

미끄럼 바닥에서 안정성 유지를 위한 균형 전략과 평가방법

김택훈
한서대학교 물리치료학과
윤두식
한서대학교 대학원 물리치료학과

Abstract

Measurement and Strategies for Dynamic Stability During Locomotion on a Slippery Surface

Kim Tack-hoon, M.P.H., P.T.

Dept. of Physical Therapy, Hanseo University

Yoon Doo-sik, B.Sc., P.T.

Dept. of Physical Therapy, The Graduate School, Hanseo University

Slipping during various kinds of movement often leads to potentially dangerous incidents of falling. The purpose of this paper was to review some of the research performed in the field including such topics as rating scales for balance, kinematics and kinetics of slipping, adaptation to slippery conditions, postural and balance control, and protective movement during falling. Controlling slipping and fall injuries requires a multifaceted approach. Environmental conditions (state of floor surface, tidiness, lighting, etc), work task (walking, carrying, pushing, lifting, etc), and human behavior (anticipation of hazards, adaptation to risks, risk taking, etc) must be accounted for in the assessment of slip and fall-related risks. Future directions of research must deal with modeling of basic tribophysical, biomechanical, and postural control process involved in slipping and falling.

Key Words: Balance control strategy; Slip measurement; Slip recovery.

I. 서론

넘어짐(falling)은 일상생활을 수행하는 동안 균형이나 안정성을 잃으면서 신체의 일부분이 바닥에 닿는 것을 의미한다(Lord 등, 1991). 65세 이상 노인 인구의 1/3이 매년 한번 이상의 넘어짐을 경험한다(Campbell 등, 1981). 넘어짐은 외상, 골절 등으로 인하여

심각한 합병증을 유발할 뿐 아니라 추가적인 기능장애를 초래함으로써 일상생활과 환자의 재활 의욕을 저하시키고, 합병으로 인한 사망을 초래할 수도 있어 노인에게 중요한 문제점으로 인식되고 있다(Kauffmann, 1999). 미끄러짐(slipping)은 균형을 잃고 넘어짐을 일으키는 가장 흔한 경우이다(Cumming과 Klineberg, 1994; Lloyd와 Stevenson, 1992;

Maki와 McIlroy, 1996). 노인들은 걷기를 시작할 때와 끝날 때 또는 방향을 전환할 때 종종 넘어지므로, 마찰이 적은 바닥에서 걷기 시작하는 것을 연구하면 노인의 낙상을 예방할 수 있다(Ashley 등, 1977). 미끄러져 넘어진 노인의 25% 이상이 고관절 골절이 되었으며(Cumming과 Klineberg, 1994; Nyberg 등, 1996), 물기가 있거나 미끄러운 바닥에서 넘어진 경우에는 66%의 고관절 골절이 발생하였다(Norton 등 1997). 발의 수평력이 발과 바닥 표면 사이의 마찰력을 넘어설 때를 미끄러짐(slip)이라 하며 발바닥과 마루 바닥의 마찰계수는 발의 수평력을 수직력으로 나눈 값으로 요구 마찰계수(required coefficient of friction: RCOF)로 나타낸다(Asaka 등, 2002). 몇몇 연구에서 요구 마찰계수와 미끄러짐과의 관계를 보고하고 있다(Chaffin 등, 1992; Lanshammar와 Strandberg, 1981; Strandberg, 1983). 미끄러짐 사고의 발생률은 외부의 환경적 조건과 지리학적인 위치 등에 따라 변한다. 예를 들면 동절기 동안 밖에서 주로 작업하는 광부와 우편배달부에서 발생률이 높았다(Bell 등, 2000; Bentley와 Haslam, 1998). 보행과 관련된 생체역학적인 연구에서는 미끄러짐/넘어짐 사고의 원인을 인간 내적인 요인과 환경적 요인과의 상호작용에 의해 설명하려는 노력을 하고 있다(Hanson 등, 1999; Redfern과 DiPasquale, 1997; Strandberg와 Lanshammar, 1981; Tang과 Woollacott, 1998). 인간 내적인 요인으로는 감각계, 신경근계를 포함하고, 환경적 요인들 중에서 가장 중요한 것은 신발, 바닥의 마찰과 재료의 특성이다.

