4), 737-751.
Flash, T., & Hochner, B. (2005). Motor primitives in vertebrates and invertebrates. Current opinion in neurobiology, 15(6), 660-666.
Forssberg, H. (1979). Stumbling corrective reaction: a phase-dependent compensatory reaction during locomotion. Journal of neurophysiology, 42(4), 936-953.
Frank, J. S., & Earl, M. (1990). Coordination of Posture and Movement. *Physical Therapy*, *70*(12), 855-863.
Friedli, W. G., Hallett, M., & Simon, S. R. (1984). Postural adjustments associated with rapid voluntary arm movements 1. Electromyographic data. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry*, *47*(6), 611.
García-Cossio, E., Broetz, D., Birbaumer, N., & Ramos-Murguialday, A. (2014). Cortex integrity relevance in muscle synergies in severe chronic stroke. Frontiers in human neuroscience, 8, 744.
Grillner, S. (1969). The influence of DOPA on the static and the dynamic fusimotor activity to the triceps surae of the spinal cat. Acta Physiologica Scandinavica, 77(4), 490-509.
Grillner, S., & Zangger, P. (1975). How detailed is the central pattern generation for locomotion?. Brain research, 88(2), 367-371.
Guertin, P., Angel, M. J., Perreault, M. C., & McCrea, D. A. (1995). Ankle extensor group I afferents excite extensors throughout the hindlimb during fictive locomotion in the cat. The Journal of Physiology, 487(1), 197-209.
Hallal, C. Z., Marques, N. R., Vieira, E. R., Brunt, D., Spinoso, D. H., Castro, A., Cardozo, A. C., & Gonçalves, M. (2013). Lower limb muscle coactivation levels in healthy younger and older adults during functional dual-task gait. *Motriz: Revista de Educação Física*, *19*, 620-626.
Hirai, H., Miyazaki, F., Naritomi, H., Koba, K., Oku, T., Uno, K., ... & Krebs, H. I. (2015). On the origin of muscle synergies: invariant balance in the co-activation of agonist and antagonist muscle pairs. Frontiers in bioengineering and biotechnology, 3,

192.
Hiraoka, K., Kunimura, H., Oda, H., Kawasaki, T., & Sawaguchi, Y. (2020). Rhythmic movement and rhythmic auditory cues enhance anticipatory postural adjustment of gait initiation. *Somatosensory & Motor Research*, *37*(3), 213-221.
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., & Nashner, L. M. (1986). Central programming of postural movements: adaptation to altered support-surface configurations. *Journal of Neurophysiology*, *55*(6), 1369-1381.
Jankowska, E., Jukes, M. G. M., Lund, S., & Lundberg, A. (1967). The Effect of DOPA on the Spinal Cord 5. Reciprocal organization of pathways transmitting excitatory action to alpha motoneurones of flexors and extensors. Acta physiologica Scandinavica, 70(3 4), 369-388.
Jian, Y., Winter, D. A., Ishac, M. G., & Gilchrist, L. (1993). Trajectory of the body COG and COP during initiation and termination of gait. Gait & posture, 1(1), 9-22.
Kanekar, N., & Aruin, A. S. (2014). The effect of aging on anticipatory postural control. *Experimental Brain Research*, *232*(4), 1127-1136.
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.
Kasahara, S., & Saito, H. (2021). Mechanisms of postural control in older adults based on surface electromyography data. *Human Movement Science*, *78*, 102803.
Khanmohammadi, R., Talebian, S., Hadian, M. R., Olyaei, G., & Bagheri, H. (2016). Characteristic muscle activity patterns during gait initiation in the healthy younger and older adults. Gait & posture, 43, 148-153.
Kitatani, R., Umehara, J., Hirono, T., & Yamada, S. (2022). Rhythmic auditory stimulation during gait adaptation enhances learning aftereffects and savings by reducing common neural drives to lower limb muscles. Journal of Neurophysiology, 128(5), 1324-1336.
Klous, M., Mikulic, P., & Latash, M. L. (2011). Two aspects of feedforward postural control: anticipatory postural adjustments and anticipatory synergy adjustments. Journal of neurophysiology, 105(5), 2275-2288.
Laessoe, U., & Voigt, M. (2008). Anticipatory postural control strategies related to predictive perturbations. Gait & posture, 28(1), 62-68.
Lafreniere-Roula, M., & McCrea, D. A. (2005). Deletions of Rhythmic Motoneuron Activity During Fictive Locomotion and Scratch

