

동적 기울임외란에 대한 발목전략 반응 특성

Characteristics of Ankle Strategy Responses to Dynamic Tilting Perturbations

서한솔¹, 정호현², 정덕영³, 임도형^{1, #}

Hansol Seo¹, Hohyun Jung², Dukyoung Jung³, and Dohyung Lim^{1, #}

¹ 세종대학교 대학원 기계공학과 (Department of Mechanical Engineering, Sejong University)

² 사이넥스 임상연구부 (Department of clinical research device, Synex Co., Ltd.)

³ 성남고령친화종합체험관 R&B 센터 (R&B Center, Seongnam Senior Experience Complex)

Corresponding Author / E-mail: dil349@sejong.ac.kr, TEL: +82-2-3408-3663

KEYWORDS: Balance maintenance (균형 유지), Dynamic tiling perturbation (동적기울임외란), Ankle strategy (발목전략), Ankle joint motion (발목관절운동), Muscle activity (근육활성), Foot pressure (족저압)

Maintaining balance is a factor critical and integral to our effective physical function as it relates to the normal activities of daily living. Of the "hip strategy", "stepping strategy" and "ankle strategy", it is known and accepted that the "ankle strategy" is the first activated parameter to assist in the maintenance of balance in motor output. However, few studies actually evaluated or assessed the precise attributes of "ankle strategy" in relation to any therapeutic effort to correct and/or rehabilitate from physical imbalance caused by dynamic tilting perturbation. The aim of the study was to identify precise characteristics of the "ankle strategy" as they respond to dynamic tilting perturbations. Seven healthy male (aged 25.5 ± 1.7 years, average height of 173.9 ± 6.4 cm, average body mass of 71.3 ± 6.5 kg) were recruited to participate. The ankle joint motions were subjected to eight dynamic tilting perturbations generated by the customized tilting perturbation simulator, and the responses were measured by 3D motion capture system. Concurrently, foot pressure distribution and the corresponding centers of pressure (COP) trajectory were measured by a pressure measuring system, and the four main muscles' activations related to the ankle joint motions were measured by wireless electromyogram system.

Manuscript received: June 14, 2017 / Revised: August 24, 2017 / Accepted: August 28, 2017

1. 서론

낙상(Falling)은 골절, 뇌손상 등 각종 심각한 손상을 일으키며 높은 이환율, 입원율 그리고 조기 사망에 이르게 하는 심각한 원인으로 보고되고 있다.¹ 특히 고령화가 진행됨에 따라 감각 및 운동 신경계의 약화로 균형 유지를 위해 요구되는 근육 강도 및 관절 가동범위가 일차적으로 감소되는 것으로 보고되고 있으며, 이로 인하여 궁극적으로 낙상 위험성에 쉽게 노출되는 것으로 보고되고 있다.^{2,4}

65세 이상 고령자의 경우, 낙상 경험 비율이 매년 3명 중 1명으로 발생 빈도가 매우 높은 것으로 보고되고 있으며,^{3,4} 낙상으로 인한 골절, 관절 탈구, 뇌진탕, 그리고 심한 열상 등을 동반하는

합병증을 유발시켜, 고령자의 신체적 활동 및 기능 저하를 유발시킬 수 있다. 심할 경우 사회적 고립까지 유발시켜 고령자의 정신 건강 문제와 연계될 수 있는 잠재성이 높은 것으로 보고되고 있다.⁵ 의학적 치료가 필요한 낙상 사고 보고에 따르면 피해자의 분포가 65세 이상 고령자의 경우 약 30%, 80세 이상 고령자의 경우 약 40%가 낙상 사고를 경험하고 있으며, 특히 85세 이상 고령자의 경우 낙상 사고를 경험한 고령자의 2/3가 사망으로 직결되는 심각한 수준의 2차 질환이 발생하는 것으로 보고되고 있다.⁶ 미국의 경우 65세 이상 고령 인구의 낙상 사고 관련 의료비용은 연 2백억 달러(약 24조원) 이상이 소요되는 것으로 보고되고 있으며,⁷ 한국의 경우 총 인구 및 소득수준을 고려 할 경우 연 3조 이상이 소요될 것으로 예상되고 있다. 향후 고령 사회 가속화에 따라

이러한 의료비용은 폭발적으로 증가 될 것으로 예측되고 있다.⁸ 이러한 관점에서 낙상 사고 위험 방지와 치료비 절감을 위한 다양한 연구가 시도되고 있는 실정이다.⁹⁻¹⁴

