KJAB

Korean Journal of Applied Biomechanics 2024; 34(4): 176-184
http://dx.doi.org/10.5103/KJAB.2024.34.4.176
http://e-kjab.org eISSN 2093-9752

ORIGINAL

Effects of Anterior and Posterior Perturbations on Postural Adjustment and Stability in Older Adults

노인의 전방-후방 방향 교란이 자세 조정 및 안정성에 미치는 영향

Zheng Dong[1], YoungJin Moon[1], Sang Ki Lee[1], Hwi-yeol Yun[2], JuWon Song[1], Min Ju Shin[1], DuBin Im[1], JiaHao Xu[1], XuanRu Wang[1]

[1]Department of Sport Science, Chungnam National University, Daejeon, South Korea
[2]College of Pharmacy, Chungnam National University, Daejeon, South Korea

Received : 31 October 2024
Revised : 08 November 2024
Accepted : 09 November 2024

Corresponding Author
YoungJin Moon
Department of Sport Science,
Chungnam National University,
99 Daehak-ro, Yuseong-gu,
Daejeon, 34134, South Korea
Email : moonyj@cnu.ac.kr

Objective: This study aims to explore the effect of pendulum perturbations on postural adjustment and stability in older individuals in the Anterior and posterior directions.

Method: A total of 34 healthy older men and women participated in the experiment (male=14, female=20). Postural balance deficits in older adults in the anterior and posterior were induced by applying tension from the pendulum to the shoulders. First, electromyography (EMG) measurements were conducted on six muscles of the thigh, shank, and trunk to analyze the effects of the anticipatory postural adjustment (APA) and compensatory postural adjustment (CPA) phases. Second, the co-contraction rates of these muscles in the three regions were calculated. Finally, the trajectory of the Center of Pressure (CoP) during perturbation was recorded using a force plate.

Results: The findings indicated that, compared to Anterior perturbations, posterior perturbations resulted in greater muscle activation, higher calf co-contraction rates, and increased medial-lateral (ML) displacement of the CoP among older adults. Following Anterior perturbations, older adults exhibited higher trunk co-contraction rates and greater displacement of the CoP in the Anterior-posterior (AP) direction, as well as in total CoP movement.

Conclusion: Postural stability is more challenging for older adults during posterior perturbations, and it can be improved by minimizing ankle dorsiflexion and employing hip strategies. This study underscores the significant impact of perturbation direction on postural stability in older adults, suggesting that direction-specific balance training may offer more effective fall prevention strategies than muscle strengthening alone.

Keywords: Older adults, Fall prevention, Postural adjustment, Postural control strategies, External perturbations

Copyright © 2024 Korean Journal of Applied Biomechanics
This is an Open Access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution Non-Commercial License (http://creativecommons.org/licenses/by-nc/3.0/) which permits unrestricted noncommercial use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

INTRODUCTION

전 세계적으로 고령화 추세가 명확하게 나타나고 있다. 2022년 보건복지부의 미래인구 전망에 따르면 2050년에는 65세 이상이 전체 인구의 40.1%를 차지할 것으로 예측된다(Statistics Korea, 2022). 인구 구조의 변화와 함께 공중 보건 분야는 일련의 도전에 직면해 있으며 그 중 특히 노인의 낙상 문제가 두드러진다. 연구에 따르면 65세 이상 노인의 30% 이상이 1년에 한 번 이상 넘어지며(Tinetti, Speechley & Ginter, 1988), 이러한 사건들은 의료 부담을 증가시킬 뿐만 아니라 노인의 삶의 질에도 심각한 영향을 미친다(Boyé et al., 2013).

연령이 증가함에 따라 골격 무기질 함량이 점차 감소하며, 뼈 구조의 변화는 복잡적인 메커니즘이 함께 작용한 결과이다(Lu, Shin, Yen & Sun, 2016; Pignolo, Law & Chandra, 2021). 이 노화의 영향은 골절, 특히 고관절 골절의 위험을 크게 증가시킨다. 보고에 따르면 폐경 후 여성의 평생 골절 위험은 44%에 달한다(Nguyen, Ahlborg, Center, Eisman & Nguyen, 2007). 많은 노인들이 기저질환을 가지고 있으며, 고관절 골절 후 합병증의 발생은 사망률을 더욱 증가시킨다(Carpintero et al., 2014).

낙상의 방향은 부상의 유형과 심각성에 중요한 관련이 있다. 약 85%의 낙상은 전후 방향으로 발생하며(Hsiao & Robinovitch, 1997), 그 중 후방 낙상은 머리와 고관절 손상의 주요 원인으로 보고된다(Kannus, Leiponen, Parkkari, Palvanen, & Järvinen, 2006; Robinovitch et al., 2013). 또한, 후방 낙상은 노인의 고관절 골절의 주요 원인 중 하나로, 연령 증가함에 따라 그 위험이 증가한다(Morikawa et al., 2021). 반면, 전방 낙상은 주로 상지 부상을 초래하며, 손목 골절(Nevitt, Cummings & Study of Osteoporotic Fractures Research Group, 1993), 쇄골 골절(Herteleer, Hoekstra & Nijs, 2018), 상완골 골절(Bergdahl, Ekholm, Wennergren, Nilsson & Möller, 2016)이 포함된다. 70세 이상의 인구에서 90% 이상의 고관절 골절은 낙상으로 인해 발생하며(Fuller, 2000), 이러한 골절은 노인의 건강에 심각한 위협이 되며 사망에 이를 수 있다(Marks, Allegrante, MacKenzie & Lane (2003).

