

## 직립자세에서의 전방향 동요 시 균형회복 기전

태기식 · 김영호

연세대학교 의공학과, 의공학연구소, 의용계측 및 재활공학 연구센터, 첨단의료기기 기술혁신센터  
(2003년 7월 16일 접수, 2003년 10월 22일 채택)

### Balance Recovery Mechanisms Against Anterior Perturbation during Standing

K.S. Tae, Y.H. Kim

Department of Biomedical Engineering, Institute of Medical Engineering, Research Institute for Medical Instrumentation & Rehabilitation Engineering, Technology Innovation Center for Medical Instruments, Yonsei University

(Received July 16, 2003. Accepted October 22, 2003)

**요약** : 본 연구에서는 플랫폼을 전방향으로 동요시킬 때, 하지관절 운동, 근전도, 지면반발력, 무게중심 및 발뒤축의 가속도를 동기화하여 측정함으로써 동요에 대한 균형회복의 기전을 이해하고자 한다. 본 연구를 위해 근골격계 질환이 없고 균형감각에 문제가 없는 13명(남자 10명, 여자 3명)의 피검자를 대상으로 하였다. 동요를 유발하기 위해서 AC 서보로 속도 및 변위를 제어하여 플랫폼을 전방향으로 0.1m/s, 0.2m/s의 두 가지 속도로 15cm 움직이도록 하였다. 전방향의 플랫폼 동요에 대하여, 균형회복을 위해 가속구간 후반에 발목관절 저굴, 무릎관절 굴곡, 엉덩관절의 굴곡의 순서를 보이며, 발뒤축과 체간의 가속도는 발목관절 저굴, 무릎관절 굴곡, 엉덩관절의 신전에 의한 전방향 가속도를 보였다. 근육수축 개시시간을 분석한 결과, 전방향 동요의 가속구간 중반에 발목관절의 굴곡, 무릎관절의 굴곡이 활성화하여 발목 및 무릎관절을 굴곡시켜 체중심을 낮추어 균형을 회복함을 알 수 있다. 느린속도에서는 발목전략이 주로 사용되며, 빠른속도에서는 무릎관절에 비해 발목관절과 엉덩관절의 관절운동이 커지므로 균형회복에 주로 통합전략이 사용되고 동요의 크기 및 가속구간, 등속구간, 감속구간의 크기가 동적 균형회복 특성에 큰 영향을 미침을 알 수 있다.

**주요단어** : 넘어짐, 동요, 균형회복 기전, 발목전략, 통합전략

**Abstract** : In this paper, biomechanical aspects of dynamic postural responses against forward perturbations were experimentally determined simultaneous measurements of joint angles, accelerations, EMG activations, center of pressure(CoP) movements and ground reaction forces(GRF). Thirteen young healthy volunteers, stood on a flat platform, were translated into the forward direction by an AC servo-motor at two separate velocities(0.1m and 0.2m/s). In order to recover postural balance against the forward perturbation, joint motions were observed in the sequence of the ankle dorsiflexion, the knee flexion and then the hip flexion during the later acceleration phase. Both acceleration patterns at the heel and the sacrum were shown the forward acceleration pattern during the later acceleration phase and early of constant velocity phase as increasing platform velocity, respectively. Tibialis anterior(TA) for the ankle dorsiflexion and biceps femoris(BF) for the knee flexion, the primary muscle to recover the forward perturbation, was activated during the half of acceleration phase. Ankle strategy was used for slow-velocity perturbation, but mixed strategy of both ankle and hip used for the fast-velocity perturbation. In addition, parameters of perturbation such as timing and magnitude influenced the postural response against the perturbation.

**Key words** : Falls, Perturbation, Balance control mechanism, Ankle strategy, Mixed strategy

## 서 론

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

통신저자 : 김영호, (220-710) 강원도 원주시 흥업면 매지리 234  
연세대학교 의공학부

Tel. 033)760-2492, Fax. 033)760-2197

E-mail. yhkim@dragon.yonsei.ac.kr

65세 이상의 노인의 30~50% 이상이 매년 한번 이상 넘어짐을 경험하고 있으며, 이들의 40% 이상이 재발을 경험하고 있다[1]. 넘어짐은 외상, 골절 등의 합병증을 유발하고 일상생활에서 환자의 재활의욕을 저하시키며, 사망을 초래하기도 한다. 65세 이상의 노인들이 넘어짐으로 인하여 매년 10,000명

이상 사망한다고 보고되고 있다[2].

넘어짐에 대한 개인적 내적 요인으로는 감각계, 신경계를 포함한 균형과 관절 가동성의 저하, 기능적 능력의 감소, 하지근육 약화, 발의 진동감각과 인지 기능의 감소, 과거의 넘어짐 경험 등이 있으며, 이밖에 유전적 요인, 생활력, 사회 경제적 요인, 성격, 교육, 기타 질병 등에 의해 복잡하게 영향을 받는다[3]. 외적 요인으로는 신발 및 바닥의 마찰, 조명, 장애물 등이 있다[4].

자세의 균형과 안정성을 유지하는 것은 여러 감각계와 관절, 근육과 뼈들에 의해 위치가 조정되는 복잡한 과정으로, 균형을 유지하기 위해서는 무게중심(center of gravity: CoG)과 압력중심(center of pressure: CoP)을 기저면(base of support: BoS) 내에 위치시켜야 하며 적절한 근육의 작용이 요구된다.