균형 유지는 감각, 운동 그리고 중추 신경계의 협응 작용에 의해 발생하는 복합적인 과정으로 보고되고 있다.¹⁵ 균형과 관련된 주요 인자로서 시각계, 체감각계 그리고 정전계를 포함한 입력 인자와 근육 활성화 그리고 관절 운동을 포함한 출력 인자가 알려져 있다.¹⁶ 특히, 관절 운동은 외란(Perturbation)에 의한 자세 동요 발생 시 균형 유지와 관련된 주요 인자 중 하나로서,¹⁷ 외란에 의한 신체의 자세 동요가 적은 경우 발목관절(Ankle Joint) 운동이 주도적인 역할을 하는 것으로 보고되고 있으며,¹⁸ 외란에 의한 신체 동요가 큰 경우 엉덩이관절(Hip Joint) 운동이 주도적인 역할을 하는 것으로 보고되고 있다.¹⁷⁻¹⁹ 이 중, 발목관절 운동은 외란에 과도한 불균형을 방지하기 위하여 최적의 기저면을 확보하는 방향으로 관절 운동을 하는 것으로 보고되고 있다.²⁰ 또한 이러한 발목관절 운동과 함께 협력적으로 발목관절 주변의 주요 근육활성(Muscle Activity)이 작용되어 불균형을 회복시키는 것으로 보고되고 있다.¹⁸ 이러한 적은 신체 동요 발생 시 균형 유지를 위한 발목관절의 관절 운동 및 근육활성 관점에서의 역할은 발목전략(Ankle Strategy) 특성 관점에서 설명되고 있다.¹⁷ 따라서 최근 외란에 따른 균형 유지를 위한 발목전략 특성을 분석하는 다양한 연구가 진행되고 있다. Mackey²¹ 등은 회전 외란(Rotational Perturbation)에 의한 균형 회복 능력에 있어 연령 차이에 따른 발목전략 특성을 분석 하였으며, Matrangola²² 등과 Robinovitch²³ 등은 3가지 유형의 외란(Static Lean Trial, Free Perturbation Trial, Lean Perturbation Trial) 및 정적 그리고 동적외란(Static and Dynamic Perturbations)에 따른 균형 유지를 위한 발목관절의 토크(Ankle Torque) 및 응답 시간(Response Time)을 측정하여, 초기의 발목전략 특성이 균형 회복 능력에 미치는 영향을 제시하고자 하였다. Horak¹⁷ 등은 전방 및 후방수평표면외란(Forward and Backward Horizontal Surface Perturbations)에 대한 발목전략 특성을 분석 하였으며, 특히 전방 및 후방수평표면외란 시 발목전략이 다른 관절에서 보다 상대적으로 가장 먼저 활성화 되는 것으로 보고하였다. 그러나 대부분의 기존 연구에 있어서는 발목관절의 해부학적 주요 중심축(예: 시상축(Sagittal Axis), 관상축(Coronal Axis))을 기준으로, 여러 외란에 대한 발목전략 특성만을 분석하였기 때문에 주요 중심축에서 벗어난 축(예: 시상축과 관상축 사이의 축)을 중심으로 외란, 특히 동적 기울임외란(Dynamic Tilting Perturbations)에 대한 발목전략 특성을 설명하기에는 다소 부족한 한계점을 지니고 있다. 이에 따라 다양한 축을 중심으로 한 동적 기울임외란에 대한 발목전략 특성에 대한 연구가 보완 될 필요가 있는 실정이다.

따라서 본 연구는 다양한 축을 중심으로 한 4개의 동적 기울임외란에 대한 발목전략 반응 특성을 다각적으로 분석하고자 하였다.

2. 재료 및 방법

2.1 피검자 선정

근골격계/신경계 관련 질병이 없으며, 173.91 ± 6.40 cm 평균 신장, 71.35 ± 6.54 kg 평균 체중, 23.63 ± 2.43 kg/m² 평균 체질량 지수(Body Mass Index, BMI)를 가진 젊은 성인 남성 7명(나이: 25.5 ± 1.7)을 선정하여 시험을 수행하였다. 모든 피검자들을 대상으로 시험 시 발생 될 수 있는 위험 사항에 대하여 충분히 숙지시키고, 최종적으로 시험 동의서에 서명한 후 시험을 진행 하였다. 또한 본 연구에서 수행된 실험의 방법 및 피검자 선정에 관한 내용을 세종대학교 생명윤리정책연구원에서 심의 받았다.

2.2 시험장치 구성 및 시험수행 절차

피검자의 발목관절 운동을 유도하기 위하여 본 연구팀이 이전 연구에서 자체 제작한 기울임외란 시뮬레이터(Tilting Perturbation Simulator)를 사용하였다(Fig. 1).²⁴ 기울임외란 시뮬레이터는 발판 부위에 연결된 6개의 링크가 ± 0.1 m 수직 방향으로 이동하여,

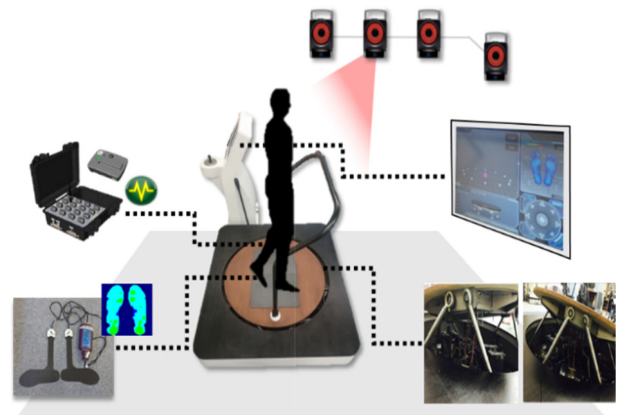


Fig. 1 Experimental configuration and tilting perturbation simulator for dynamic tilting perturbations used in experiment

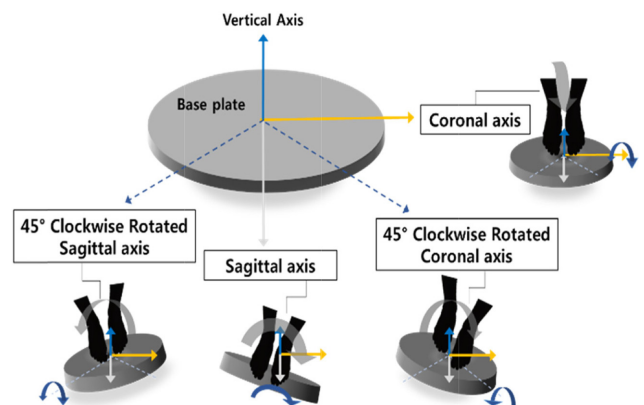


Fig. 2 Reference axes on the base plate of tilting perturbation simulator for four dynamic tilting perturbations considered in the current study