일상생활에서 노인들은 종종 외부 요인으로 인해 균형을 잃게 되는데, 마주 오는 보행자와의 어깨 충돌이나 대중교통 탑승 시 급정거와 같은 경우가 그 예시이다. 이러한 교란에 효과적으로 대처하기 위해서는 신속한 자세 조정이 필수적이다. 예상 자세조정(Anticipatory Postural Adjustments, APAs)은 피드포워드(Feed-foward) 신호를 통해 근육을 미리 활성화시켜 예상되는 균형 교란에 대처하게 되며(Aruin & Latash, 1995), 보상적 자세조정(Compensatory Postural Adjustments, CPAs)은 교란 후 감각 피드백(Feed-posterior)을 통해 자세를 신속하게 조정하여 균형을 회복하게 된다(Park, Horak & Kuo, 2004). 몸의 중심이 기저면 밖에 위치 시 일반적으로 발목 관절이나 고관절 전략을 사용하며, 교란의 속도가 증가함에 따라 고관절 전략의 비중도 증가한다(Runge, Shupert, Horak & Zajac, 1999). 압력 중심(Center of Pressure, CoP)은 서 있을 때 자세 제어의 중요한 지표로, CoP 이동 궤적을 통해 낙상 위험을 예측할 수 있다(Quijoux et al., 2020; Audiffren, Bargiotas, Vayatis, Vidal & Ricard, 2016). 노인은 자세 균형을 유지하기 위해 근육의 동시 수축(Co-Contraction)이라는 전략을 자주 사용하는데, 이는 관절의 강성을 증가시켜 균형 제어의 난이도를 줄이는 데 도움이 되지만, 자세 조정의 유연성과 효율성을 감소시킬 수도 있다(Nagai et al., 2011; Piche et al., 2022).

이에 따라 본 연구는 노인이 전·후방 외부 균형 교란에 대처할 때 안정성 차이와 자세의 조정과 제어 지표를 분석함으로써 노인이 다양한 방향의 교란에 대해 어떻게 균형을 조절하는지에 대한 심층적 이해를 목표로 한다.

METHOD

1. 연구 대상

본 연구에서는 지난 6개월 이내에 신경계 또는 근골격계 질환과 관련된 외과적 수술을 받지 않았으며, 정상 시력과 인지 능력을 가진 노인 34명(남성 14명, 여성 20명, 연령: 72.4±3.2세, 신장: 158.7±7.1 cm, 체중: 61.3±8.1 kg)을 연구 대상으로 선정하였다. 연구목적과 내용을 설명하고 실험 참여 동의를 얻어 연구를 진행하였다. 본 연구는 충남대학교 생명윤리위원회에서 심의하여 승인을 받고 연구윤리에 따라 연구를 진행하였다(202310-SB-179-01).

2. 연구 방법

실험 전에, 피험자는 실험실에서 개발된 상체 소프트 엑소슈트(Upper Soft Exosuit)와 전신 하네스(Full Body Harness)를 각각 착용하였으며, 교란 추와 줄을 연결하여 줄을 상체 소프트 엑소슈트의 어깨 부위에 고정시켰다. 전신 하네스의 안전띠는 천창에 고정되었다(Figure 1). 추의 높이를 조정하여 교란 지점이 피험자의 어깨와 평행을 이루도록 설정한 후, 추가 자유롭게 낙하할 때까지 대기하게 하였다. 추 낙하 시 줄이 수평으로 완전히 팽팽해질 때까지 장력이 증가하여 균형 장애가 발생하게 된다. 교란 발생 시점의 가속도 변화는 가속도계를 사용하여 측정하고, 이 시점을 'T0'로 명명하였다.

실험 시 피험자의 발 위치를 동일하게 수행하기 위해 맨발로 지면반력기 위에 서게 한 후, 발 위치를 테이프로 표시하여 실험을 진행하였다. 추의 무게는 2 kg + 피험자 체중(Kg)의 5%로 조정되었다. 추는 피험자로부터 0.8 m 떨어진 위치

에서 60° 각도에서 하강시켜 피험자에게 교란을 주었다. 교란으로 인한 균형 유지 동작 시 발바닥이 지면반력기에서 떨어지지 않도록 수행하였다. 전방(앞-Anterior) 및 후방(뒤-Posterior) 교란 실험은 각각 2분 간격으로 5회씩 수행되었다(Figure 1).

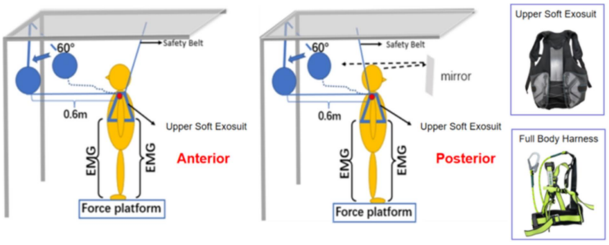

Figure 1. Experimental setup

무선 근전도(EMG) 장비(Cometa Wave Plus, Italy)를 사용하였으며, 10~500 Hz 필터링을 진행하였다. SENIAM (2014) 가이드라인에 따라 넙다리곧은근(RF), 넙다리두갈래근(BF), 앞정강근(TA), 내측 장딴지근(MG), 복직근(RA), 척추세움근(ES)에 각각 부착하였다. 실험 참여자가 착용한 하네스와 줄의 연결 지점에 가속도 센서(Cometa Wave Plus, Italy)를 부착하여 당기는 순간(T0)을 기록하였다. 지면반력기(Kistler 9260AA, Switzerland)를 사용하여 CoP 데이터를 수집하였다. 측정 시 세 가지 장비(근전도, 가속도계, 지면반력기)는 Trigger를 통해 동기화되어 진행되었다.