위와 같이 미끄러짐과 넘어짐은 일상에서 아주 드문 사건은 아니며 노인의 경우, 미끄러짐/넘어짐은 사망으로 이어질 수 있다. 본 연구의 목적은 미끄러짐의 정의, 생체역학적인 변수, 원래 상태로 돌아가려는 전략, 그리고 덜 미끄러지기 위한 운동전략에 대하여

알아보는 것이다.

II. 본론

1. 미끄러짐의 평가

미끄러짐의 일차적인 요인으로는 신발(발)과 바닥면(마루, 도로) 사이에 마찰력이 작거나 파악력이 적을 때 발생된다. 이차적인 요인으로는 인간 요인과 다양한 환경적 요인이 상호작용하여 발생된다. 부적당한 조명, 고르지 않은 바닥, 높이가 같지 않은 계단 구조, 자세조절 능력의 결여, 노화, 어지럼증, 전정계 질환, 당뇨, 음주 등이 그 예이다(Grönqvist 등, 2001). Leamon과 Son(1989)은 미끄러지지 않은 마른 바닥에서도 정상적으로 1 cm 이하의 약간의 미끄러짐이 일어난다고 하였으며, 이것을 '미세 미끄러짐(micro-slip)'으로 정의하였다. 미끄러운 바닥에서 체중을 이동하는 동안의 지면 반발력과 시상면에서의 몸의 움직임을 바닥의 기울기와 다르게 조절하여 단계별로 연구되기도 하였다(Hirvonen 등, 1994; McVay와 Redfern, 1994; Morach, 1993; Myung과 Smith, 1997; Perkins, 1978; Redfern과 DiPasquale, 1997; Redfern과 Rhoades, 1996; Strandberg와 Lanshammar, 1981). 이들 연구는 하퇴와 발뒤꿈치의 운동형상학(kinematics), 신발과 바닥의 접촉 시 힘과 전단력(shear force) 또한 미끄러진 후 균형을 복원하기 위한 손, 팔, 체간의 움직임과 보호하기 위한 반응, 넘어지는 빈도, 미끄러지거나 넘어지는 확률 등에 대해서도 조사되었다.(Hanson 등, 1999; Strandberg, 1985; Strandberg와 Lanshammar, 1981). 일부 연구자들은 미끄러지거나 넘어질 위험에 대한 지표로써 걷는 동안 미끄러진 거리와 미세 미끄러짐을 측정하는데 초점을 두기도 하였다(Leamon과 Li, 1990; Leamon과 Son, 1989). 미끄러짐은 이것을 인지할 수 있는 발의 움직임이나 자세 안정성의 변화와 같은 물리적 자극을 이용하여 측정할 수 있

다. 이 자극은 의견이나 편견이 주관적으로 적용될 수 있지만, 객관적으로도 측정될 수 있다. 객관적인 측정은 비디오필름을 이용하거나 보행의 고속 영상처리, 힘 측정판에서 얻은 지면 반발력 등을 들 수 있다. 주관적인 측정으로는 서열척도를 사용하여 측정하기도 하고, 운동과 힘의 자료(미끄러진 거리, 미끄러진 속도, 마찰의 성질, 관절 각도 등)도 미끄럼 분석을 위해 사용된다. 서 있는 자세의 균형을 측정하기 위한 Bohannon의 서열척도와 Timed Up and Go test 같은 검사들은 개인의 균형 능력을 평가하기 위해 사용된다. 요즘 주로 사용되는 주관적 검사는 Berg balance test가 있다(Berg, 1989; Berg 등 1992a). 그 외에 일상생활을 측정하기 위한 Barthel Index, 균형을 측정하는 Tinetti's Sub-scale (Tinetti 등, 1986), 분리된 움직임과 균형을 측정하는 Fugl-Meyer scale (Fugl-Meyer 등, 1975), Get-up and Go test (Mathias 등, 1986), Timed Up and Go test (Podsiadlo와 Richardson, 1991), 기능적 움직임 검사(Berg 등, 1992b)가 있다. 겨울에 여러 미끄러운 바닥에서 걸을 때 기능적 문제를 설명하기 위한 방법으로 안전하게 걷기와 균형을 평가하기 위해 Gard와 Lundborg (2000)에 의해 개발된 비척도(rating scale), 걷는 동안 자세와 움직임을 관찰하기 위한 관찰척도(observation scale)를 이용한 측정 방법이 있다. 이 방법은 미끄러짐이나 넘어짐을 보호하기 위해 다른 미끄럼 방지 도구를 착용하였을 때 기능적 문제를 조사하기 위해 사용되었다. 걷기의 안정성과 균형을 감지하기 위한 비척도는 여러 가지 바닥에서 미끄럼 방지 도구를 사용하여 걷는 것을 비디오로 촬영한다. 이때 촬영된 걷는 움직임은 물리치료사에 의해 분석된다. 평가의 범위는 고관절과 슬관절의 정상적인 근 기능을 포함한 걷는 자세와 움직임, 몸을 편안히 했을 때 걷는 자세와 움직임(머리, 어깨와 팔을 쉴 때),