발관 부위가 최대 $\pm 15^\circ$ 의 작동 범위 및 $\pm 30\%/s$ 의 속도 내에서 자유로이 기울임이 가능 하도록 제작되었으며, 다양한 축을 기준으로 기저면 기울임이 제어될 수 있도록 제작되었다. 본 연구에서는 4가지 주요 축(Sagittal, Coronal, 45° Clockwise Rotated Sagittal, 45° Clockwise Rotated Coronal Axes)을 중심으로 한 4개의 동적 기울임외란 대한 발목전락 특성 분석을 수행하였다(Fig. 2). 이러한 발목전락 특성은 발목관절의 관절 가동범위(Range of Motion, ROM), 발목관절 주변의 주요 근육에서의 근육활성(Muscle Activity) 그리고 족저압(Foot Pressure)을 측정하여 분석하였다. 이때 시험 시 낙상 발생 위험의 우려가 있는 15° 기울임외란에 대한 안전성 문제 및 낙상 발생 직전의 발목전락 특성 확보를 위한

측면에서 각 축을 기준으로 $\pm 9^\circ$ 로 제한하여 시험을 수행하였다. 측정 및 시험 오류를 최소화하기 위하여 각 동적 기울임 당 5번 연속적으로 반복하여 시험을 진행하였으며, 피검자 당 동일한 시험을 총 3회 수행하였다. 또한 이전 시험으로 인한 피검자의 운동 피로도 영향을 가능한 최소화하기 위하여 각 시험 사이 10분의 휴식 시간을 피검자에게 부여하였다.

2.3 발목관절 운동 및 족저압 특성 변화 분석

기울임외란 시뮬레이터 기저면 움직임에 대한 발목관절 가동 범위 특성을 분석하기 위하여, 8대의 적외선 카메라 기반 삼차원 모션 캡처 시스템(T-10s; VICON Motion System Ltd., Oxford,

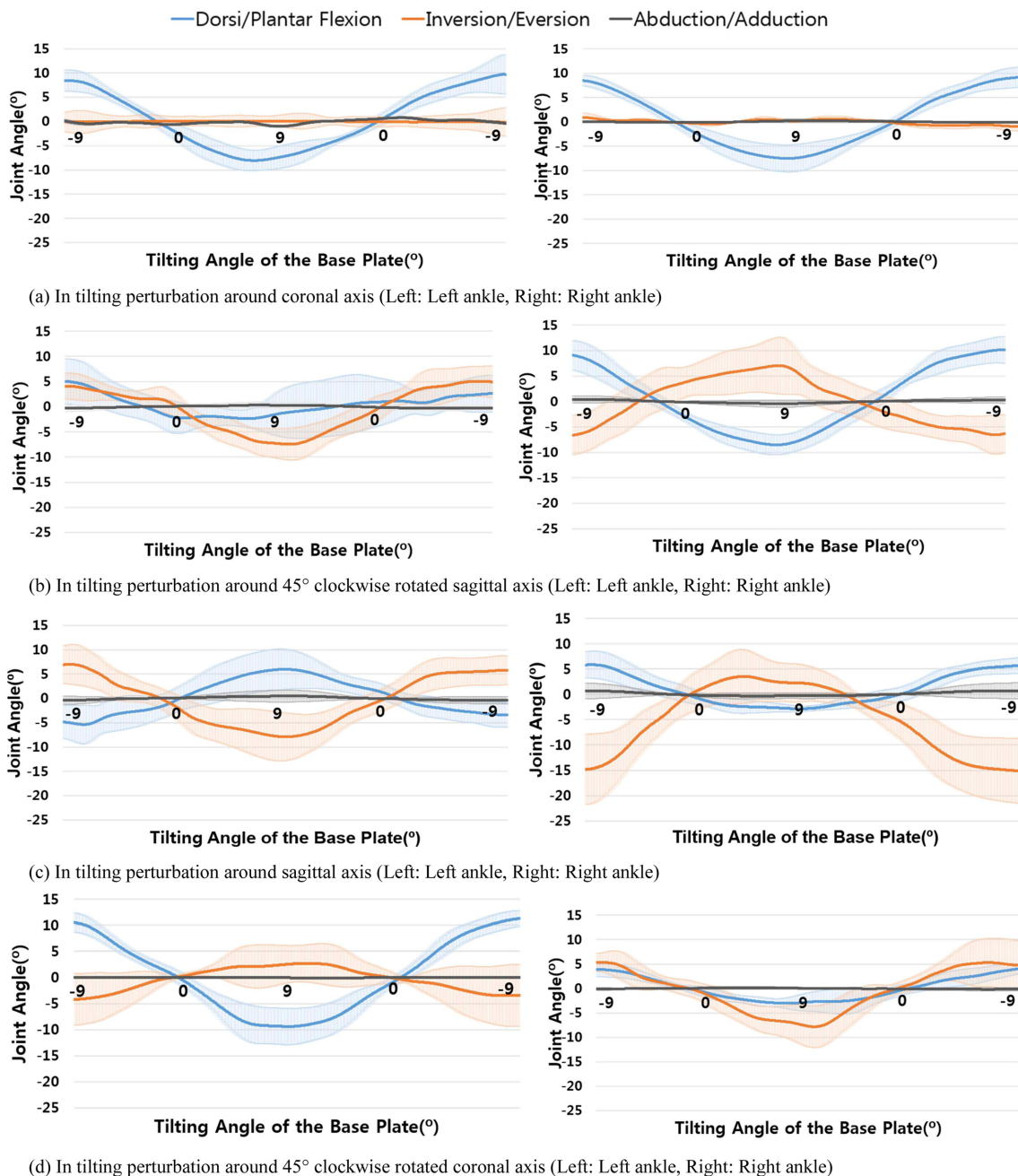


Fig. 3 Ankle joint motion responded to dynamic tilting perturbations

UK; Sampling Rate: 100 Hz)을 사용하였다. 이때 Plug in Gait Marker Set을 사용하였으며, 14 mm 지름을 가진 반사 마커를 피검자의 체질에 부착하여 시험을 수행하였다. 또한 기울임외란 시뮬레이터 기저면 움직임에 대한 발목관절 움직임 시 족저압 분포 변화를 동시에 측정하기 위하여, 인솔형 정밀 압력분포 측정시스템(Pedar Flexible Insoles System, Novel GmbH, Munich, Germany; Sampling Rate: 100 Hz)을 삼차원 모션 캡처 시스템과 함께 사용하였다. 이때 측정된 족저압 분포 데이터를 기반한 최대 족저압 그리고 압력중심(Center of Pressure, COP) 이동 경로도 함께 측정하였다.