최근 넘어짐에 대한 균형회복 과정 및 전략(strategy)을 이해하기 위한 연구가 진행되고 있다. 신체의 균형을 유지하기 위한 전략은 발목관절 전략(ankle strategy), 고관절 전략(hip strategy), 그리고 통합전략(combined strategy)으로 나타낼 수 있다[5, 6]. 발목관절 전략은 거의 고관절의 신진없이 발목 주위에서 앞뒤로 움직이는 것을 말하고, 고관절 전략은 엉덩이를 앞뒤로 움직이며 평형을 유지하는 것을 말하며, 일반적으로 이 두 가지 전략이 함께 동원된다[7]. Nashner 등[5]은 일반적으로 직립 상태의 플랫폼의 동요 시 고관절의 신진없이 발목을 움직여서 균형을 유지하고 빠른 속도로 플랫폼을 동요시킬 때에는 주로 통합전략을 이용하여 균형을 회복한다고 보고하고 있다. Winter[6]는 전후방향의 동요를 보상하기 위해 머리의 무게중심과 신체의 무게중심은 발목전략 동안 같은 방향으로 전방 또는 후방으로 이동시키며 고관절전략은 발목전략만으로 충분한 보상이 일어나지 않을 때 일어나며, 머리의 무게중심과 신체의 무게중심은 반대로 일어난다고 보고하였다. 한편, 파킨슨질환(Parkinson's disease)이나 국소빈혈증(ischemia) 등과 같이 체성감각기관(somatosensory)의 손실이 있는 환자들의 경우 정적 직립상태에서 주로 통합전략을 사용하여 평형을 유지한다고 보고하였다[7].

최근 직립 자세 혹은 보행 시에서 인위적으로 미끄러짐의 돌발 상황을 유도하여 삼차원 운동시스템을 이용하여 돌발상황에 대한 균형유지 기전을 밝히려는 시도가 있다[8-15]. You 등[8]과 Cham 등[9]은 보행 중에 미끄러짐을 유발시키고, 일반적 정상보행, 균형 회복, 넘어짐 발생에 따른 체중심 및 압력중심의 변위를 비교한 결과, 균형 회복을 위해 무릎관절의 굴곡, 엉덩관절의 신진모멘트가 증가됨을 보고하였다. Hughes 등[10]은 직립상태에서 플랫폼을 전방향으로 동요시킬 때, 발목관절과 무릎관절의 굴곡을 통하여 체중심을 낮춤으로써 균형회복을 한다고 발표하였다. Pai 등[11]은 기립자세 시 허리를 잡아 당기는 동요를 일으킨 후 정상인과 노약자의 반응을 비교하였으며, Runge 등[12]은 기립자세에서 5cm/s~55cm/s의 속도로 플랫폼을 후방향 동요시키고 관절각도, 모멘트, 일률을 비교하였으며 근육의 반응에 있어 관절의 신진이 균형회복에 중요한 역할을 한다고 밝혔다. 또한 Ferber 등[13, 14]는 보행

시 플랫폼의 동요에 따른 관절각도, 근전도, 모멘트 등을 관찰하여 보행주기에 따른 균형회복 반응을 관찰하여 직립자세에서의 전방향 동요 시의 반응과 유사한 연구결과를 발표하였다.

한편, 최근 가속도계를 이용하여 정적직립상태 또는 보행 중에 체중심의 가속도를 측정함으로써 자세균형 또는 운동을 일상생활에서 보다 간편하게 분석하려는 노력이 시도되고 있다[15-19]. Kamen 등[15], Nilssen 등[16], Mayagoitia 등[17]은 정적 기립상태에서의 흔들림에 대한 가속도 패턴을 분석함으로써 자세균형을 측정하였다. 또한 Nilssen 등[18]은 가속도 시스템을 이용하여 체간의 가속도 패턴을 이용하여 보행주기를 구별하고 일상생활에 하나인 보행을 모니터링하는 가속도시스템의 응용에 관해 설명한 바 있다. 이진복 등[19]은 체중심의 가속도를 무선으로 측정하고 보행주기에 따라 유의한 가속도 패턴이 있음을 발표하였다.

본 연구에서는 플랫폼을 전방향으로 동요시킬 때, 하지관절 운동, 가속도, 근전도, 압력중심, 지면반발력 등을 동시에 측정하여 분석함으로써 전방향 동요에 대한 균형회복 기전을 이해하고자 하였다.

## 방 법

본 연구를 위해서 근골격계 질환이 없고 균형감각에 문제가 없는 13명(남자 10명, 여자 3명)의 피검자 (나이 24.5±1.8세, 신장 171.2±7.6cm, 체중 66±12.2kg)를 대상으로 실험을 수행하였다.

AC 서보 모터를 제어하여 전방향의 플랫폼 동요를 유발하였으며, 그 플랫폼 위에 힘측정판(Kistler Ltd, 스위스)를 올려 놓았다. 지시에 따라 피검자가 플랫폼 위에 올라가서 발을 어깨 넓이만큼 벌리고 정면을 주시하도록 하여 피검자가 동요에 대한 예측을 하지 못하도록 하였다. 피검자의 팔은 가능한 움직이지 않도록 하고 약 7초간의 안정된 상태 후 플랫폼을 전방향으로 15cm 이동시켰다. 플랫폼이 전방으로 가속구간(acceleration phase: AP), 등속구간(constant velocity phase: CP), 감속구간(deceleration phase: DP)을 거쳐 정지하게 되며, 가속구간과 감속구간은 각각 300ms로 설정하였다. 등속구간에서의 속도를 0.1m/s, 0.2m/s의 두 가지 경우로 설정하여 가속 및 감속구간의 가속도는 각각 1m/s<sup>2</sup>, 2m/s<sup>2</sup>이 되도록 하였다. 표 1은 본 실험의 두 가지 플랫폼 이동방법을 나타내고 있다.