Provide Clues to the Organization of the Mammalian Central Pattern Generator. *Journal of Neurophysiology*, *94*(2), 1120-1132.
Lee, W. A., Michaels, C. F., & Pai, Y. C. (1990). The organization of torque and EMG activity during bilateral handle pulls by standing humans. *Experimental Brain Research*, *82*(2), 304-314.
Lepers, R., & Breniere, Y. (1995). The role of anticipatory postural adjustments and gravity in gait initiation. Experimental brain research, 107(1), 118-124.
Li, X., & Aruin, A. S. (2007). The effect of short-term changes in the body mass on anticipatory postural adjustments. *Experimental Brain Research*, *181*(2), 333-346.
Li, Z., Yu, Q., Luo, H., Liang, W., Li, X., Ge, L., Zhang, S., Li, L., & Wang, C. (2021). The Effect of Virtual Reality Training on Anticipatory Postural Adjustments in Patients with Chronic Nonspecific Low Back Pain: A Preliminary Study. *Neural Plasticity*, *2021*, 9975862.
Luchies, C. W., Schiffman, J., Richards, L. G., Thompson, M. R., Bazuin, D., & DeYoung, A. J. (2002). Effects of age, step direction, and reaction condition on the ability to step quickly. The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences, 57(4), M246-M249.
Lundberg, A. (1981). Half-centres revisited. In Regulatory Functions of the CNS Principles of Motion and Organization (pp. 155-167). Pergamon.
Lyon, I. N., & Day, B. L. (1997). Control of frontal plane body motion in human stepping. Experimental Brain Research, 115(2), 345-356.
Nagai, K., Yamada, M., Uemura, K., Tanaka, B., Mori, S., Yamada, Y., ... & Tsuboyama, T. (2012). Effects of fear of falling on muscular coactivation during walking. Aging clinical and experimental research, 24, 157-161.
Magill, R., & Anderson, D. (2010). *Motor learning and control*. New York: McGraw-Hill Publishing.
Malone, L. A., & Bastian, A. J. (2010). Thinking about walking: effects of conscious correction versus distraction on locomotor adaptation. Journal of neurophysiology, 103(4), 1954-1962.
Massion, J. (1992). Movement, posture and equilibrium: Interaction and coordination. *Progress in Neurobiology*, *38*(1), 35-56.
Massion, J. (1998). Postural Control Systems in Developmental Perspective. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, *22*(4), 465-472.
McCrea, D. A., & Rybak, I. A. (2008). Organization of mammalian locomotor rhythm and pattern generation. *Brain Research Reviews*, *57*(1), 134-146.
McCrea, D. A., & Rybak, I. A. (2008). Organization of mammalian locomotor rhythm and pattern generation. *Brain Research Reviews*, *57*(1), 134-146.
Morris, S. L., & Allison, G. T. (2006). Effects of abdominal muscle fatigue on anticipatory postural adjustments associated with