3. 자료 처리

본 연구에서 사용된 데이터는 Python 3.10 프로그래밍 언어를 활용하여 처리하였으며, 각 참가자의 데이터는 3회 측정에 대한 평균값을 계산하였다.

Kanekar & Aruin (2014)에 의해 제안된 예상 자세조정(Anticipatory Postural Adjustments, APA) 및 보상적 자세조정(Compensatory Postural Adjustments, CPA)에 대한 근전도 활동의 적분 처리 및 정규화 지침을 따라 네 가지 시간대로 데이터를 구분하였다. 시점은 예상 자세조정 첫 번째 단계(APA1: -250 ms ~ -100 ms), 예상 자세조정 두 번째 단계(APA2: -100 ms ~ +50 ms), 보상적 자세조정 첫 번째 단계(CPA1: +50 ms ~ +200 ms), 보상적 자세조정 두 번째 단계(CPA2: +200 ms ~ +350 ms)으로 구분되었다. 각 시간대의 IEMG는 T0을 기준으로 -600 ms에서 -450 ms까지의 기준 활동으로 보정되었다(Figure 2).

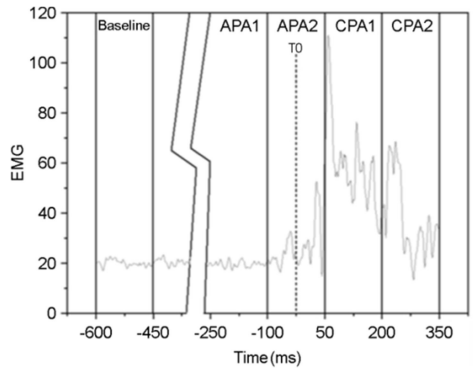

Figure 2. EMG phase settings

1) 적분 근전도

다음과 같은 관계식에서 각 시간대의 IEMG는 T0을 기준으로 -600 ms에서 -450 ms까지의 기준 활동으로 보정되었다.

$$Int_{EMGi} = \int_{twi} EMG - \int_{-600}^{-450} EMG$$

2) 근전도 정규화

각 피험자의 분절 간의 대퇴 근육(RF-BF), 하퇴 근육(TA-MG), 상체 근육(RA-ES)에 대한 실험 동작 중 최대 근수축을 기준으로 다음과 같은 관계식에서 정규화되었으며, 적분 근전도(IEMG) 값은 +1에서 -1의 범위로 계산되었다. 이때, 양의 값은 근육 활성 상태를, 음의 값은 배경 수준 이하의 근육 억제 활동을 나타낸다.

$$IEMG_{norm} = \frac{Int_{EMG_i}}{IEMG_{max}}$$

3) 압력중심 경로길이

지면반력기에서 도출된 힘 값은 Donath, Roth, Zahner & Faude (2012)이 제안한 CoP (Center of Pressure) 공식을 사용하여 CoP 총 경로 길이, 앞뒤(Anterior-Posterior: AP)와 좌우(Medial-Lateral: ML) 방향의 경로 길이를 계산되었다.

$$CoP_{pathlengh} = \sum_{i=2}^{n} \sqrt{(ax_i - ax_{i-1})^2 + (ay_i - ay_{i-1})^2}$$

$$CoP_AP_{pathleng} = \sum_{i=2}^{n} \sqrt{(ax_i - ax_{i-1})^2}$$

$$CoP_ML_{pathlenght} = \sum_{i=2}^{n} \sqrt{(ay_i - ay_{i-1})^2}$$

4) 동시 수축 비율

동시 수축 비율(Co-Contraction Ratio, CCR)은 Hammond 등 (1988)이 제안한 공식을 사용하여 계산하였다.

$$CR = \frac{sEMG(antagonisticmuscle)}{sEMG(agonisticmuscle) + sEMG(antagonisticmuscle)}$$

4. 통계 분석

통계 분석은 SPSS 26 (SPSS Inc., Chicago, USA)에서 수행했다. 각 근육에 대한 IEMG, CoP 경로 길이, CCR 비율에 대한 비교분석을 수행하였다. 데이터의 정규 분포는 Shapiro-Wilk test를 사용하여 정규 분포를 부합하는 데이터는 Paired T-tests를 수행하였으며, 정규 분포를 부합하지 않는 데이터는 Wilcoxon signed rank-sum tests를 사용하였다. 모든 통계적 유의성은 p<.05로 표시하였다.

RESULTS

1. APA와 CPA 단계에서의 근전도 분석

예상 자세조정(APA)와 보상적 자세조정(CPA) 구간에 따라 RF, BF, TA, MG, RA, ES 총 6개 근육이 전후 방향에서 비교한 결과 Figure 3와 같다. 후방 교란 시(Posterior)_RF와 전방 교란 시(Anterior)_BF는 보상적 자세조정 첫 번째 단계(CPA1)에서 유의한 차이가 나타났고, Anterior_RF와 Posterior_BF는 CPA1 단계에서 유의한 차이가 나타났다(p<.05). Posterior_TA와 Anterior_MG는 CPA1 단계에서, CPA2 단계에서 유의한 차이가 나타났고(p<.05), Anterior_TA와 Posterior_MG는 CPA1 단계에서, CPA2 단계에서 유의한 차이가 나타났다(p<.05). Posterior_RA와 Anterior_ES는 APA1 단계 APA2 단계, CPA1 단계, CPA2 단계에서 유의한 차이가 나타났다(p<.05). 마지막으로 Anterior_RA와 Posterior_ES는 CPA1 단계에서 유의한 차이가 나타났다(p<.05).