하지관절운동을 측정하기 위하여 초음파를 이용한 삼차원

표 1. 플랫폼의 두 가지 이동 방법

Table 1. Two perturbation methods for the present study

	실험 1	실험 2
등속구간 속도(m/s)	0.1	0.2
가속도(m/s <sup>2</sup> )	1	2
변위(cm)	15	15
가속구간(ms)	300	300
등속구간(ms)	900	200
감속구간(ms)	300	300

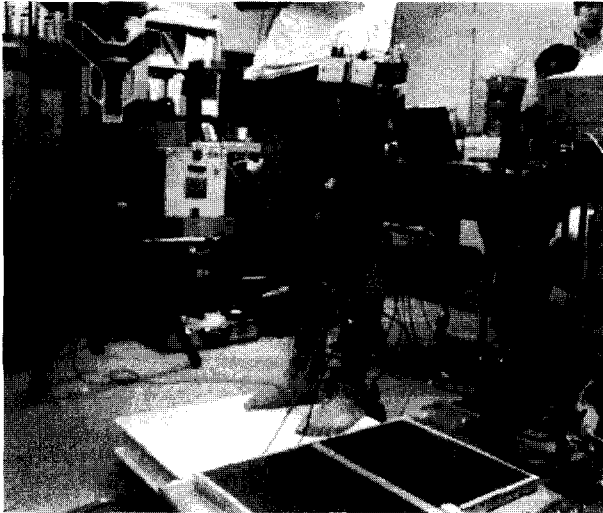


그림 1. 본 연구의 실험장면  
Fig. 1. Photographs of the present experiment

운동분석시스템(Zebris, 독일)을 이용하였다. 피검자 발의 다섯 번째 발허리뼈(5thmetatarsal head), 가쪽 복사뼈 중심(lateral malleolus), 무릎관절바깥돌기(lateral condyle), 큰 대퇴돌기(greater trochanter), 오혜돌기(acromion process of scapula)에 능동 마커를 부착하여 20Hz의 샘플링율로 관절운동을 측정하였다. 동요를 유발시킨 후 각 관절이 0.5° 이상의 움직임을 보일 때 관절운동이 있는 것으로 가정하였다.

하지 균형회복에 중요하게 작용하는 다섯 개의 근육, 즉 앞정장근(tibialis anterior: TA), 장단지근(gastrocnemius: GAS), 넓다리곧은근(rectus femoris: RF), 넓다리두갈래근(biceps femoris: BF), 대둔근(gluteous maximus: GM)에 표면전극을 부착하고 근전도 시스템(Delsys Inc., 미국)을 MP150 시스템(Biopack system Inc., 미국)에 연결하여 근전도를 측정하였다. 근전도 데이터는 1000Hz의 샘플링율로 획득하였으며 60-120Hz 주파수 대역필터(band-pass filter)를 취하여 잡음을 제거하였다. 근전도 신호를 적분화하고 2초 동안의 안정화 시기(baseline)에 대한 2배의 표준편차 이상의 크기로 25ms 이상 지속될 때를 근수축 개시시간으로 정의하였다.

삼축 가속도 센서(Crossbow Ltd, 미국)를 발뒤축(heel)과 엉치뼈(sacrum)에 부착하여 100Hz의 샘플링율로 전후 방향의 가속도 신호를 획득하였으며 10Hz 1차 저역통과필터를 시켜 잡음을 제거하였다. 또한, 관절운동과 근수축 개시시간간의 상관관계를 보기위하여 상용 통계프로그램인 윈도우용 SPSS 10.0을 사용하여 피어슨 상관계수(Pearson correlation coefficient)를 구하였다. 그림 1은 본 연구의 실험장면이며 사용된 모든 장비들은 시간적으로 동기화하여 제어하였다.

**결과 및 고찰**

그림 2는 전방향 동요에 따른 시상면에서의 발목, 무릎, 엉

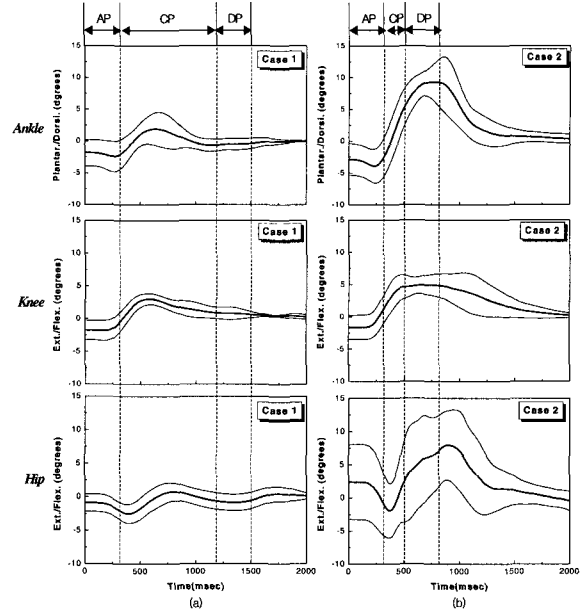


그림 2. 전방향 동요에 의한 발목, 무릎, 엉덩관절 굴곡각도  
(a) 실험 1, (b) 실험 2

양의 값은 굴곡, 음의 값은 신전실선은 평균±표준편차  
Fig. 2. Joint angles at ankle, knee and hip against the forward perturbation(a) Case 1, (b) Case 2

Positive values indicate flexion and negative values indicate extension lines are mean±SD  
평균의 관절운동을 나타낸 것이다. 그림에서 실선은 평균과 표준편차를 나타낸다. 각 관절의 굴곡/신전 운동은 플랫폼의 이동 속도에 따라 개인별로 다소 다르게 나타나지만 그 추이는 유사하였다.