발뒤꿈치 닿기, 발끝 떼기 등이다(Gard와 Lundborg, 2000). 작업 시 갑작스런 움직임의 역할과 사고의 위험을 연구하기 위해 설문지가 사용될 수도 있다(Hirvonen 등, 1996). 작업자들에게 미끄러운 바닥, 어수선한 바닥, 평탄치 않은 바닥, 계단 등을 걸으면서 작업할 때의 사고 위험률을 객관적으로 묻고 답함에 따라 점수를 부여한다. 보다 객관적인 미끄럼 측정 장비로 신발과 바닥 사이의 마찰 특성을 측정하는 미끄럼 저항 검사기(slip resistance tester)가 개발되었다(Grönqvist 등, 1989; Redfern과 Bidanda, 1994; Wilson, 1990). Grönqvist 등(2003)은 휴대용 미끄럼 검사기(portable slip meter)의 신뢰도와 타당도를 검사한 결과 미끄럼 저항을 측정하는데 효과적인 것으로 보고하였다.

2. 미끄러짐과 넘어짐의 생체역학

미끄러짐과 넘어짐에 관계된 생체역학을 살펴보면 첫째, 사람은 미끄러워 보이는 바닥 위에서 미끄럼 가능성을 줄일 수 있는 능력을 가지고 있다. 둘째, 이러한 가능성을 줄이는 방법으로 요구 마찰계수를 최소화하기 위해 자세와 시간적 적응을 이용하여 지면 반발력을 최소화한다. 마지막으로 걸다가 미끄러운 바닥이 예견되면 전체적인 근육이 적절히 반응하여 하지 관절 모멘트가 수정되고 지면 반발력의 최소화 및 자세 조절을 통해 균형을 회복한다. 잠재적인 미끄러짐을 조절하기 위해 하지관절에서는 족관절에 비해 슬관절과 고관절에서 더 큰 모멘트가 사용된다(Cham과 Redfern, 2002).

가. 미끄럼 바닥에서의 하지관절의 운동학
발목, 무릎, 골반의 모멘트는 지면 반발력, 인체의 운동학, 대상자들의 키, 몸무게 특성을 Plagenhoef의 비례식을 사용하여 측정한다. 신체 고유의 특성 등을 기초로 계산한다(Plagenhoef 등, 1983). 미끄러운 바닥에서 산

출된 관절 모멘트와 마른 바닥에서 정상적인 이동 시 산출된 관절 모멘트 사이에는 유의한 차이가 있다. 마른 바닥에서는 초기 발뒤꿈치 닿기 후 입각기 시 족관절, 슬관절, 고관절에서의 관절 모멘트는 각각 저축굴곡, 신전, 굴곡 모멘트가 나타난다. 그러나 미끄러짐 바닥에서는 미끄러짐의 위험과 함께 발목의 저축굴곡 모멘트의 감소가 나타난다. 미끄러져 넘어지려 할 때는 발뒤꿈치를 압력중심(center of pressure: COP) 가까이로 함으로써 입각기 동안 족관절 모멘트를 매우 낮은 단계로 유지하여 보상작용을 한다. 미끄러지는 사건들 동안 슬관절과 고관절 모멘트의 정상과 다른 변화는 이 관절들이 중요한 회복 생체역학(recovery biomechanics)으로 이용되기 때문이다. 굴곡 모멘트의 변화는 입각기의 25~45% 사이에서 미끄러지는 사건 동안 슬관절에서 관찰된다. 고관절 모멘트는 같은 시간 동안 신전근군에 의해 나타난다. 즉 입각기의 45~55% 사이에서 슬관절과 고관절 운동패턴의 이차적인 보상 반응이 나타나는 것이다(Cham과 Redfern, 2001). 미끄럼 면에서의 초기 입각기 시 발목 저축굴곡 모멘트를 감소시키고 무릎 굴곡 모멘트와 고관절 신전 모멘트를 이용하여 자세를 잡는 것이다. 이것이 미끄럼 발의 이동을 증가시키지 않고 넘어짐을 방지하는 중요한 요인이다(Brady 등, 2000).