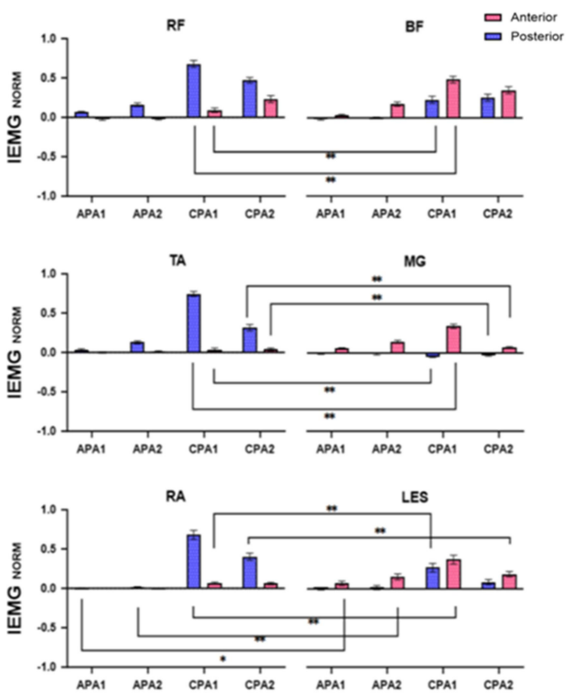

Figure 3. EMG integral in APA and CPA phases

2. 전·후 교란 기간의 압력 중심 분석

교란 기간에 따른 전·후 방향에서 압력 중심에 대한 비교한 결과는 Figure 4와 같다. CoP은 전·후 방향에서 통계적으로 유의한 차이를 보이지 않았다(p=.276). AP은 전·후 방향에서 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았다(p=.052). 좌우의 경로 길이는 Posterior_ML이 Anterior_ML보다 크며, 통계적으로 유의한 차이가 나타났다(p<.05).

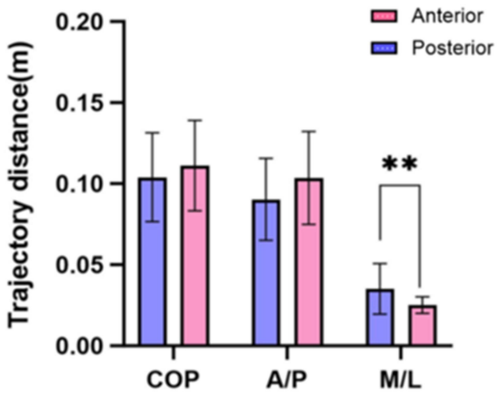

Figure 4. CoP path during perturbations

3. 전·후 교란 기간의 동시 수축 비율 분석

교란 기간의 전·후 방향에서 근육 동시 수축 비율을 비교한 결과 Figure 5와 같다. Thigh은 전·후 방향에서 통계적으로 유의한 차이를 보이지 않았다(p=.216). Posterior_Shank와 Anterior_Shank는 유의한 차이를 나타냈으며(p<.05), Posterior_Shank가 Anterior_Shank보다 더 큰 동시 수축 비율을 보였

다. 또한 Anterior_Trunk와 Posterior_Trunk는 유의한 차이를 나타냈으며(p<.05), Anterior_Trunk가 Posterior_Trunk보다 더 큰 동시 수축 비율을 보였다.

