

## 전후방향의 플랫폼 이동에 대한 동적균형 회복 특성

태기식(연세대 대학원), 김영호(연세대 부교수)

Characteristics of Dynamic Postural Control in Anteroposterior Perturbation of a Platform

K. S. Tae(Graduate School, Yonsei University), Y. H. Kim(Dept. of Biomedical Engineering, Yonsei University)

### ABSTRACT

*Dynamic postural control varies with the environmental context, specific task and intentions of the subject. In this paper, dynamic postural control against forward-backward perturbations of a platform was estimated using tri-axial accelerometers and a forceplate. Ten young healthy volunteers stood upright in comfortable condition on the perturbation system which was controlled by an AC servo motor. With anterior-posterior perturbations, movements of ankle, knee and hip joints were obtained by tri-axial accelerometers, and ground reaction forces with corresponding displacements of the center of pressure(CoP) by the force plate. The result showed that the ankle moved first and the trunk forward, which implies that the mechanism of the dynamic postural control in forward-backward perturbations, occurred in the procedure of the ankle, the knee and the hip. Knee flexion and hip extension in the period of acceleration, constant velocity and deceleration phase is very important for the balance recovery. These responses depends on the magnitude and timing of the perturbation. From the present study the accelerometry-system appears to be a promising tool for understanding kinematic accelerative in response to a transient platform perturbation. A more through understanding of balance recovery mechanism may aid in designing methods for reducing falls and the resulting injuries.*

**Key Words :** Dynamic postural control (동적반응), Balance (평형), Perturbation (돌발상황), Accelerometer (가속도계), Falls (넘어짐)

### 1. 서론

넘어짐(falls)은 일상생활에서 일어나는 상해에 중요한 원인이 된다. 1998년 미국의 HLS(Bureau of Labor Statistics)는 일과 관련된 사망 중에서 넘어짐에 의한 것이 11.9%를 차지한다고 보고하였다<sup>(1)</sup>. 일 반적으로 넘어짐을 방지하기 위한 지지기부(base of support, BoS)내에 질량중심(center of mass, CoM)이 위치하도록 자세를 유지하는 것을 균형(balance)이라 하며, 균형을 회복하기 위해 여러 근육들의 적절한 동적 반응이 요구된다<sup>(2)</sup>. 이러한 균형회복의 과정을 이해하기 위해서 정적 직립 자세 혹은 보행중에 인위적으로 미끄러짐의 돌발상황을 유도하고 3차원 운동분석장치를 이용하여 질량중심의 변위<sup>(1-3)</sup>, 속도<sup>(4)(8)</sup>, 압력중심(center of pressure, CoP)의 변위<sup>(5)(6)(7)</sup> 등의 운동형상학적(kinematic) 연구와, 지면반발력(ground reaction force, GRF), 각 관절의 모멘트 및 각도<sup>(8-9)</sup>등의 운동역학적(kinetic) 연구, 그리고 EMG<sup>(3)</sup>

를 통한 근육의 반응에 관한 생리학적(physiological) 데이터를 통해 균형과 돌발상황 시 균형유지를 위한 기전을 밝히기 위한 연구들이 진행되고 있다.

본 연구에서는 힘측정판 및 가속도계를 이용하여 전후방향의 플랫폼의 이동 시 발뒷꿈치(heel) 및 엉치뼈(sacrum)의 가속도, 지면반발력, 압력중심, 압력중심의 이동속도의 패턴을 이용하여 균형 회복의 특성을 알아보기로 본 연구를 수행하였다.

### 2. 방법

본 연구를 위해 균골격계 질환이 없고 균형감각에 문제가 없는 5명의 남성, 5명의 여성 피험자(나이 25.0±2.2세, 신장 170.2±5.3cm, 체중 62.5±6.3kg)을 대상으로 하였다. 돌발상황을 유도하기 위해서 속도 제어가 가능한 AC 서보모터(Yaskawa Ltd., 일본)를 이용하고, 속도 및 변위제어를 Convex S/W(FAS Tech., 한국)에서 결정한 후 MP940 콘트롤

러(Yaskawa Ltd., 일본)를 통해 시리얼 인터페이스를 하였고 1축 rodeless guide(FESTO, 한국)를 채택하여 모터의 회전운동을 왕복 선형운동으로 변환하였다. 그 위에  $0.6m \times 0.4m$ 의 힘측정판(Kistler Ltd, 9286A, 스위스)을 장착하여 지면반발력 및 압력중심을 측정할 수 있도록 하였다. 그럼 1은 돌발상황 유발을 위한 perturbation 장치부와 3차원 힘측정판을 보여주고 있다.