실험 1의 경우, 가속구간 동안 약간의 발목관절 저굴, 무릎관절 굴곡, 엉덩관절 신전이 거의 동시에 일어나는데, 이는 플랫폼의 이동에 따른 수동적 움직임이다. 균형을 회복하기 위해 가속구간 후에서 등속구간 초반까지 급속한 발목관절 배굴(1~16°), 무릎관절 굴곡(1~6°), 엉덩관절 굴곡(1~8°)이 차례대로 일어나며 등속구간 중기부터 감속기를 거쳐 플랫폼이 정지할 때 까지 서서히 다시 발목관절 저굴, 무릎관절 신전, 엉덩관절 신전을 반복하여 균형을 회복하게 된다. 실험 2의 경우, 가속구간 후에 균형 회복을 위해 감속구간까지 급속한 발목관절 배굴(1~18°), 무릎관절 굴곡(3~8°), 엉덩관절 굴곡(6~40°)이 일어나며 플랫폼이 정지한 이후에 발목관절 저굴, 무릎관절 신전, 엉덩관절 신전을 반복하였다. 실험 1의 경우 발목관절 운동이 주요하게 나타나고 실험 2에서는 발목관절과 엉덩관절 운동이 크게 나타남을 알 수 있다. 이를 통해 속도가 빨라질수록 발목관절 전략에서 통합전략으로 바뀐다는 이전의 결과[5]와 일치하였다. 표 2는 관절운동이 일어난 시점을 보여주고 있으며 실험 1, 2에서 발목관절 배굴(A1R), 무릎관절 굴곡(K1R), 엉덩관절 굴곡(H1R), 발목관절 저굴(A2R), 무릎관절 신전(K2R), 마지막으로 엉덩관절 신전순으로 진행됨을 관찰할 수 있다.

그림 3은 전방향 동요에 따른 발꿈치의 전후방향 가속도를

표 2. 관절운동의 회복운동 개시시간

Table 2. The timing of the reversal joint motion

관절	실험 1	실험 2
	개시시간(ms)	개시시간(ms)
발목관절 배굴(A1R)	251.7 ± 11.3	237.2 ± 11.1
무릎관절 굴곡(K1R)	260.7 ± 12.3	250.3 ± 11.7
엉덩관절 굴곡(H1R)	401.2 ± 15.2	395.8 ± 14.3
발목관절 저굴(A2R)	647.7 ± 22.5	725.8 ± 17.3
무릎관절 신전(K2R)	678.3 ± 119.9	740.3 ± 83.4
엉덩관절 신전(H2R)	826.7 ± 130.8	845.0 ± 120.5

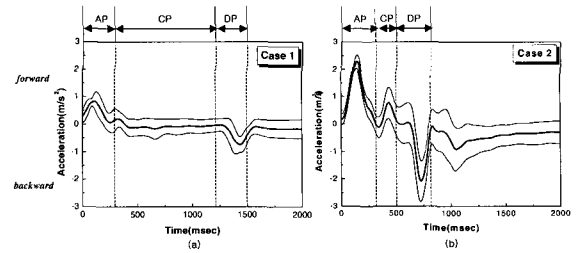


그림 3. 전방향 동요에 의한 발꿈치에서의 가속도

(a) 실험 1, (b) 실험 2 실선은 평균±표준편차

Fig. 3. Acceleration patterns at the heel against the forward perturbation

(a) Case 1, (b) Case 2 lines are mean±SD

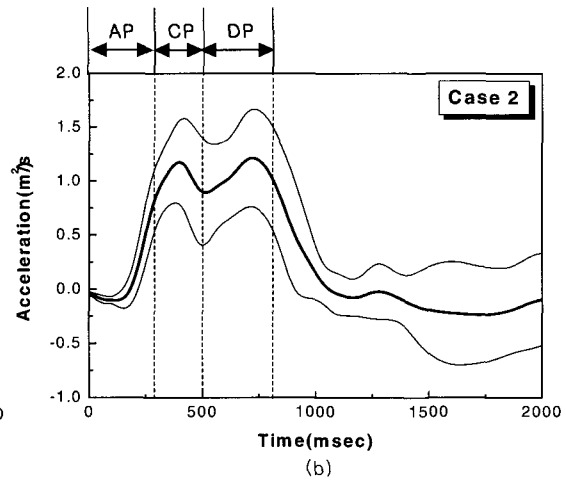
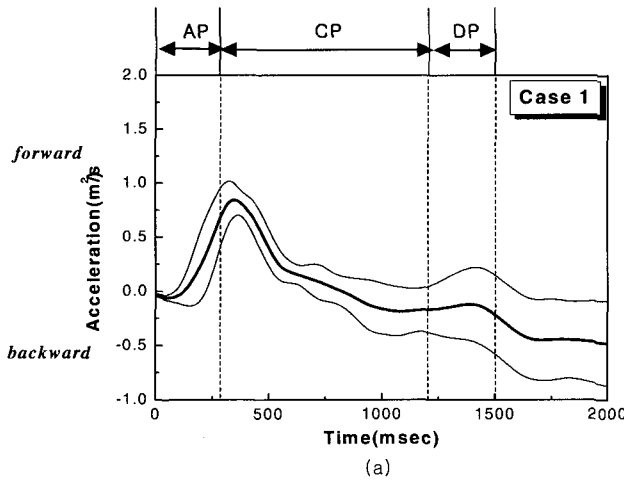