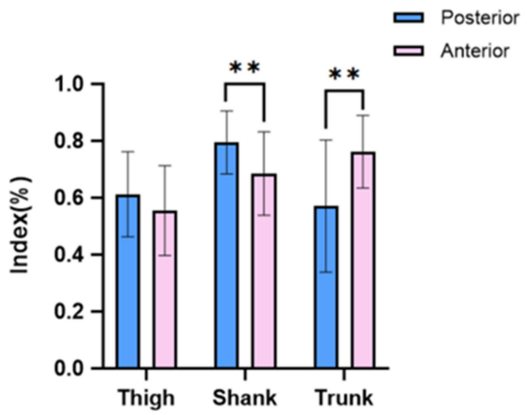

Figure 5. Muscles co-contraction ratio during perturbations

DISCUSSION

1. 전·후 교란 방향에 따른 APA 단계에서의 근활성도 비교

본 연구에서는 적분 근전도를 분석한 결과, 예상 자세조정(APA) 단계에서 노인의 대퇴 근육과 하퇴 근육 활성화는 전방 교란과 후방 교란 사이의 대퇴 및 하퇴 근육의 사이에 유의한 차이를 보이지 않았다. Figure 3은 정규화된 근전도(EMG) 데이터로 '0'은 교란이 없는 서 있는 자세 시의 적분값을 기준으로, + 값은 근육의 높은 활성화 상태이고, – 값은 근육의 낮은 활성화 상태를 의미하며, APA 단계에서 노인의 근활성화 여부를 판단할 수 있다. Hyodo 등 (2012)은 노인은 APA 단계에서 근활성화 장애가 낙상 위험을 증가시킬 수 있다고 보고하였다. 노인이 낙상 위험을 감소하기 위해 APA 단계에서 근활성을 더 크게 하는 것이 중요하다. 교란 전의 APA 전략을 이용하는 것은 교란 후의 CPA 전략에 의지하는 것을 감소시킬 수 있다(Kanekar & Aruin, 2014). 이는 노인이 교란 전 APA 단계에서 교란에 대처할 자세가 준비되지 않았다면 교란 후 CPA 단계에서 더 큰 근육 활성화를 통해 안정적인 자세를 회복하려는 더 많은 노력이 필요함을 시사한다. 연령이 증가함에 따라 APA 단계에서 근육 활성화 시간이 지연되고, 근육의 활성화 크기가 감소할 수 있다고 보고하였다(Kanekar & Aruin, 2014). 본 연구 결과에서도 노인들은 APA 단계에서 CPA 단계보다 감소된 근육 활성을 보였다. 따라서 본 연구의 결과는 CPA 단계에서 더 큰 근육 활성화에 의존하여 교란 Claudino, dos Santos & Santos (2013)에 대처하는 것으로 선행연구와 일치하는 것으로 나타났다. 본 연구의 결과, APA 단계에서 척추세움근(ES)과 복직근(RA)의 근육 활성에 유의한 차이가 있었고, RA는 전방과 후방 교란에서 근육 활성을 보이지 않았으며, 전방 교란 시 ES만이 근육의 활성을 보였다. Kanekar & Aruin (2014)의 연구에 따르면 교란 시 APA 단계에서 노인 그룹이 젊은 그룹보다 ES 근육 활성이 더 빠른 것으로 나타났다. 이는 노인이 APA 단계에서 ES의 더 빠른 근활성화를 통한 균형을 유지하는 것으로 사료된다. 따라서 APA 단계에서 후방 교란 시 RA보다는 전방 교란 시 ES가 더 큰 근활성을 통해 교란에 대처하여 준비하는 것으로 나타났다. Hodges, Cresswell, Daggfeldt & Thorstensson (2001)은 복직근 및 기타 복부 근육은 복강 내 압력을 증가시켜 체간의 강성과 신장 모멘트를 증가시키는 역할을 하며, 체간 및 고관절의 안정성을 강화할 수 있다고 주장하였으나 본 연구 결과에서는 후방 교란 시 노인이 APA 단계에서 RA가 크게 활성화되지 않았으며, 체간 강성의 강화 전략과 고관절 전략을 제대로 수행하지 못 하였음을 시사한다. 전방 교란 시 APA 단계의 ES가 활성화되는데, 이는 노인이 교란을 대처하기 위한 전략일 수 있다. 선행연구에 따르면 ES의 활성은 자세 제어 시 고관절 굴곡 동작과 관련이 있으며, 고관절 굴곡에 따라 ES 활성화가 증가한다고 보고하였다(Kasahara & Saito, 2021; Berger & Bernard-Demanze, 2011). 이는 노인의 APA 단계에서 ES 활성화를 통해 고관절 굴곡을 억제하는 것을 설명한다. 즉, 전방 교란 시 노인이 APA 단계에서 약간의 고관절 신전 동작을 통해 교란 대처 동작을 수행함을 시사한다.

2. 전·후 교란 방향에 따른 CPA 단계에서의 근활성도 비교

APA 단계에서는 교란이 발생하기 전에 자세를 조절하여 넘어지는 것을 방지해야 하며, APA 단계에서 자세를 효과적으로 조정할 수 없는 경우 CPA 단계에서 보상적 자세조정에 의존해야 한다. 따라서 CPA 단계는 균형을 회복하는 중요한 단계 중 하나이다. 본 연구의 결과는 전방과 후방 교란 후 CPA 단계에서 모든 근육의 활성도가 크게 증가한 것으로 나타났다. 이는 노인이 CPA 단계에서 근육을 활성화하여 자세를 회복한다는 것을 의미한다. 또한 본 연구에서는 노인이 CPA 단계의 후방 교란 시 근육 활성도가 전방 교란 시보다 높게 나타났다. Humphrey & Hemami (2010)의 연구에 따르면 시각적 입력은 후방 이동보다 전방 이동 안정성이 더 우수한 중요한 요소이다. 이는 균형을 회복하는 과정에서 시각은 중요한 역할을 하며, 전방 상황을 관찰함으로써 자세 제어의 어려움을 크게 줄일 수 있다. 전방 낙상 회피 동작을 수행할

때는 앞으로 한 걸음 내딛는 전략을 사용하여 자세 안정성을 향상시킬 수 있으나 후방 낙상 회피 동작을 할 때는 상대적으로 어려운 것으로 보고되었다(Lee, Gadareh & Bronstein, 2014). 따라서 전방 교란과 비교하여 후방 교란 시 자세 제어력을 증가시키기 위해 더 많은 전면 근육 활성이 필요하다. 또한 노인의 후방 이동 속도는 전방 이동 속도보다 느리며 이는 주로 무릎 관절 신근의 신전 범위가 굴근보다 강하고(Kellis, 1998), 고관절의 신전 범위가 굴곡 범위로 제한되기 때문에(Roaas & Andersson, 1982) 노인은 후방 교란이 전방 교란보다 균형을 회복하기가 더 어렵다. 자세 회복의 어려움 증가할수록 노인들은 후방 교란에 대처할 때 더 많은 근육 활성화를 필요로 한다. Berger, Chuzel, Buisson & Rougier (2005)은 노인의 직립 자세 불안정성을 극복하기 위해서는 높은 수준의 근육 활동을 동원하고 고관절 전략을 통해 ML 방향 운동을 증가시켜 안정성을 향상시킬 필요가 있다고 지적했다.