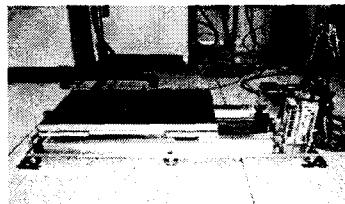


Fig. 1. The perturbation system and a forceplate for the present study

힘측정판의 움직임이 올바로 제어되고 있는지를 확인하기 위해서 3축 가속도 센서(Crossbow Ltd., USA)를 힘측정판의 측면에 부착하였으며, 발목과 무게 중심의 움직임을 측정하기 위해서 발뒤축(heel)과 엉치뼈(sacrum)에 2개의 3축 가속도 센서를 부착하였다. 힘측정판 및 가속도 센서들을 동기화시켜 100Hz의 샘플링율로 데이터를 획득하였고 차단주파수 10Hz 2차 저역 통과필터(low-pass filer) 처리하였다. 발목 및 몸체의 움직임을 관찰하기 위해 발뒤꿈치, 엉치뼈 부위에 가속도계를 부착하고 힘측정판에 올라선 후 편안한 상태로 자세로 가만히 서있도록 하였다. 이 때, 예상치 못한 돌발상황을 유발하기 위해 피검자에게는 사전 실험의 내용을 알지 못하게 하였다. 피검자가 힘측정판에 올라선 후 5초간의 안정화 상태를 가진 후 두 가지 속도로 각각 전(forward), 후(backward)의 순으로 perturbation을 유도하고 데이터를 획득하였다. 표 1은 본 실험에서 시행된 플랫폼의 두 가지 이동 방법을 보여준다.

Table 1. Two cases of movements of the platform

Parameter	Accele -ration	Velocity	Duration of phase		
			Accele -ration	Constant velocity	Decele -ration
Case 1	$1m/s^2$	$0.1m/s$	0.2s	1.8s	0.2s
Case 2	$2m/s^2$	$0.2m/s$	0.2s	0.8s	0.2s

또한, 전후 플랫폼의 이동에 따른 하지의 동적반응을 분석하기 위하여 발뒤꿈치와 엉치뼈에 부착한 가속도계의 전후 방향의 가속도 특성을 분석하고,

또한 지면반발력과 압력중심의 특성을 관찰하고 플랫폼의 이동속도에 따른 압력중심 이동변화를 관찰하기 위해 미분식을 통해 이동속도 구하였다.

### 3. 결과 및 토의

그림 2는 서보모터에 입력된 속도 및 가속도와 힘측정판에서 측정된 결과를 비교하고 있다.  $0.1m/s$ ,  $0.2m/s$ 의 속도 모두에 대해서 플랫폼의 이동이 입력된 신호와 일치함을 알 수 있다.

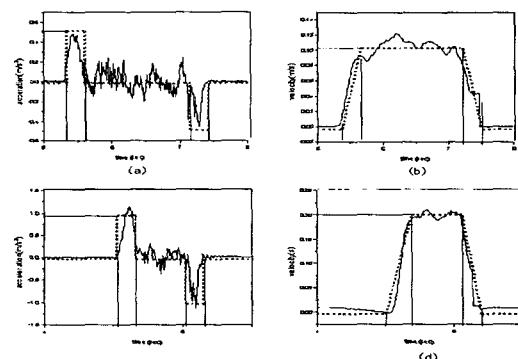


Fig. 2. Movements of the platform:  
(a) acceleration signal in Case 1; (b) velocity signal in Case 1; (c) acceleration signal in Case 2; (d) velocity signal in Case 2  
(dash lines: input signal, solid lines: output signal)

그림 3은 전후방향의 플랫폼 이동 시 나타나는 반응을 시간적으로 보여주고 있다. 10명 중 8명의 피검자에서 발목, 무릎, 발목, 엉덩이, 무릎, 엉덩이 움직임 순으로 균형 회복을 한다는 것을 알 수 있다.