2.4 발목관절 운동에 따른 근육활성 발현 특성 분석

동적 기울임외란 시 발목관절 운동에 관여하는 주요 근육의 근육활성 발현 특성을 정량화하기 위하여, 무선 표면근전도 시스템(Tringo Wireless EMG System, DELSYS, USA)을 사용하였다. 이때 표면근전도 센서는 왼쪽 및 오른쪽 다리의 주요 4개 근육에 부착하였으며, 앞서 언급된 삼차원 모션 캡처 시스템 및 인솔형 정밀 압력분포 측정시스템과 함께 동시에 측정되었다. 대상 근육은 발목관절 운동에 주로 관여하는 전경골근(Tibialis Anterior Muscle, TA), 외측비복근(Lateral Gastrocnemius Muscle, LG), 내측비복근(Medial Gastrocnemius Muscle, MG) 그리고 가자미근(Soleus Muscle, SOL)이 고려되었다. 이때 근전도 센서를 각 근육의 근복(Muscle Belly)에 부착하였으나, 가자미근의 경우에는 비복근 안쪽에 근육이 주로 위치되어 근전도 센서를 근복에 직접 부착하지 않고 근복 측면에 부착하여 근전도 신호를 측정하였다. 측정된 근전도 신호는 10 Hz와 400 Hz 차단주파수를 가진 대역통과필터로 처리 한 후 전과 정류 시켰으며, 실효치(Root Mean Square, RMS) 기법을 적용하여 사용하였다. 이때 피검자간 근육활성 특성을 정량적으로 비교하기 위하여, 최종적으로 피검자 각각의

근육에 대한 최대 자의적 근육 수축력(Maximum Voluntary Contraction, MVC)을 측정하여 근전도 신호를 표준화(Normalization)한 후 사용하였다.

2.5 통계분석

4가지 축 중심의 동적 기울임외란에 대한 피검자의 발목관절 가동범위, 족저압 그리고 근육활성 특성의 유의한 차이를 확인하기 위하여, 통계분석 프로그램 SPSS (IBM SPSS Software, USA)을 사용하여 반복측정 분산분석(Repeated Measure ANOVA)과 함께 Tukey 분석을 수행하였다. 이때 통계적 유의성은 $p < 0.05$ 로 고려하였다.

3. 결과

3.1 발목관절 가동범위 특성

동적 기울임외란에 따른 발목관절 운동 특성을 Fig. 3에 나타내었다. 기울임외란 시뮬레이터 기저면의 각 기울임외란 특성에 대응하여 특징적인 발목관절 가동 특성이 발생됨을 확인할 수 있었다($p < 0.05$). 관상축을 중심으로 발생된 기울임외란에 있어서는, 배측/저측굴곡이 내번/외번 그리고 내전/외전 보다 평균적으로 약 6.3배 높은 관절 가동범위를 보이는 것을 확인하였다. 시상축을 기준으로 45° 시계방향으로 회전한 축(45° Clockwise Rotated Sagittal Axis)을 중심으로 발생된 기울임외란에 있어서는, 배측/저측굴곡 그리고 내번/외번이 내전/외전 보다 상대적으로 높은 관절 가동범위를 보이는 것을 확인하였다. 시상축을 중심으로 발생된 기울임외란에 있어서는, 내번/외번이 배측/저측굴곡 그리고 외전/내전 보다 상대적으로 높은 관절 가동범위를 보이는 것을 확인 하였다. 관상축을 기준으로 45° 시계방향으로 회전한 축(45°

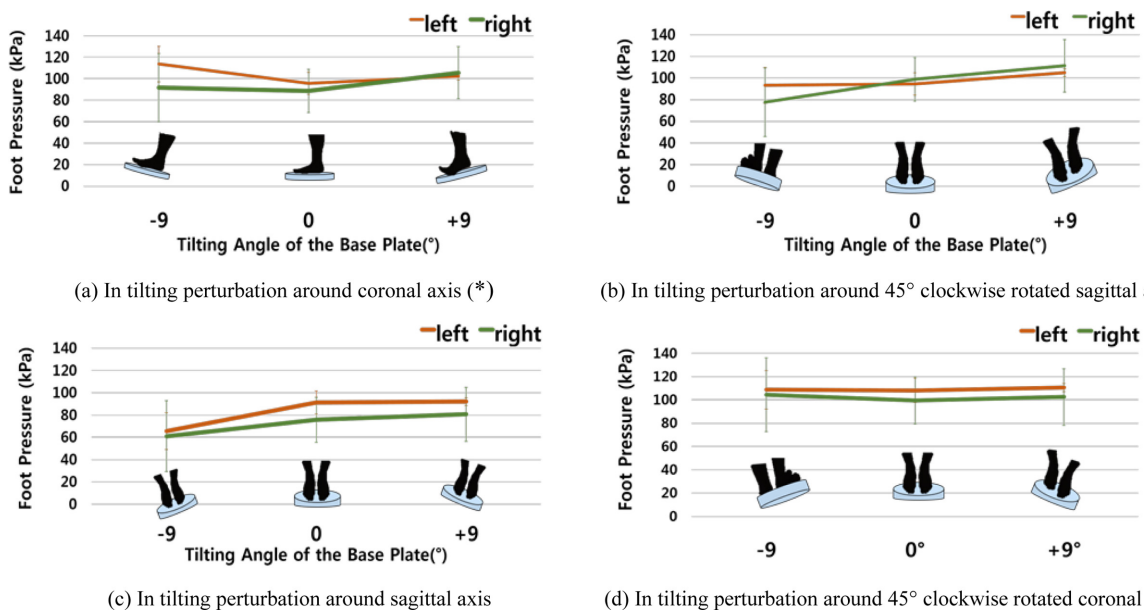


Fig. 4 Changes in average peak foot pressures over tilting angle of the base plate responded to dynamic tilting perturbations(*: $P < 0.05$).