3. 전·후 교란 방향에 따른 압력 중심의 비교

직립 자세의 균형 제어와 관련한 연구에서 양 발을 나란히 서 있는 자세가 가장 일반적이다(Winter, 1995). 이전 연구들은 주로 관절 전략을 통해 전·후와 좌·우 방향의 자세 안정성을 향상시킬 수 있다고 주장하였지만, 정적 직립 자세에 관한 연구는 균형 조절 메커니즘과 낙상 관련 진단을 밝히는 데 한계가 있다. 이에 비해 교란을 통해 동적 균형을 연구하는 것은 자세 제어 메커니즘의 복잡한 변화를 발견하는 데 유용하다. 한 연구에서는 CoP와 CoG (Center of Gravity) 간의 상호작용 효과를 평가하여 발목 전략을 통한 AP 방향의 자세 제어 메커니즘을 제시하였다(Winter, 1995). 또한 교란이 없는 정적 상태에서 신체 앞뒤로 약간 흔들리며 이러한 흔들림에 따라 발목은 저측 굴곡과 배측 굴곡을 통하여 CoP의 전후 이동을 조절하여 몸의 무게 중심 변화를 제어한다는 것을 확인했다(Winter, 1995; O'Connor & Kuo, 2009). 본 연구의 결과는 전방 교란이 후방 교란보다 AP 방향과 CoP의 변위가 더 크게 나타났으며, 이는 전방 교란의 자세 제어에서 발목 전략으로서 제어가 크게 기여함을 시사한다. 또한 CoP가 CoG 보다 앞에 위치할 때 발목 전략으로서 안정적으로 자세를 제어할 수 있다. 하지만 큰 교란 시단일 발목 관절 전략이 자세를 충분히 안정화시키지 못하고, 고관절의 굴곡이나 신전 전략을 통한 자세 제어가 필요하다(Winter, 1995). 본 연구의 결과, ML 방향의 변위가 전방 교란보다 후방 교란 더 크게 나타났으며, 이는 전방 교란보다는 후방 교란의 자세 제어에서 고관절 전략을 더 많이 사용하였음을 시사한다. ML 방향의 신경근 제어는 고관절의 부하 및 하중 해제 메커니즘과 관련이 깊음을 알 수 있다(Winter, 1995).

4. 전·후 교란 방향에 따른 근육 동시 수축의 비교

노인의 자세 조정 및 제어 전략은 균형 유지에 유익하지만, 노화로 인한 생리학적 변화 때문에 이러한 자세 제어 전략의 효과가 저하된다. 신경근육계에서의 섬유 변화에 따르면 노년 남성의 대퇴사두근 단면적은 젊은 남성에 비해 14% 작고, II형 근섬유 크기는 29% 작다(Nilwik et al., 2013). 이러한 변화는 근육의 빠르고 강력한 수축 능력을 감소시킨다. 외부의 교란을 받을 때 노화된 근육은 빠르고 강력한 수축 능력이 감소하여 균형 회복 능력에 직접적인 영향을 미칠 수 있다. 또한 노인의 유연성과 운동 범위 저하는 외부 교란 후 균형을 회복하는 능력에 영향을 미칠 수 있으며, 고관절의 신전, 내전, 외전 그리고 발목의 배측 굴곡과 저측 굴곡의 유연성 및 가동 범위가 크게 감소하였다(Chiacchiero, Dresely, Silva, DeLosReyes & Vorik, 2010). 이러한 일련의 변화는 직접적 또는 간접적으로 노인의 자세 안정성을 약화시키지만, Ogaya, Nagai, Okita & Fuchioka (2017)의 연구에 따르면 근육의 동시 수축이 노인의 균형 회복 과정에서 효과적인 전략임을 발견했다. Nagai 등 (2011)과 Nagai 등 (2013)에 따르면, 노인은 젊은 성인보다 더 높은 수준의 근육 동시 수축을 보이며, 이는 관절의 강직을 증가시켜 자세 흔들림을 제어하는 데 도움을 줄 수 있다고 보고하였다(Manchester, Woollacott, Zederbauer-Hylton & Marin, 1989). 본 연구의 결과는 전방과 후방 교란에서 근육 동시 수축 전략을 채택하고, 후방 교란에서 허벅지와 종아리가 동시에 수축하는 비율이 비교적 높으며, 그 중 종아리 동시 수축 비율이 가장 크다. 노인에게 하지 근육의 동시 수축 전략은 발목 관절의 강직성을 증가시켜 교란 시 발목의 굴곡과 신전 운동 범위를 줄임으로써 더 많은 자세 안정성을 제공한다. Shumway-Cook (2007)의 연구에 따르면 노인은 발의 감각 능력이 저하되기 때문에 감각의 역치가 높아지며, 민감성이 감소한다고 보고하였다. 이러한 변화는 노인의 자세 제어의 어려움을 더욱 증가시키며, 노인은 발목의 움직임을 감소시키고 자세를 조절할 때 고관절 전략을 사용하는 것을 선호한다(Williams, Higgins & Lewek, 2002). 이는 노인이 발목의 가동 범위를 줄임으로써 더 많은 자세 안정성을 제공한다는 것을 의미한다. 본 연구의 상체 동시 수축 비교 결과, 후방 교란에 비해 전방 교란 시 상체의 동시 수축 비율이 더 높으며, 노인은 전방 교란에 대처할 때 상체의 더 많은 동시 수축 전략을 통해 자세 안정성을 증가시키는 것으로 나타났다. Chen, Lee & Aruin (2017)의 연구와 비슷한 상체 동시 수축 패턴을 발견하였으며, 전방 교란 시 상체의 동시 수축 정도가 후방 교란보다 현저히 높게 나타났다.