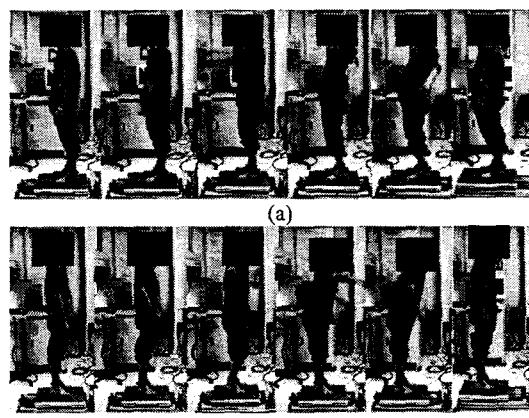


Fig. 3. Photographs of dynamic postural control:  
(a) forward perturbation; (b) backward perturbation

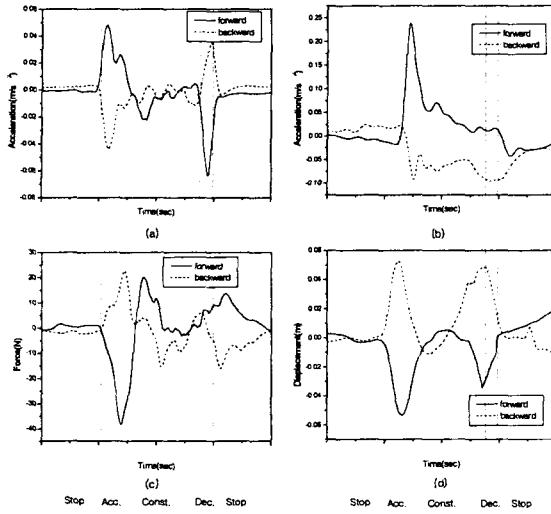


Fig. 4. Results in Case 1:  
(a) acceleration of the heel; (b) acceleration of the sacrum;  
(c) GRF; (d) CoP

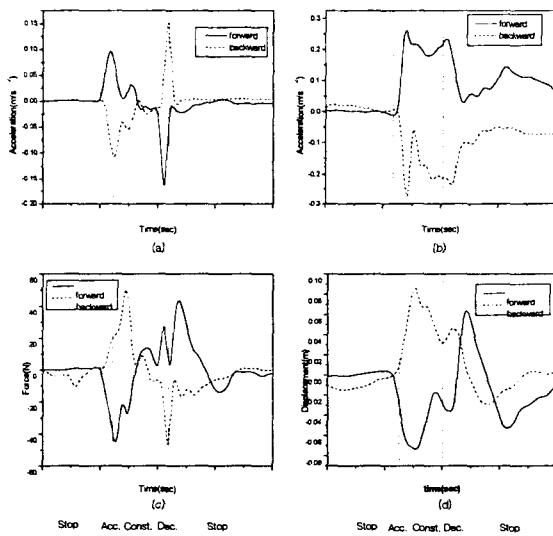


Fig. 5. Results in case 2:  
(a) acceleration of the heel; (b) acceleration of the sacrum;  
(c) GRF; (d) CoP

그림 4(a), 5(a)는 각각 Case 1, Case 2에서 발 뒤꿈치의 가속도의 특성을 보여준다. 이때 실선은 전방향 플랫폼의 이동, 점선은 후방향 플랫폼의 이동 시 패턴이다. 발뒤꿈치의 가속도는 플랫폼의 패턴과 유사한 패턴을 나타낸다. 하지만 가속도의 크기가 줄어듦을 확인할 수 있다. 전방향 플랫폼 이동 시 플랫폼의 이동에 의해 즉시 발목의 저굴(plantarflexion)을 나타내며, 균형을 회복하기 위해 동속구간의 중간지점에서 첫 발목 배굴(dorsiflexion)을 나타내며 또한 감속구간에서 두번째 발목 배굴

(dorsiflexion)이 나타나며 플랫폼이 정지했을 때 발목의 움직임이 사라지게 된다. 후방향 플랫폼의 이동 시에서는 전방향 플랫폼 이동 시와 반대의 패턴을 가지게 된다.