그림 4. 전방향 동요에 의한 엉치뼈에서의 가속도

(a) 실험 1, (b) 실험 2 실선은 평균±표준편차

Fig. 4. Acceleration patterns at the sacrum against the forward perturbation

(a) Case 1, (b) Case 2 lines are mean±SD

나타낸다. 발뒷꿈치의 가속도는 플랫폼의 운동과 유사하나 그 크기가 감소함을 확인할 수 있다. 실험 1의 경우 발목관절은 플랫폼의 이동에 의해 즉시 약간의 저굴을 보이며, 균형을 회복하기 위해 가속구간 말기에서 첫 배굴에 의한 작은 전방향 가속을 나타내며 피검자에 따라서 등속구간에서 배굴에 의한 약간의 후방향 가속이 나타나지만 발목관절의 각도가 적기 때문에 다수의 피검자에서는 이러한 후방향 가속이 뚜렷하게 보이지는 않았으며 플랫폼이 이동에 따라 감속 패턴을 보이다가 정지했을 때 발뒷꿈치의 가속은 서서히 사라지게 된다. 실험 1에 비해 실험 2의 경우 큰 가속도를 보이며, 플랫폼의 이동에 의해 즉시 저굴을 하며, 균형을 회복하기 위해 등속구간에서 첫 배굴에 의한 전방향 가속을 나타내며 감속구간을 그친 뒤 플랫폼이 정지하고 나서야 저굴에 의한 후방향 가속이 뚜렷하게 나타나고 서서히 발뒷꿈치의 가속은 사라지게 된다. 이는 플랫폼이 정지한 후 저굴을 보이는 발목관절의 굴곡 변위의 시점과 일치한다.

그림 4는 전방향 동요에 따른 엉치뼈의 전후방향 가속도이다. 실험 1의 경우, 가속구간 중반기에서 엉덩관절 신전에 의

한 전방향 가속을 보이다가 등속구간 초기 이후에 엉덩관절의 굴곡에 의해서 큰 후방향 가속도를 보인다. 실험 2의 경우 가속구간 중반기에서 엉덩관절의 신전에 의한 전방향 가속을 보이다가 등속구간에서 엉덩관절의 굴곡, 신전에 기인한 전후방향 가속이 반복되었다. 플랫폼 정지한 후에도 엉덩관절 굴곡에 의해 체중심은 후방향 가속도를 보인다. 실험 1에 비하여 실험 2에서 체중심의 가속도는 크게 나타났다.

표 3은 전방향 동요에 따른 근수축 개시시간을 나타내며 그림 5는 관절의 운동과 근수축 개시시점이 나타나는 순서를 보

표 3. 근수축 개시시간

Table 3. The electromyographic onset times

근육(muscles)	실험 1	실험 2
	근수축 개시시간(ms)	근수축 개시시간(ms)
앞정강근(TA)	233.7 ± 13.2	214.2 ± 8.9
넓다리 두 갈래근(BF)	254.2 ± 13.2	244.0 ± 21.8
장딴지근(GAS)	507.8 ± 19.5	503.8 ± 18.6
넓다리 골은근(RF)	559.7 ± 19.4	544.5 ± 20.4

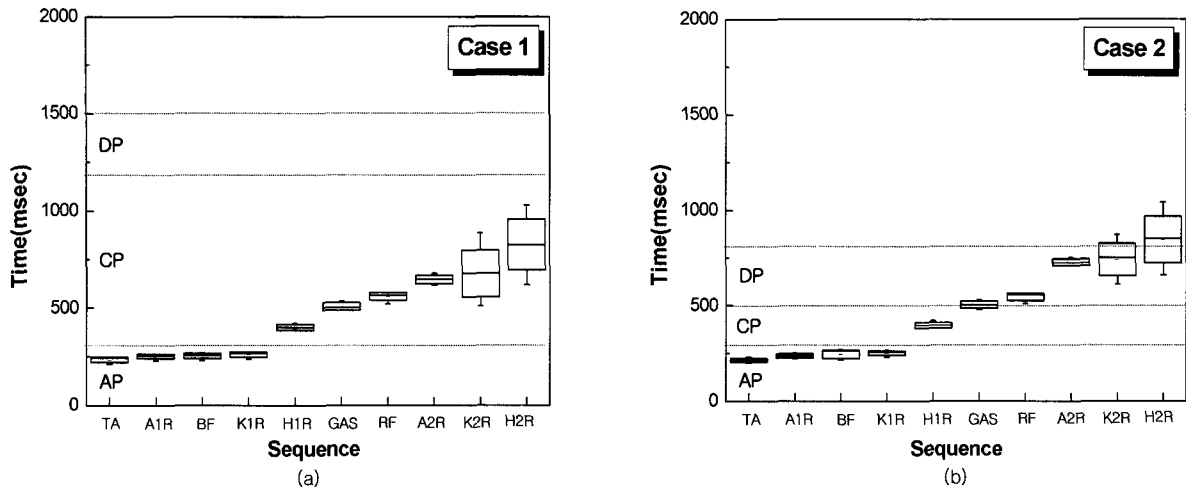


그림 5. 전방향 동요에 의한 관절운동과 근수축 개시시점  
(a) 실험 1, (b) 실험 2

Fig. 5. The timing of the joint motions and EMG onset against the forward perturbation  
(a) Case 1, (b) Case 2