Clockwise Rotated Coronal Axis)을 중심으로 발생한 기울임외란에 있어서는, 시상축을 기준으로 45° 시계방향으로 회전한 축을 중심으로 발생한 기울임외란에 대한 결과와 유사하게 배측/저측 굴곡 그리고 내번/외번이 외전/내전 보다 상대적으로 높은 관절 가동범위를 보이는 것을 확인하였다. 이때 본 연구에서 고려된 4 가지 축을 중심으로 발생한 기울임외란에 있어서는, 공통적으로 외전/내전의 운동이 거의 보이지 않는 것을 확인하였다.

3.2 족저압 특성

동적 기울임외란에 따른 발목관절 움직임 시 발생하는 최대 족저압과 족저압 분포 및 압력중심 이동경로 특성 결과를 Figs. 4와 5에 나타내었다. 본 연구에서 고려된 4가지 축을 중심으로 발생한

모든 기울임외란에 있어서, 최대 족저압은 후족부 영역에서 일반적으로 발생하는 것을 확인하였다. 이때 각각의 기울임외란에 있어서, 기울임 변화에 따른 최대 족저압의 크기는 통계적으로 유의하게 변화되지 않는 것을 확인하였다($p > 0.05$). 다만, 관상축을 중심으로 발생한 기울임외란에 있어서, 가장 높은 최대 족저압이 후족부 영역에서 발생하는 것을 확인할 수 있었으며(약 1.1배)($p < 0.05$), 다른 기울임외란들에 있어서는 후족부 영역에 발생한 최대 족저압의 크기가 서로 유사한 것을 확인할 수 있었다($p > 0.05$). 족저압 압력중심 이동경로 특성에 있어서는, 시상축을 중심으로 발생한 기울임외란에서 압력중심 이동경로가 다른 기울임외란들에서 보여진 압력중심 이동경로에 비해 상대적으로 다소 짧은 것을 확인할 수 있었다. 이때 다른 기울임외란들에 있어서는 압력

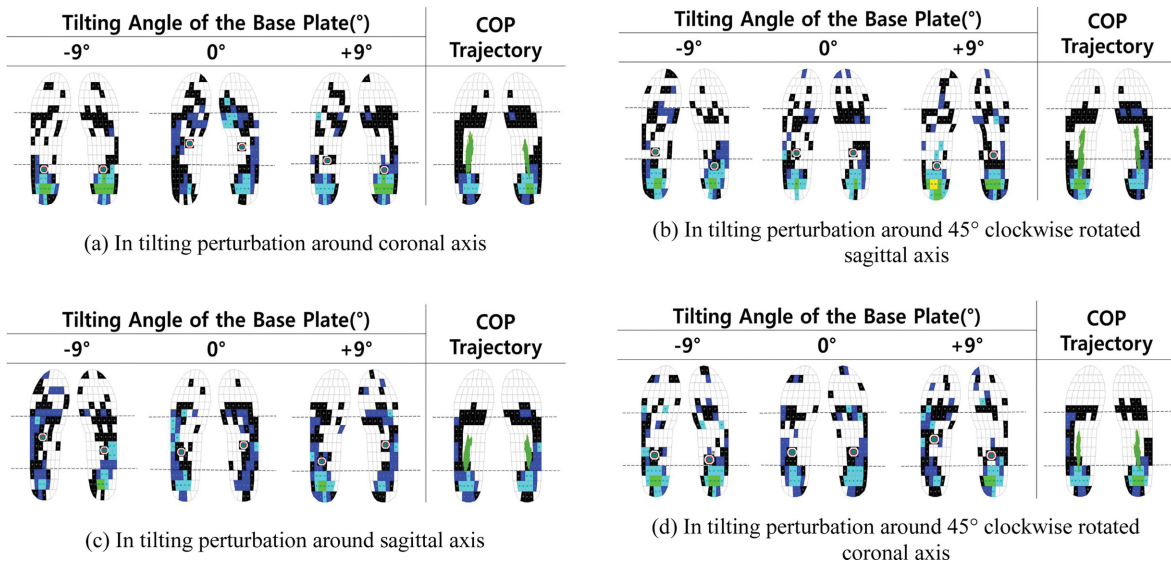


Fig. 5 Representative results for the peak pressure and COP trajectory responded to dynamic tilting perturbations

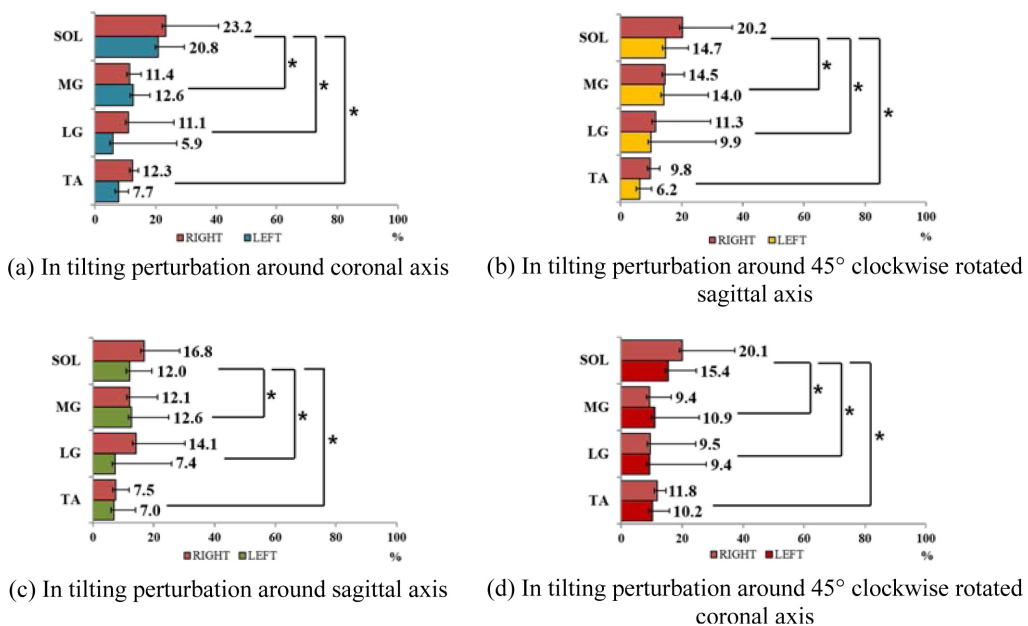


Fig. 6 Muscle activation percentages responded to dynamic tilting perturbations. Number in the graph indicates muscle activation percent