그림 4(b), 5(b) 각각 Case 1, Case 2에서 엉치뼈의 가속도의 특성을 보여준다. 전방향 플랫폼 이동 시 가속구간 동안 반응을 하지 않는다. 가속구간이 끝난 후 엉치뼈의 가속도는 발뒤꿈치의 가속도보다 큰 전방향 가속도를 가지며, 이는 무릎의 굴절(flexion)에 기인한다. 또한 플랫폼의 이동이 중지한 후에도 엉치뼈의 가속도는 균형회복을 위해 계속 변화함을 관찰할 수 있다. Case 2에서 Case 1보다 큰 가속도를 보여준다.

그림 4(c)와 5(c) 각각 Case 1, Case 2에서 지면반발력의 특성을 보여준다. 전방향 플랫폼 이동 시 지면반발력은 가속구간에서 발목의 저굴에 의해서 전방향 지면반발력을 가진다. 그리고 플랫폼이 정지한 이후 지면반발력이 서서히 사라지게 된다. 또한 Case 1, Case 2에서 각각 등속구간 및 감속구간에서 발목의 배굴에 의한 후방향 지면반발력을 가짐을 알 수 있다.

그림 4(d), 5(d)는 각각 Case 1, Case 2에서 압력중심의 특성을 보여준다. 전방향 플랫폼의 이동 시 가속구간에서 전방향의 압력중심의 이동을 보이며 원래의 위치로 되돌아 오기 위한 관성의 영향(inertia effect)에 의해 후방향 압력중심을 보이며 플랫폼이 정지한 이후에도 균형회복을 위해 전방향, 후방향 압력중심의 이동을 반복함을 알 수 있다.

그림 6(a), 6(b)는 전방향 플랫폼의 이동 시 Case 1 Case 2에서의 압력중심의 이동속도 특성을 보여준다.

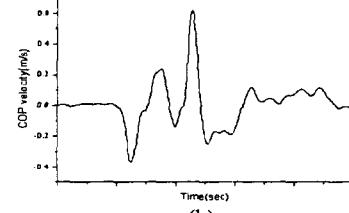
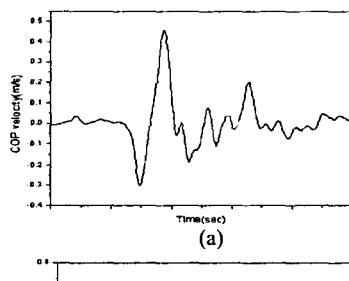


Fig. 6. CoP movement velocity:  
(a) Case 1; (b) Case 2

Case 1의 가속구간에서 압력중심의 최대이동 속도를 보여주며 이후 등속시간에서 압력중심은 서서히 제자리로 돌아오기 때문에 속도가 감소한다. 압력중심이 원래의 위치로 돌아온 이후에도 균성에 의해 몸은 완전히 정지하지 못하고 계속 움직이기 때문에 플랫폼이 중지한 이후에도 속도는 증가와 감소를 반복하다 정지함을 알 수 있다. 또한, Case 2에서 Case 1보다 속도가 빠르며 등속구간이 짧아 플랫폼의 이동시간이 짧기 때문에 감속구간에서 이동속도가 최대를 나타내며 플랫폼이 정지한 이후 서서히 감소하여 일정한 이동속도를 보여주다가 사라지게 된다.

그림 7은 이상의 결과로 가속도, 압력중심, 지면반발력 패턴에 의한 전후 방향의 플랫폼 이동 시 균형회복을 위한 동적 반응의 개략도를 보여주고 있다.