arm raising. *Gait & Posture*, *24*(3), 342-348.
Nombela, C., Hughes, L. E., Owen, A. M., & Grahn, J. A. (2013). Into the groove: can rhythm influence Parkinson's disease?. Neuroscience & Biobehavioral Reviews, 37(10), 2564-2570.
Mushiake, H., Inase, M., & Tanji, J. (1990). Selective coding of motor sequence in the supplementary motor area of the monkey cerebral cortex. Experimental brain research, 82(1), 208-210.
Okada, S., Hirakawa, K., Takada, Y., & Kinoshita, H. (2001). Age-related differences in postural control in humans in response to a sudden deceleration generated by postural disturbance. *European Journal of Applied Physiology*, *85*(1), 10-18.
Organization, W. H., Ageing, W. H. O., & Unit, L. C. (2008). *WHO global report on falls prevention in older age*. World Health Organization.
Park, S., Horak, F. B., & Kuo, A. D. (2004). Postural feedback responses scale with biomechanical constraints in human standing. *Experimental Brain Research*, *154*(4), 417-427.
Patla, A., Frank, J. S., Winter, D. A., Rietdyk, S., Prentice, S., & Prasad, S. (1993). Age-related changes in balance control system: initiation of stepping. Clinical biomechanics, 8(4), 179-184.
Pearson, K. G., & Rossignol, S. (1991). Fictive motor patterns in chronic spinal cats. Journal of neurophysiology, 66(6), 1874-1887.
Perry, S. D., Santos, L. C., & Patla, A. E. (2001). Contribution of vision and cutaneous sensation to the control of centre of mass (COM) during gait termination. *Brain Research*, *913*(1), 27-34.
Piasecki, M., Ireland, A., Piasecki, J., Stashuk, D. W., Swiecicka, A., Rutter, M. K., Jones, D. A., & McPhee, J. S. (2018). Failure to expand the motor unit size to compensate for declining motor unit numbers distinguishes sarcopenic from non-sarcopenic older men. *The Journal of Physiology*, *596*(9), 1627-1637.
Piscitelli, D., Falaki, A., Solnik, S., & Latash, M. L. (2017). Anticipatory postural adjustments and anticipatory synergy adjustments: preparing to a postural perturbation with predictable and unpredictable direction. *Experimental Brain Research*, *235*(3), 713-730.
Repp, B. H., & Su, Y. H. (2013). Sensorimotor synchronization: a review of recent research (2006 - 2012). Psychonomic bulletin & review, 20(3), 403-452.
Rochester, L., Baker, K., Hetherington, V., Jones, D., Willems, A. M., Kwakkel, G., ... & Nieuwboer, A. (2010). Evidence for motor learning in Parkinson's disease: acquisition, automaticity and retention of cued gait performance after training with external rhythmical cues. Brain research, 1319, 103-111.
Roemmich, R. T., Long, A. W., & Bastian, A. J. (2016). Seeing the errors you feel enhances locomotor performance but not learning. Current biology, 26(20), 2707-2716.