중심 이동경로 특성이 서로 유사한 것을 확인할 수 있었다.

3.3 근육활성 발현 특성

동적 기울임외란에 따른 발목관절 움직임 시 발생하는 각 근육의 근육활성에 대한 근육활성 발현 비율 특성 결과를 Fig. 6에 나타내었다. 전반적으로 발목관절 가동범위 그리고 최대 족저압 및 압력중심 이동경로에서 보여준 결과와 달리, 근육활성 발현 특성(주요 근육활성 발현 비율 크기 순서)이 각각의 동적 기울임외란에 대하여 통계적으로 유의한 차이를 보이지 않았다($p > 0.05$). 다만, 모든 동적 기울임외란에 있어서, 가자미근의 근육활성 발현 비율이 전경골근, 외측비복근 그리고 내측비복근의 근육활성 발현 비율에 비해 상대적으로 높은 특성을 보이는 것을 확인할 수 있었다($p < 0.05$). 즉, 전경골근(Tibialis Anterior Muscle, TA), 가쪽 비복근(Lateral Gastrocnemius Muscle, LG) 그리고 안쪽 비복근(Medial Gastrocnemius Muscle, MG)에 비해 가자미근(Soleus Muscle, SOL)이 각각 평균적으로 약 2.0배, 1.9배 그리고 1.6배 높은 근육활성 발현 특성을 보였다.

4. 토의 및 결론

본 연구에서 고려된 동적 기울임외란에 대한 발목관절 가동범위, 족저압 그리고 근육활성 특성 결과에 따르면, 기울임외란에 따른 균형유지를 위하여 전반적으로 후족부가 기저면에 강하게 접촉하는 방향으로 발목전락 특성이 발현된 것으로 사료된다. 즉 동적 기울임외란에 대응하여 신체의 균형을 유지하기 위하여, 후족부가 기저면에 최대한 강하게 접촉하는 형태로 발목관절 움직임을 발생시키고자, 내번/외번 그리고 내전/외전의 발목관절 움직임보다 배측/저측굴곡의 발목관절 움직임을 상대적으로 우세하게 발생시킨 것으로 사료된다. 특히 이러한 특성은 관상축을 중심으로 발생된 기울임외란에 있어서 상대적으로 더 우세하게 발생된 것으로 판단된다. 이는 관상축을 중심으로 발생된 기울임외란의 경우 신체를 주로 전후 방향으로 동요시켜, 이에 대응할 수 있도록 발목관절의 배측/저측굴곡 움직임을 상대적으로 우세하게 발생시키기 때문인 것으로 판단된다. 이에 반해 시상축을 중심으로 발생된 기울임외란의 경우에 있어서는 신체를 좌우 방향으로 동요시키는 요인이 추가되어, 이에 대응할 수 있도록 발목관절의 내번/외번 움직임이 추가적으로 발생된 것으로 사료된다. 또한, 관상축과 시상축을 기준으로 각각 45° 시계방향으로 회전한 축들을 중심으로 발생된 기울임외란들의 경우에 있어서는, 신체를 좌우 방향으로 동요시키는 요소가 존재하기 때문에, 시상축을 중심으로 발생된 기울임외란에서 보여준 특성과 유사한 발목관절 움직임 특성이 발생된 것으로 사료된다. 다만, 이 경우들에 있어서는 신체의 좌우동요로 인하여 왼쪽과 오른쪽 발목관절의 대응 전략이 서로 대칭적으로 발생하는 특성을 보인 것으로 판단된다. 근육활성 발현 관점에 있어서는, 연구에서 고려된 모든 기울임외란에 대하여 가자미근의 근육활성이 다른 근육에서 보다 상대적으로

더 크게 발생하였다. 이는 발목관절 움직임 결과에서 확인되었듯이 모든 기울임외란에 있어 배측/저측굴곡의 발목관절 움직임이 우세하게 나타났기 때문인 것으로 사료된다. 즉, 기울임외란에 의한 배측/저측굴곡의 발목관절 움직임 특히 배측굴곡 움직임에 대응하기 위한 가자미근에서의 편심성수축(Eccentric Contraction)으로 이러한 현상이 발생된 것으로 사료된다. 또한 이러한 특성에 의해, 다른 동적 기울임외란에 비해 상대적으로 발목관절의 배측/저측굴곡 움직임이 가장 우세하게 나타난 관상축을 중심으로 발생된 기울임외란에 있어 가자미근의 근육활성 비율이 가장 높게 발생된 것으로 사료된다. 이러한 사실 등은 발목전락 특성을 연구한 Yusuke Maeda 등²⁵ 그리고 Naderi 등²⁶의 연구에서 보고된, 기울기외란에 대한 발목관절 가동범위 및 이에 대응한 근육활성 특성 결과와 어느 정도 일치하였다. 다만, 근육활성 발현 특성 결과에 있어서는 Yusuke Maeda 등²⁵ 및 Naderi 등²⁶에 의해 확인된 결과와 다소 상이한 부분이 확인되었다. 즉, Yusuke Maeda 등²⁵ 및 Naderi 등²⁶은 기울임외란에 있어 배측굴곡과 관련된 전경골근 또한 높은 근육활성이 발현되는 것으로 보고하였다. 이러한 차이는 기울임외란 발생 시 피검자의 대응 전략 차이에 따른 결과로 판단된다. 즉, 기울임외란 발생 시 피검자가 보다 능동적 대응을 할 경우, 배측/저측굴곡 움직임과 관련된 가자미근 및 전경골근의 동심성수축(Concentric Contraction)에 의해 발목관절 움직임에 직접적으로 관여함으로써 두 근육 모두에서 높은 근육활성이 발현될 수 있을 것으로 사료된다. 그러나 피검자가 능동적 그리고 수동적 대응을 동시에 보일 경우, 동심성수축에 의한 근육활성 성분과 편심성수축에 의한 근육활성 성분이 함께 보여 질 수 있을 것으로 사료된다. 이에 따라 기울임외란에 대한 근육활성 발현 비율 결과에 있어서, 본 연구와 기존 연구의 결과에 다소 상이한 부분이 발생된 것으로 사료된다. 그러나 이러한 차이에도 불구하고, 기울임외란 발생 시 배측/저측굴곡과 관련된 근육 특히 가자미근에서 높은 근육활성 특성이 발현된 공통적 결과에 근거하였을 때, 본 연구 또한 신뢰성 있는 정량적 결과를 제시한 것으로 사료된다.