CONCLUSION

본 연구는 노인의 전방과 후방 교란 시 예상 자세조정(APA)와 보상적 자세조정(CPA) 단계에서의 6가지 근육이 나타내는 근활성도, 근육의 동시 수축 비율(CCR), 신체 압력 중심(CoP)의 이동 폭을 비교분석 하였고, 다음과 같은 결론을 얻었다. 교란에 대처할 때, CPA 단계에서의 높은 근육 활성화는 노인이 안정적인 자세를 회복하는 데 중요한 역할을 한다. 전방 교란에 비해 노인은 후방 교란 시 더 많은 근육을 활성화해야 하며, 이는 후방 교란이 더 위험할 수 있음을 시사한다. 또한 전방 교란에 대처할 때 노인은 발목 전략과 상체 근육의 동시 수축을 통해 상체 강성을 높여 과도한 전방 기울기로 인한 자세 불안을 조절한다. 반면 후방 교란 시에는 더 많은 고관절 전략을 사용하고, 발목 근육의 동시 수축을 통해 발목 강성을 증가시켜 배측 굴곡을 제한한다. 동일한 강도의 교란이라도 방향에 따라 노인의 자세 제어에 다양한 도전 과제가 추가된다는 점에서, 교란 방향이 노인의 자세 안정성에 미치는 영향을 보여주었다. 향후 연구에서는 보행 중 교란과 같은 복잡한 상황에서의 자세 제어 및 조정 전략을 분석하여 노인의 낙상 예방 전략을 더욱 심층적으로 탐구할 것이다.

ACKNOWLEDGEMENT

This study has been supported by National Research Foundation of Korea (NRF-2022R1A5A7085156).

REFERENCES

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*, 291-300.

Audiffren, J., Bargiotas, I., Vayatis, N., Vidal, P. P. & Ricard, D. (2016). A non linear scoring approach for evaluating balance: classification of elderly as fallers and non-fallers. *PLoS One*, *11*(12), e0167456.

Bergdahl, C., Ekholm, C., Wennergren, D., Nilsson, F. & Möller, M. (2016). Epidemiology and patho-anatomical pattern of 2,011 humeral fractures: data from the Swedish Fracture Register. *BMC Musculoskeletal Disorders*, *17*, 1-10.

Berger, L. & Bernard-Demanze, L. (2011). Age-related effects of a memorizing spatial task in the adults and elderly postural control. *Gait & Posture*, *33*(2), 300-302.

Berger, L., Chuzel, M., Buisson, G. & Rougier, P. (2005). Undisturbed upright stance control in the elderly: Part 1. Age-related changes in undisturbed upright stance control. *Journal of Motor Behavior*, *37*(5), 348-358.

Boyé, N. D., Van Lieshout, E. M., Van Beeck, E. F., Hartholt, K. A., Van der Cammen, T. J. & Patka, P. (2013). The impact of falls in the elderly. *Trauma*, *15*(1), 29-35.

Carpintero, P., Caeiro, J. R., Carpintero, R., Morales, A., Silva, S. & Mesa, M. (2014). Complications of hip fractures: A review. *World Journal of Orthopedics*, *5*(4), 402.

Chen, B., Lee, Y. J. & Aruin, A. S. (2017). Role of point of application of perturbation in control of vertical posture. *Experimental Brain Research*, *235*, 3449-3457.

Chiacchiero, M., Dresely, B., Silva, U., DeLosReyes, R. & Vorik, B. (2010). The relationship between range of movement, flexibility, and balance in the elderly. *Topics in Geriatric Rehabilitation*, *26*(2), 148-155.

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.

Donath, L., Roth, R., Zahner, L. & Faude, O. (2012). Testing single and double limb standing balance performance: comparison of COP path length evaluation between two devices. *Gait & Posture*, *36*(3), 439-443.

Fuller, G. F. (2000). Falls in the elderly. *American Family Physician*, *61*(7), 2159-2168.

Hammond, M. C., Fitts, S. S., Kraft, G. H., Nutter, P. B., Trotter, M. J. & Robinson, L. M. (1988). Co-contraction in the hemiparetic forearm: quantitative EMG evaluation. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, *69*(5), 348-351.

Herteleer, M., Hoekstra, H. & Nijs, S. (2018). Diagnosis and treatment of clavicular fractures in Belgium between 2006 and 2015. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, *27*(8), 1512-1518.

Hodges, P. W., Cresswell, A. G., Daggfeldt, K. & Thorstensson, A. (2001). In vivo measurement of the effect of intra-abdominal pressure on the human spine. *Journal of Biomechanics*, *34*(3), 347-353.

Hsiao, E. T. & Robinovitch, S. N. (1997). Common protective movements govern unexpected falls from standing height. *Journal of Biomechanics*, *31*(1), 1-9.

Humphrey, L. R. & Hemami, H. (2010). A computational human model for exploring the role of the feet in balance. *Journal of Biomechanics*, *43*(16), 3199-3206.

Hyodo, M., Saito, M., Ushiba, J., Tomita, Y., Minami, M. & Masakado, Y. (2012). Anticipatory postural adjustments

contribute to age-related changes in compensatory steps associated with unilateral perturbations. *Gait & Posture*, *36*(3), 625-630.

Kanekar, N. & Aruin, A. S. (2014). Aging and balance control in response to external perturbations: role of anticipatory and compensatory postural mechanisms. *Age*, *36*, 1067-1077.

Kanekar, N. & Aruin, A. S. (2014). The effect of aging on anticipatory postural control. *Experimental Brain Research*, *232*, 1127-1136.

Kannus, P., Leiponen, P., Parkkari, J., Palvanen, M. & Järvinen, M. (2006). A sideways fall and hip fracture. *Bone*, *39*(2), 383-384.

Kasahara, S. & Saito, H. (2021). Mechanisms of postural control in older adults based on surface electromyography data. *Human Movement Science*, *78*, 102803.