Roh, J., Rymer, W. Z., & Beer, R. F. (2015). Evidence for altered upper extremity muscle synergies in chronic stroke survivors with mild and moderate impairment. Frontiers in human neuroscience, 6.
Ronsse, R., Puttemans, V., Coxon, J. P., Goble, D. J., Wagemans, J., Wenderoth, N., & Swinnen, S. P. (2011). Motor learning with augmented feedback: modality-dependent behavioral and neural consequences. Cerebral cortex, 21(6), 1283-1294.
Rossignol, S. (1996). Neural control of stereotypic limb movements. Handbook of physiology: Section 12, 173-216.
Salzman, B. (2010). Gait and balance disorders in older adults. *American family physician*, *82*(1), 61-68.
Smith, J. L., Hoy, M. G., Koshland, G. F., Phillips, D. M., & Zernicke, R. F. (1985). Intralimb coordination of the paw-shake response: a novel mixed synergy. Journal of Neurophysiology, 54(5), 1271-1281.
Saito, H., Yamanaka, M., Kasahara, S., & Fukushima, J. (2014). Relationship between improvements in motor performance and changes in anticipatory postural adjustments during whole-body reaching training. Human Movement Science, 37, 69-86.
Stapley, P., Pozzo, T., & Grishin, A. (1998). The role of anticipatory postural adjustments during whole body forward reaching movements. *NeuroReport*, *9*(3).
Stein, P. (1997). Neural and biomechanical control strategies for different forms of vertebrate hindlimb motor tasks. Neurons, networks, and motor behavior, 61-73.
Stein, P. (1997). Neural and biomechanical control strategies for different forms of vertebrate hindlimb motor tasks. Neurons, networks, and motor behavior, 61-73.
Steinfeld, B., Scott, J., Vilander, G., Marx, L., Quirk, M., Lindberg, J., & Koerner, K. (2015). The role of lean process improvement in implementation of evidence-based practices in behavioral health care. *The Journal of Behavioral Health Services & Research*, *42*(4), 504-518.
Strang, A. J., Berg, W. P., & Hieronymus, M. (2009). Fatigue-induced early onset of anticipatory postural adjustments in non-fatigued muscles: support for a centrally mediated adaptation. *Experimental Brain Research*, *197*(3), 245-254.
Tanaka, S., Kamiya, K., Hamazaki, N., Matsuzawa, R., Nozaki, K., Maekawa, E., Noda, C., Yamaoka-Tojo, M., Matsunaga, A., Masuda, T., & Ako, J. (2017). Utility of SARC-F for Assessing Physical Function in Elderly Patients With Cardiovascular Disease. *Journal of the American Medical Directors Association*, *18*(2), 176-181.
Thaut, M. H., Rice, R. R., Braun Janzen, T., Hurt-Thaut, C. P., & McIntosh, G. C. (2019). Rhythmic auditory stimulation for reduction of falls in Parkinson's disease: a randomized controlled study. Clinical rehabilitation, 33(1), 34-43.
Torres-Oviedo, G., & Bastian, A. J. (2010). Seeing is believing:

effects of visual contextual cues on learning and transfer of locomotor adaptation. Journal of Neuroscience, 30(50), 17015-17022.
Turvey, M. T. (1990). *Coordination*. American psychologist, 45(8), 938.
van der Fits, I. B. M., Klip, A. W. J., van Eykern, L. A., & Hadders-Algra, M. (1998). Postural adjustments accompanying fast pointing movements in standing, sitting and lying adults. *Experimental Brain Research*, *120*(2), 202-216.
Vuillerme, N., Nougier, V., & Teasdale, N. (2002). Effects of lower limbs muscular fatigue on anticipatory postural adjustments during arm motins in humans. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, *42*(3), 289-294.
Wang, Y., Watanabe, K., & Asaka, T. (2019). Effect of dance on multi-muscle synergies in older adults: a cross-sectional study. *BMC Geriatrics*, *19*(1), 340.
Wing, A. M., Flanagan, J. R., & Richardson, J. (1997). Anticipatory postural adjustments in stance and grip. *Experimental Brain Research*, *116*(1), 122-130.
Yiou, E., Caderby, T., & Hussein, T. (2012). Adaptability of anticipatory postural adjustments associated with voluntary movement. *World J Orthop*, *3*(6), 75-86.
Yiou, E., Caderby, T., & Hussein, T. (2012). Adaptability of anticipatory postural adjustments associated with voluntary movement. *World journal of orthopedics*, *3*(6), 75.
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., & 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., & Do, M. C. (2011). Effects of medio-lateral postural perturbation induced by voluntary arm raising on the biomechanical organization of rapid step initiation. Motor Control, 15(4).
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.
Yiou, E., Mezaour, M., & Le Bozec, S. (2009). Anticipatory postural adjustments and focal performance during bilateral forward-reach task under different stance conditions. *Motor Control*, *13*(2).
Yokoyama, H., Ogawa, T., Kawashima, N., Shinya, M., & Nakazawa, K. (2016). Distinct sets of locomotor modules control the speed

and modes of human locomotion. *Scientific Reports*, *6*(1), 36275.
Yu, R., Leung, J., & Woo, J. (2014). Incremental predictive value of sarcopenia for incident fracture in an elderly Chinese cohort: results from the Osteoporotic Fractures in Men (MrOs) Study. Journal of the American Medical Directors Association, 15(8), 551-558.