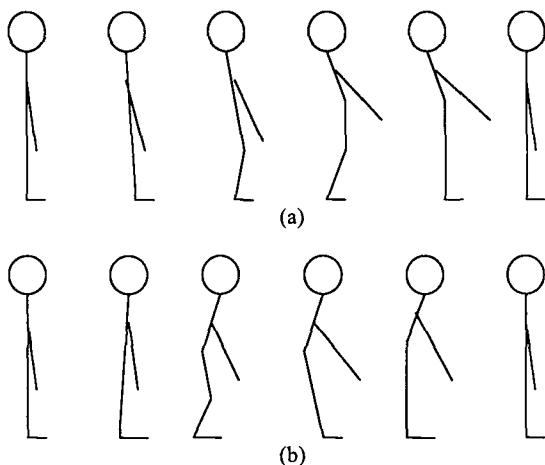


Fig. 7. Schematics of the balance recovery mechanism:  
(a) forward perturbation; (b) backward perturbation

#### 4. 결론

본 연구에서는 발꿈치 및 엉치뼈의 가속도와 지면반발력, 압력중심 패턴의 특성을 이용하여 플랫폼의 이동 시 균형을 유지하기 위한 동적 반응의 특성을 찾고자 하였고 다음과 같은 결론을 얻었다.

- (1) Perturbation에 대응하기 위하여 발목관절은 perturbation의 가속도를 줄이기 위하여 perturbation이 일어남과 동시에 균형회복을 위한 움직임을 한다.
- (2) 발목관절이 균형회복을 위한 반응을 시작한 다음 체간이 움직이는 것으로 보아 전후방향의 플랫폼 이동 시 하지의 균형 회복의 기전은 발목(ankle)-무릎(knee)-엉덩이(hip)의 순서로 나타난다.

(3) 균형회복을 위해 등속구간, 감속구간에서 일어나는 하지의 무릎의 굽힘(knee flexion)과 엉덩이의 신전(hip extension)의 반응이 중요하며, 이러한 반응들은 크기와 시간에 의존한다.

(4) 가속도계를 이용하여 각 관절의 관성작용에 의한 가속과 감속의 패턴을 통해 균형 회복의 동적 반응을 예측할 수 있다.

#### 후기

본 연구는 과학기술부, 한국과학재단 지정 연세대학교 의용계측 및 재활공학 연구센터에 지원에 의한 것입니다.

#### 참고문헌

1. M.A. Hughes, M.L. Schenkman, J.M. Chandler, and S.A. Studenski, "Postural responses to platform perturbation: kinematics and electromyography", *J. Clinical Biomachanics*, Vol. 10, pp.318-322, 1995
2. David A. Winter, *Anatomy biomechanics and control of balance during standing and walking*, Waterloo Biomechanics Inc., pp.1-10, 1990
3. Tim Sinha, and Brian E. Maki, "Effect of forward lean on postural ankle dynamics", *J. IEEE Transactions on Rehabilitation Eng.*, Vol. 4, pp.348-358, 1996
4. Yi-Chang Pai, Mark W. Rogers, James Patton, Thomas D. Cain, and Timothy A. Hanke, "Static versus dynamic predictions of protective stepping following waist-pull perturbations in young and older adults", *J. Biomechanics*, Vol. 31, pp.1111-1118, 1998
5. Jia-Yuan You, You-Li Chou, Chii-Jeng Lin, and Fong-Chin Su, "Effect of slip on movement of body center of mass relative to base of support", *J. Clinical Biomechanics*, Vol. 16, pp.167-173, 2001
6. Lesley A. Brown, Jody L. Jensen, Thomas Korff, and Marjorie H. Woollacott, "The translating platform paradigm: perturbation displacement waveform alters the postural response", *J. Gait and Posture*, Vol. 14, pp.256-263, 2001
7. David A. Winter *Biomechanics and motor control of human movement*, John Wiley & Sons Inc., 2nd edition, pp.93-96, 1990
8. Rakie Cham, and Mark S. Redfern, "Lower extremity corrective reactions to slip events", *J. Biomechanics*, Vol. 34, pp.1439-1445, 2001
9. Ge Wu, "Distinguishing fall activities from normal activities by velocity characteristics", *J. Biomachanics*, Vol. 33, pp.1497-1500, 2000