기울임외란에 대한 근육의 반응시간은 발목전락에 있어 영향을 줄 수 있는 주요 요소 중 하나 일 것으로 사료되었지만, 본 연구에 있어서는 기울임외란에 대한 피검자별 근육 반응시간을 측정 분석하지 못 하였다. Yusuke Maeda 등²⁵은 관상축을 중심으로 발생된 15° 전후방 기울임외란에 있어, 전방 기울임외란의 경우 전경골근, 대퇴이두근 및 대퇴직근의 잠복기(Latency)가 다른 근육보다 상대적으로 유의하게 짧았으며, 후방 기울임외란 경우 비복근, 대퇴이두근 및 척추기립근의 잠복기가 유의하게 짧음을 보고하였다. 또한 시상축을 중심으로 발생된 기울임외란에 있어서는 원다리의 비복근, 전경골근 및 중둔근의 잠복기가 유의하게 짧음을 보고하였다. Carpenter 등²⁷은 기울임외란에 따른 균형유지를 위한 근육 반응에 대한 연구를 통해 전방 기울임외란의 경우 전경골근 및 대퇴사두근의 잠복기가 각각 73 ms 및 85 ms임을 보고하였으며, 후방 기울임외란의 경우 가자미근 및 척추기립근의 잠복기는 44 ms 및 68 ms임을 보고하였다. 이러한 결과들은

기울임외란에 있어 근육의 반응시간은 발목관절의 운동 특성에 영향을 줄 수 있으며 이는 궁극적으로 발목전략에 주요한 영향을 미칠 수 있음을 의미하는 것으로 사료된다. 따라서 향후 기울임외란에 대한 근육의 반응시간에 대한 추가적인 연구가 고려되어 기울임외란에 대응한 발목전략의 특성을 보다 명확하게 규명할 필요가 있을 것으로 사료된다.

결론적으로 본 연구에서 고려된 동적 기울임외란에 있어서는, 배측/저측굴곡의 발목관절 움직임과 관련된 발목전략에 의해 신체 균형유지가 기본적으로 이루어짐을 확인할 수 있었다. 따라서 기울임외란에 대한 균형유지를 위해서는 발목관절의 배측/저측굴곡 움직임을 제어하는 것이 가장 중요한 요소가 될 수 있을 것으로 사료된다. 본 연구는 균형 유지를 위한 발목전략 특성 분석의 기초 연구로서, 특정 방향의 단순 회전 또는 미끄러짐 외란에 대한 발목전략 특성에 한정된 기존 연구^{17,21-23}를 보완하고, 처음으로 다양한 동적 기울임외란에 대응한 신체 균형 유지를 위한 발목전략의 특성을 정량적으로 분석 제시하고자 한 점에 의의가 있을 것으로 사료된다. 그러나 본 연구 수행 시, 일정한 속도 및 한정된 기울임 각도 하에서 기울임외란을 발생시키고 이에 대한 발목관절 전략만을 확인 한 점에서 연구의 한계가 있을 것으로 사료된다. 따라서 추후 이러한 한계점 등을 보완하여 추가적인 연구가 진행된다면 기울임외란에 대응한 발목전략의 특성을 보다 명확하게 규명할 수 있을 것으로 판단되며, 이를 바탕으로 기울임외란에 의한 낙상을 예방하기 위한 균형 훈련 전략을 확립하는데 기여 할 수 있을 것으로 사료된다. 다만, 앞서 언급하였듯이 이러한 본 연구의 한계점에도 불구하고, 기존 연구의 한계점을 보완하면서 처음으로 다양한 동적 기울임외란에 대응한 신체 균형을 위한 발목전략의 특성을 정량적으로 분석 제시한 점에 연구의 의의가 높을 것으로 사료된다.

ACKNOWLEDGEMENT

본 연구는 보건복지부 의료기기기술개발사업 지원에 의하여 이루어진 것임(HI15C2149).

REFERENCES

1. Tinetti, M. E., Speechley, M., and Ginter, S. F., "Risk Factors for Falls Among Elderly Persons Living in the Community," *New England Journal of Medicine*, Vol. 319, No. 26, pp. 1701-1707, 1988.
2. Baker, S. P. and Harvey, A., "Fall Injuries in the Elderly," *Clinics in Geriatric Medicine*, Vol. 1, No. 3, pp. 501-512, 1985.
3. Blake, A., Morgan, K., Bendall, M., Dallosso, H., Ebrahim, S., et al., "Falls by Elderly People at Home: Prevalence and Associated Factors," *Age and Ageing*, Vol. 17, No. 6, pp. 365-372, 1988.