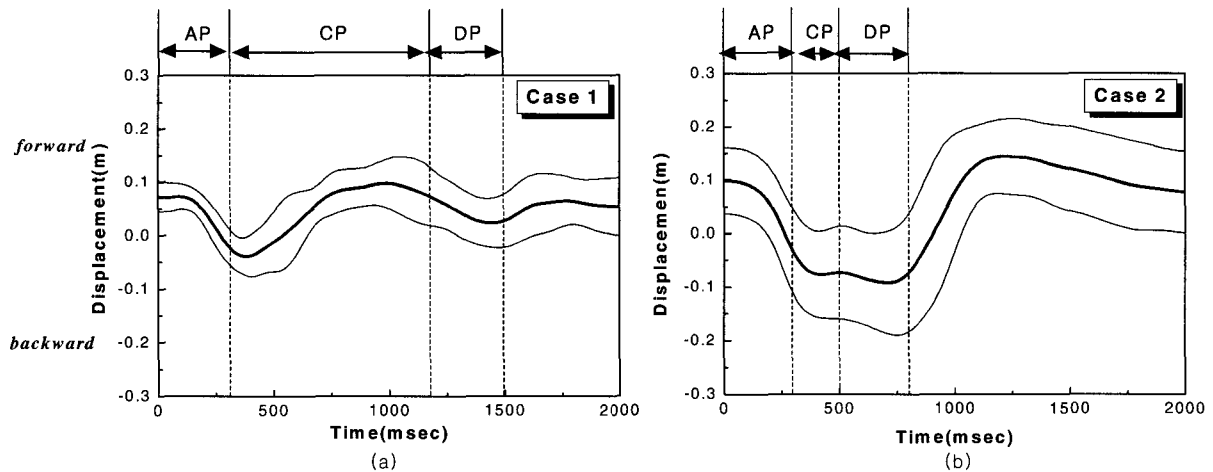


그림 6. 전방향 동요에 의한 압력중심의 전후방향 이동  
(a) 실험 1, (b) 실험 2 실선은 평균±표준편차

Fig. 6. Anterior-posterior movements of CoP against the forward perturbation  
(a) Case 1, (b) Case 2 lines are mean±SD

여주고 있다.

실험 1의 경우, 전방향 가속구간에서 플랫폼의 이동과 함께 발목관절 저굴과 무릎관절 굴곡이 거의 동시에 나타나고 가속기 말기부터 앞정강근(TA)과 넓다리 두 갈래근(BF)이 차례로 활성화된다. 이는 발목관절 배굴(A1R) 및 무릎관절의 굴곡(K1R)과 각각 0.89, 0.86의 큰 상관관계를 나타내었다. 그 후 발목관절 배굴과 무릎관절 신전이 일어나고 이후에 등속구간 중기부터 장단지근(GAS)과 넓다리 곧은근(RF)이 활성화되기 시작하고 발목관절 저굴을 반복하게 된다. 이 때의 관절운동과 근수축 개시시간과의 상관관계는 각각 0.76, 0.69의 상관관계를

보였다. 실험 2의 경우 실험 1과 같은 순서의 근수축 개시시간을 보이며, 이 때, 앞정강근(TA)과 넓다리 두 갈래근(BF), 장단지근(GAS)과 넓다리 곧은근(RF)의 근수축 개시시점과 발목의 배굴, 무릎의 굴곡, 발목의 저굴, 무릎의 신전이 나타나는 시점과의 상관계수는 각각 0.86, 0.90, 0.87, 0.87로 큰 상관관계를 가짐을 확인할 수 있었다.

또한, 앞정강근(TA)은 가속구간에서 초기 발목관절 저굴을 감소시키는 원심성 수축(eccentric contraction)으로 작용하다가 이후에 동심성 수축(concentric contraction)으로 작용하게 된다. 이는 전방향 동요 시 앞정강근(TA)과 넓다리 두 갈래근

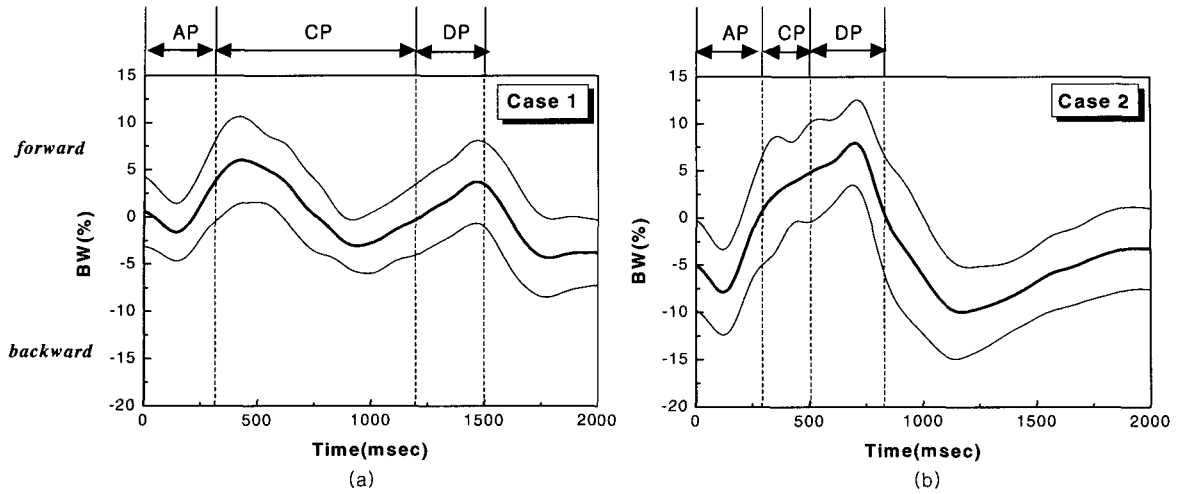


그림 7. 전방향 동요에 의한 전후방향 지면반발력  
(a) 실험 1, (b) 실험 2 실선은 평균±표준편차

Fig. 7. Anterior-posterior ground reaction force against the forward perturbation  
(a) Case 1, (b) Case 2 lines are mean±SD