감사의 글

보디빌더와 트레이너를 하며 ‘좋은 움직임을 연구해 세상에 도움이 되고 싶다’는 낭만을 가지고 2021년 서울대학교 체육교육과에 입학했습니다. 이번 석사 논문도 입학 초기 낭만을 쫓고자 계획했던 내용입니다. 하지만 공부를 할수록 부족한 점이 보여 마무리할 때쯤 다시 보니 많은 아쉬움이 남습니다. 많이 부족한 연구이지만 학교에 처음 입학해서 무엇을 모르는지도 몰랐던 저였기에 주변의 많은 도움 덕분에 연구를 진행할 수 있었습니다.

가장 먼저, 기초학문 학문후속세대로 석사학위 동안 지원해주신 기초학문기획평가단 및 기초학문진흥위원회 분들께 감사의 인사들 드립니다. 지원해 주신 덕분에 학업에 집중할 수 있었습니다.

운동에 대한 넓은 관점을 알려주신 김선진 지도 교수님께 깊은 감사를 드립니다. 논문의 구조와 용어 선택의 중요성에 대해 알려주신 권성호 교수님, 수업과 논문 작성 과정을 통해 연구의 가중치를 어디에 두어야 하는지를 깨닫게 해주신 박재범 교수님께 진심으로 감사의 인사를 드립니다.

운동행동 실험실에서 도움을 주신 모든 선배, 후배님께 감사의 인사를 전하고자 합니다. 연구실에서 관심 가져주시고 아낌없는 조언해 주신 수미 누나, 연구실 기둥이자 졸업했음에도 시간을 따로 내어 계획 발표와 결과 발표까지 아낌없는 조언을 해주신 재욱 형님과 해진 누나 정말 감사합니다. 인턴 생활부터 자리를 잡을 수 있게 옆에서 함께하고 많이 도와주신 동휘 형 정말 감사합니다. 든든한 연구실 실장 동현 형님의 배려 덕분에 즐겁게 연구실 생활을 할 수 있었습니다. 동갑이자 선배인 손우 선배가 있어 연구실 생활이 즐거웠습니다. 그리고 연구실 분위기 메이커 귀염둥이 한나야 내 후배로 들어와 줘서 고맙고 덕분에 즐겁게 연구실 생활할 수 있었다.

다른 연구실이지만 진심어린 조언을 해주신 준경 형님 정말 감사합니다. 관심 가져주시고 많이 도와주신 지원 형님 감사합니다. 가끔씩 놀러 가면 환영해주는 생리학실 미녀, 미남 선생님들 덕분에 대학원 생활이 즐거웠습니다. 대학원 생활 외롭지 않게 친구가 되어주고 서로 응원해주는 동규야 항상 응원하고 고맙다.

그리고 우리 사랑하는 시너제틱스 식구들에게 감사의 인사를 드립니다. 트레이너로서 같은 낭만을 가지고 앞장서 이 길을 걷고 계신 상훈 형님 정말 감사합니다. 형님이 연구 장비를 지원해 주셔서 이번 연구를 진행할 수 있었습니다. 고립된 인생 가끔 술도 먹여주시고 맛있는 음식도 먹여주시는 해진 형, 유성 형님 감사합니다. 그리고 같은 보디빌더이자 트레이너의 길을 걸으며 항상 응원해 주는 멋진 후배 지명이 정말 고맙다. 여러분들 덕분에 제 중추가 안정감을 얻어 공동수축 지수를 낮출 수 있었습니다.

마지막으로 항상 응원해 주고 지지해 주는 누나, 매형, 효빈이 형, 다빈이 누나 정말 감사합니다. 가족 여러분 덕분에 낭만을 쫓으며 살 수 있었습니다.

마지막으로 이 모든 것을 가능하게 해주신 부모님과 하나님께
감사드립니다.

2022 겨울,
관악에서