4. Campbell, A. J., Reinken, J., Allan, B., and Martinez, G., "Falls in Old Age: A Study of Frequency and Related Clinical Factors," *Age and Ageing*, Vol. 10, No. 4, pp. 264-270, 1981.
5. Murphy, S. L., Williams, C. S., and Gill, T. M., "Characteristics Associated with Fear of Falling and Activity Restriction in Community Living Older Persons," *Journal of the American Geriatrics Society*, Vol. 50, No. 3, pp. 516-520, 2002.
6. Sattin, R. W., Lambert Huber, D. A., Devito, C. A., Rodriguez, J. G., Ros, A., et al., "The Incidence of Fall Injury Events among the Elderly in a Defined Population," *American Journal of Epidemiology*, Vol. 131, No. 6, pp. 1028-1037, 1990.
7. Alexander, B. H., Rivara, F. P., and Wolf, M. E., "The Cost and Frequency of Hospitalization for Fall-Related Injuries in Older Adults," *American Journal of Public Health*, Vol. 82, No. 7, pp. 1020-1023, 1992.
8. Min, J., Bae, J., and Kim, Y., "Crisis in an Aging Society and the Burden of Dementia," *Journal of Korean Association for Crisis and Emergency Management*, Vol. 2, No. 2, pp. 104-122, 2010.
9. Fleiss, J. L., "Design and Analysis of Clinical Experiments," *John Wiley & Sons*, 2011.
10. Geiger, R. A., Allen, J. B., O'Keefe, J., and Hicks, R. R., "Balance and Mobility Following Stroke: Effects of Physical Therapy Interventions with and without Biofeedback/Forceplate Training," *Physical Therapy*, Vol. 81, No. 4, p. 995, 2001.
11. Lindemann, U., Moe-Nilssen, R., Nicolai, S. E., Becker, C., and Chiari, L., "Assessment of Balance in Unsupported Standing with Elderly Inpatients by Force Plate and Accelerometers," *Aging Clinical and Experimental Research*, Vol. 24, No. 1, pp. 37-41, 2012.
12. Walker, C., Brouwer, B. J., and Culham, E. G., "Use of Visual Feedback in Retraining Balance Following Acute Stroke," *Physical Therapy*, Vol. 80, No. 9, pp. 886-895, 2000.
13. Winter, D. A., "Human Balance and Posture Control during Standing and Walking," *Gait and Posture*, Vol. 3, No. 4, pp. 193-214, 1995.
14. Yavuzer, G., Eser, F., Karakus, D., Karaoglan, B., and Stam, H. J., "The Effects of Balance Training on Gait Late after Stroke: A Randomized Controlled Trial," *Clinical Rehabilitation*, Vol. 20, No. 11, pp. 960-969, 2006.
15. Nashner, L. M., "Sensory, Neuromuscular, and Biomechanical Contributions to Human Balance," *Proc. of American Physical Therapy Association Forum*, pp. 5-12, 1989.
16. Park, S.-K., "Quantification of Human Postural Balancing Performance," *J. Korean Soc. Precis. Eng.*, Vol. 23, No. 2, pp. 21-26, 2006.
17. Horak, F. B. and Nashner, L. M., "Central Programming of Postural Movements: Adaptation to Altered Support-Surface Configurations," *Journal of Neurophysiology*, Vol. 55, No. 6, pp. 1369-1381, 1986.

18. Shumway-Cook, A. and Woollacott, M. H., "Motor Control: Translating Research into Clinical Practice," Lippincott Williams & Wilkins, 2007.
19. Nashner, L. M. and McCollum, G., "The Organization of Human Postural Movements: A Formal Basis and Experimental Synthesis," Behavioral and Brain Sciences, Vol. 8, No. 1, pp. 135-150, 1985.
20. Schenkman, M. and Butler, R. B., "A Model for Multisystem Evaluation Treatment of Individuals with Parkinson's Disease," Physical Therapy, Vol. 69, No. 11, pp. 932-943, 1989.
21. Mackey, D. C. and Robinovitch, S. N., "Mechanisms Underlying Age-Related Differences in Ability to Recover Balance with the Ankle Strategy," Gait and Posture, Vol. 23, No. 1, pp. 59-68, 2006.
22. Matrangola, S. L. and Madigan, M. L., "The Effects of Obesity on Balance Recovery Using an Ankle Strategy," Human Movement Science, Vol. 30, No. 3, pp. 584-595, 2011.
23. Robinovitch, S. N., Heller, B., Lui, A., and Cortez, J., "Effect of Strength and Speed of Torque Development on Balance Recovery with the Ankle Strategy," Journal of Neurophysiology, Vol. 88, No. 2, pp. 613-620, 2002.
24. Jung, H., Chun, K. J., Hong, J., and Lim, D., "Optimized Balance Rehabilitation Training Strategy for the Elderly through an Evaluation of Balance Characteristics in Response to Dynamic Motions," Clinical Interventions in Aging, Vol. 10, pp. 1645-1652, 2015.
25. Maeda, Y., Tanaka, T., Nakajima, Y., and Shimizu, K., "Analysis of Postural Adjustment Responses to Perturbation Stimulus by Surface Tilts in the Feet-Together Position," Journal of Medical and Biological Engineering, Vol. 31, No. 4, pp. 301-305, 2011.
26. Naderi, D., Sadeghi-Mehr, M., Farahpour, N., and Miripour-Fard, B., "Experimental and Theoretical Investigation of Human Stability under Tilting Base Plate in the Sagittal Plane," Iranian Journal of Biomedical Engineering, Vol. 2, No. 2, pp. 85-94, 2008.
27. Carpenter, M. G., Allum, J. H., and Honegger, F., "Directional Sensitivity of Stretch Reflexes and Balance Corrections for Normal Subjects in the Roll and Pitch Planes," Experimental Brain Research, Vol. 129, No. 1, pp. 93-113, 1999.