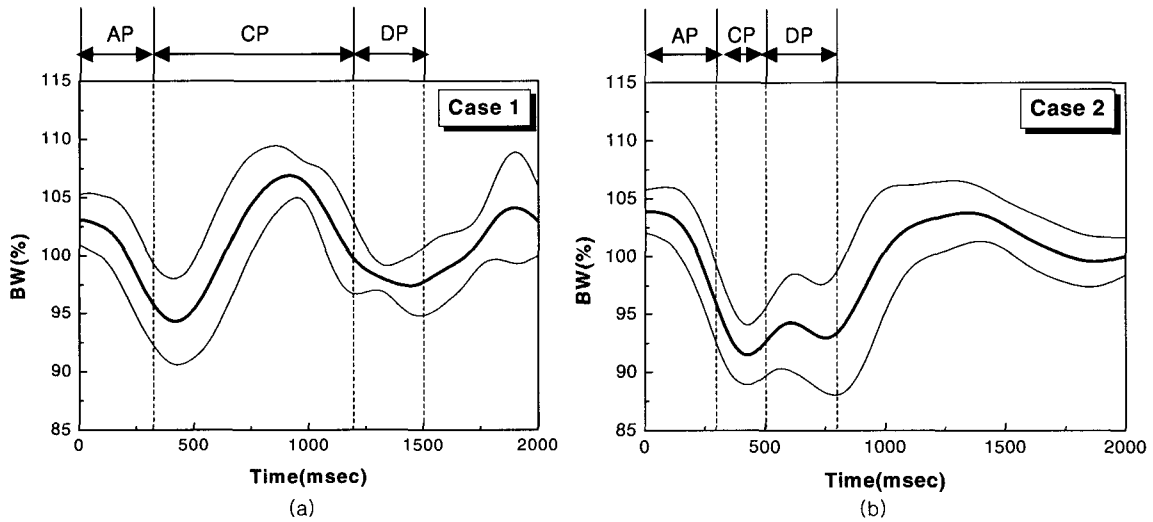


그림 8. 전방향 동요에 의한 수직 지면반발력  
(a) 실험 1, (b) 실험 2 실선은 평균±표준편차

Fig. 8. Vertical ground reaction force against the forward perturbation (a) Case 1, (b) Case 2 lines are mean±SD

(BF)이 장단근(GAS)과 넙다리 골근(RF)보다 먼저 반응하고 체중심을 낮추는 결과로 발목관절과 무릎관절을 굴곡시킨다는 이전의 연구결과[10, 12]와 일치하는 것이다.

그림 6은 전방향 동요 시 압력중심의 전후방향 이동을 나타낸다. 실험 1의 경우, 압력중심은 플랫폼의 전방향 이동에 의하여 등속구간 초기까지 후방향에 위치하나 등속구간 동안 균형회복을 위해 발목관절 배굴, 무릎관절 굴곡, 엉덩관절 굴곡에 의해 전방향으로 이동하였다. 또한, 등속구간 중반부터 감속구간 말기까지 발목관절 저굴, 무릎관절 신전, 엉덩관절 신전에 의해 약간의 후방향 이동을 보이며 플랫폼이 정지한 이후 압

력중심의 이동이 사라지게 된다. 실험 2의 경우에도 실험 1과 유사하였으나, 플랫폼이 정지한 후에도 균형회복을 위하여 전방향, 후방향 압력중심의 이동이 계속됨을 알 수 있다.

그림 7은 전방향 동요에 의한 전후방향 지면반발력이다. 실험 1의 경우, 가속구간 초기에서 중반까지 발목의 저굴에 의한 약간의 후방향 지면반발력을 보이다가 가속구간에서 등속기 초반까지 발목관절의 배굴, 무릎관절의 굴곡에 의해 전방향 지면반발력을 보이며 등속구간 초기부터 감속구간까지 발목관절의 저굴, 무릎관절의 신전에 의한 후방향 지면반발력을 반복하다 플랫폼이 중지한 이후 지면반발력이 사라지게 된다. 실험 2의

경우, 가속구간에서 감속구간까지 발목관절의 배굴, 무릎관절의 굴곡에 의해 전방향 지면반발력을 가지다가 감속구간부터 플랫폼이 정지한 이후에도 발목관절의 저굴, 무릎관절의 신전에 의한 후방향 지면반발력을 보인다.

그림 8은 전방향 동요에 의한 수직 지면반발력을 나타낸 것이다. 실험 1의 경우, 수직 지면반발력은 가속구간에서 등속구간 초기까지 균형회복을 위한 발목관절의 배굴과 무릎, 엉덩관절의 굴곡에 의하여 감소하며, 이후 발목관절의 저굴과 무릎관절의 신전에 의해 증가하게 된다. 실험 2의 경우, 큰 동요에 의하여 수직 지면반발력은 등속구간에 회복되지 않고 감속구간 이후에 원래대로 회복한다.