Kellis, E. (1998). Quantification of quadriceps and hamstring antagonist activity. *Sports Medicine*, *25*, 37-62.

Lee, P. Y., Gadareh, K. & Bronstein, A. M. (2014). Forward-backward postural protective stepping responses in young and elderly adults. *Human Movement Science*, *34*, 137-146.

Lu, J., Shin, Y., Yen, M. S. & Sun, S. S. (2016). Peak bone mass and patterns of change in total bone mineral density and bone mineral contents from childhood into young adulthood. *Journal of Clinical Densitometry*, *19*(2), 180-191.

Manchester, D., Woollacott, M., Zederbauer-Hylton, N. & Marin, O. (1989). Visual, vestibular and somatosensory contributions to balance control in the older adult. *Journal of Gerontology*, *44*(4), M118-M127.

Marks, R., Allegrante, J. P., MacKenzie, C. R. & Lane, J. M. (2003). Hip fractures among the elderly: causes, consequences and control. *Ageing Research Reviews*, *2*(1), 57-93.

Morikawa, M., Urabe, Y., Maeda, N., Suzuki, Y., Junpei, S., Kobayashi, T. & Shirakawa, T. (2021). Association between falling direction and age in older patients with hip fractures. *Zeitschrift Fuer Gerontologie Und Geriatrie*, *54*(6), 547-554.

Nagai, K., Yamada, M., Uemura, K., Yamada, Y., Ichihashi, N. & Tsuboyama, T. (2011). Differences in muscle coactivation during postural control between healthy older and young adults. *Archives of Gerontology and Geriatrics*, *53*(3), 338-343.

Nagai, K., Yamada, M., Mori, S., Tanaka, B., Uemura, K., Aoyama, T., Ichihashi, T. & Tsuboyama, T. (2013). Effect of the muscle coactivation during quiet standing on dynamic postural control in older adults. *Archives of Gerontology and Geriatrics*, *56*(1), 129-133.

Nevitt, M. C., Cummings, S. R. & Study of Osteoporotic Fractures Research Group. (1993). Type of fall and risk of hip and wrist fractures: the study of osteoporotic fractures. *Journal of the American Geriatrics Society*, *41*(11), 1226-1234.

Nguyen, N. D., Ahlborg, H. G., Center, J. R., Eisman, J. A. & Nguyen, T. V. (2007). Residual lifetime risk of fractures in women and men. *Journal of Bone and Mineral Research*, *22*(6), 781-788.

Nilwik, R., Snijders, T., Leenders, M., Groen, B. B., van Kranenburg, J., Verdijk, L. B. & van Loon, L. J. (2013). The decline in skeletal muscle mass with aging is mainly attributed to a reduction in type II muscle fiber size. *Experimental Gerontology*, *48*(5), 492-498.

O'Connor, S. M. & Kuo, A. D. (2009). Direction-dependent control of balance during walking and standing. *Journal of Neurophysiology*, *102*(3), 1411-1419.

Ogaya, S., Nagai, K., Okita, Y. & Fuchioka, S. (2017). Theoretical prediction of the role of co-contraction during balance recovery in elderly. *Journal of Mechanics in Medicine and Biology*, *17*(05), 1750085.

Park, S., Horak, F. B. & Kuo, A. D. (2004). Postural feedback responses scale with biomechanical constraints in human standing. *Experimental Brain Research*, *154*, 417-427.

Piche, E., Chorin, F., Zory, R., Freitas, P. D., Guerin, O. & Gerus, P. (2022). Metabolic cost and co-contraction during walking at different speeds in young and old adults. *Gait & Posture*, *91*, 111-116.

Pignolo, R. J., Law, S. F. & Chandra, A. (2021). Bone aging, cellular senescence, and osteoporosis. *Journal of Bone and Mineral Research Plus*, *5*(4), e10488.

Quijoux, F., Vienne-Jumeau, A., Bertin-Hugault, F., Zawieja, P., Lefevre, M., Vidal, P. P. & Ricard, D. (2020). Center of pressure displacement characteristics differentiate fall risk in older people: A systematic review with meta-analysis. *Ageing Research Reviews*, *62*, 101117.

Roaas, A. & Andersson, G. B. (1982). Normal range of motion of the hip, knee and ankle joints in male subjects, 30~40 years of age. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, *53*(2), 205-208.

Robinovitch, S. N., Feldman, F., Yang, Y., Schonnop, R., Leung, P. M., Sarraf, T., Sims-Gould, J. & Loughin, M. (2013). Video

capture of the circumstances of falls in elderly people residing in long-term care: an observational study. *The Lancet*, *381*(9860), 47-54.

Runge, C. F., Shupert, C. L., Horak, F. B. & Zajac, F. E. (1999). Ankle and hip postural strategies defined by joint torques. *Gait & Posture*, *10*(2), 161-170.

Shumway-Cook, A. (2007). Motor control: Translating research into clinical practice. *Lippincoot Williams & Wilkins*.

Statistics Korea. Population status and outlook of the world and Korea reflecting future population estimates as of 2022.

Tinetti, M. E., Speechley, M. & Ginter, S. F. (1988). Risk factors for falls among elderly persons living in the community. *New England Journal of Medicine*, *319*(26), 1701-1707.

Williams, G. N., Higgins, M. J. & Lewek, M. D. (2002). Aging skeletal muscle: physiologic changes and the effects of training. *Physical Therapy*, *82*(1), 62-68.

Winter, D. A. (1995). Human balance and posture control during standing and walking. *Gait & Posture*, *3*(4), 193-214.