**결 론**

본 연구에서는 직립상태에서 플랫폼의 전방향 동요에 따른 동적 균형유지 반응을 관찰하였다. 플랫폼의 속도에 따라 개인별로 다소 나타나지만 속도 변화와 관계없이 플랫폼의 이동 초기에 발목관절 저굴, 무릎관절 굴곡, 엉덩관절의 신전의 수동적인 움직임 이후에 균형회복을 위해 가속구간 후반에 급속한 발목관절의 배굴, 무릎관절의 굴곡, 엉덩관절의 굴곡의 순으로 발생하고 빠른 속도일수록 발목관절 저굴, 무릎관절 굴곡, 엉덩관절의 신전 등의 다음 관절의 움직임이 늦게 나타나는 유사한 추이를 볼 수 있었다. 그리고 속도가 빨라질수록 무릎관절에 비해 발목관절과 엉덩관절의 관절운동이 커지므로 균형회복에 주로 통합전략이 사용되고 동요의 크기 및 가속구간, 등속구간, 감속구간의 크기가 동적 균형회복 특성에 큰 영향을 줄 수 있었다. 체간과 발뒤축의 가속도를 측정 한 결과, 플랫폼의 속도에 따라 가속구간 후반, 등속구간 초기에 발목관절 굴곡, 엉덩관절의 굴곡에 의한 전방향 가속도가 관찰되었다. 근육의 수축 개시순서 측정에서 전방향 동요가 유발될 때, 발목관절과 무릎관절을 굴곡시켜 체중심을 낮추기 위해 발목 굴곡근, 무릎 굴곡근 수축이 가속구간 중반기에 관찰이 되며 관절운동이 시작되는 시점간의 높은 상관관계 가졌다. 또한, 압력중심은 전방향의 동요를 보상하기 위해 발목관절 배굴, 무릎관절 굴곡, 엉덩관절 굴곡에 의해 등속구간 초기에 전방향으로 이동하였으며 관성영향에 의해 계속적으로 압력중심의 이동함으로써 균형을 회복하였다.

정상 성인을 대상으로 한 본 연구의 결과를 바탕으로 임상에서 균형의 장애가 있는 환자나 노인들에서 넘어짐을 예측하기에 유용한 자료가 될 수 있을 있으며 재활치료의 방향과 회복 예측에 도움이 될 것으로 사료된다

**참 고 문 헌**

1. R. Tideiksaar, *Falling in Old Age: Its Prevention and Treatment*, New York, Springer, 1987
2. P.H. Honeycutt and P. Ramsry, *Factors Contributing to Falls in Elderly Men Living in the Co-*

- mmunity"* J Geriatric Nursing, Vol. 23, pp.250-257, 2002
3. A. Shumway, *"Predicting the probability for falls in the community-dwelling older adults"*, J Phys Ther. Vol. 77, pp.812-819, 1997
4. N.D. Harada, V. Chiu, A.L. Stewart, *"Mobility-related function in older adults: Assessment with 6-minute walk test"*, Arch Phys Med Rehabil. Vol. 80, pp.837-841, 1999
5. L. Nashner and G. McCollum, *"The organization of human postural movements: a formal basis and experimental synthesis"* Behav. Brain Sci. Vol. 8 pp. 135-172, 1985
6. D.A. Winter, *Anatomy biomechanics and control of balance during standing and walking*, Waterloo Biomechanics Inc., pp.5-32, 1990
7. F.B. Horak, *"Clinical assessment of balance disorder"*, Gait and Posture, Vol. 6, pp.76-84, 1997
8. J.Y. You, Y.L. Chou, C.J. Lin, and F.C. Su, *"Effect of slip on movement of body center of mass relative to base of support"*, Clinical Biomechanics, Vol. 16, pp.167-173, 2001
9. R. Cham, and M.S. Redfern, *"Lower extremity corrective reactions to slip events"*, J Biomechanics, Vol. 34, pp.1439-1445, 2001
10. M.A Hughes, M.L Schenkman, J.M Chandler and S.A Studenski, *"Postural responses to platform perturbation: kinematics and electromyography"*, Clinical Biomechanics, Vol. 10, pp.318-322, 1995
11. Y.C. Pai, M.W. Rogers, J. Patton, T.D. Cain, and T.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
12. C.F Runge, C.L shupert, F.B Horak and F.E Zajac, *"Ankle and hip postural strategies defined by joint torques"*, Gait and Posture, Vol. 10, pp.161-170, 1999
13. R. Ferber, L.R. Osterning, M.H. Woollacott, N.J. Wasielewski and J.H. Lee, *"Reactive balance adjustments to unexpected perturbations during human walking"*, Gait and Posture, Vol. 16, pp.238-248, 2002
14. R. Ferber, L.R. Osterning, M.H. Woollacott, N.J. Wasielewski and J.H. Lee, *"Gait perturbation response in chronic anterior cruciate ligament deficiency and repair"*, Clinical Biomechanics, Vol. 18, pp.132-141, 2003
15. R.M. Nilssen and J.L. Helbostad, *"Trunk accelerometry as a measure of balance control during*

- quiet standing*", *Gait and Posture*, Vol. 16, pp.60-68, 2002
16. G. Kamen, C. Patten, C. Duke and S. Silson, "An Accelerometry-Based system for the Assessment of Balance and Postural Sway" *J Gerontology*, Vol. 44, pp.40-45, 1998
  17. R.E. Mayagoitia, J.C. Lotters, P.H. Veltink and H. Hermens, "Standing balance evaluation using a tri-axial accelerometer", *Gait and Posture*, Vol. 6, pp. 55-59, 2002
  18. R.M. Nilssen, "A new method for evaluating motor control in gait under real-life environmental conditions. Part 2: Gait analysis", *Clinical Biomechanics*, Vol. 13, pp.328-335, 1998
  19. 이진복, 강성재, 김영호, "정상보행 시 체중심의 수직 가속도 추정", *한국 전문 물리치료학회지*, Vol. 9, pp.39-46, 2002