나. 미끄럼 바닥에서의 하지 운동형상학

미끄럼 평가를 위해 많이 사용되는 운동형상학적인 변수로는 입각기의 발목관절 각도(foot angle), 표준화된 보장(normalized stride length), 발뒤꿈치 닿기 동안의 뒤꿈치 속도(heel velocity)와 발의 각 가속도(angular velocity) 등이다. 미끄럼 바닥에 대한 사전 지식이 없는 대상자의 발뒤꿈치 닿기 동안의 운동형상학 결과들 사이에 유의한 차이가 없는 것으로 나타났다. 미끄러운 바닥에서 발뒤

꿈치 닿기에 이은 초기 입각기 동안(입각기 20~25%) 인체 운동학적 변수들은 마른 표면의 기록과 비슷하다. 이것으로 예측하지 못한 미끄러짐은 신체의 동요에 대한 적응이 부족하다는 것을 알 수 있다. 미끄럼 정보가 있는 경우 초기 발뒤꿈치 닿는 동안 바닥로부터 발목의 배측 굴곡각도를 줄여 접지기 발목을 지면과 가능한 가깝게 만들어 수직력(vertical loading)을 증가시키고 감속 추진력(braking impulse)을 줄이는 전략을 사용하였다. Strandberg와 Lanshammar(1981)의 연구에서는 초기 입각기의 최대 미끄럼 속도가 1~2% 이상일 때 미끄러져 넘어졌으나 .5% 정도일 경우 넘어지지 않고 균형을 유지할 수 있었다. 그리고 미끄럼 바닥에서 입각기의 1/3의 끝에서 하퇴 회전(shank rotation)은 감소되고, 족관절은 저축굴곡되고, 슬관절은 신전된다. 이때 발끝 떼기 동안의 가속 추진력(accelerating impulse)은 미끄러짐 바닥에서 유의하게 감소하였다(Marigold 등, 2002).

다. 요구 마찰계수(Required coefficient of friction)와 걷기의 관계

마찰이 적은 바닥에서 걷기 시작할 때 미끄러질 위험은 두 번째 발자국을 위한 발끝 떼기 동안 가장 크다. 그 이유는 두 번째 발자국을 위해 발끝 떼기를 하는 동안 요구되는 마찰계수가 정적 마찰계수를 초과할 때 미끄러지기 때문이다. 첫 번째 발자국의 움직임은 요구되는 마찰계수의 증가를 피하기 위하여 보장(step length)을 감소하려 한다. Bunternghit 등(2000)은 안정된 걷기에서 발뒤꿈치 닿기에 요구되는 마찰계수와 보장 사이에는 약한 상관관계가 있다고 하였다. 약한 상관관계를 보이는 이유로는 발뒤꿈치 닿기에서 요구되는 마찰계수는 발의 속도나 발뒤꿈치가 바닥에 접촉할 때의 변형에 의해 영향을 받기 쉽기 때문이라고 하였다(Grönqvist 등, 1990; James, 1983). 마찰이 적은 바닥에서 외과(malleolus)

의 수직적 변이(vertical displacement)는 마찰이 높은 바닥에서보다 크다. 그리고 마찰이 적은 바닥에서 발뒤꿈치 닿기부터 발끝 닿기까지 시간은 마찰이 높은 바닥에서보다 짧다. 그것은 조절되는 움직임이 발뒤꿈치 닿기에서 발목 저축굴곡 방향으로 관절 토크가 빨리 발생하기 때문이다. 대부분의 연구자들은 나이가 들면 다리의 움직임이 적어지며 감소된다고 지적하고, 노인들의 걸음 특징으로 보장과 유각기 발 들기(toe clearance)의 감소를 말한다(Hageman과 Blanke, 1986; Winter 등, 1990). 그럼에도 불구하고, Asaka 등(2002)의 연구에서는 마찰이 적은 바닥에서 걸을 때 큰 다리의 움직임이 요구되었다. 젊은 사람들이 마찰이 적은 바닥을 걸을 때 최대 요구 마찰계수가 감소되었고, 노인들은 요구되는 마찰계수를 조정할 수 있는 능력이 감소됨으로써 미끄러지기 쉽다고 생각할 수 있다(Lockhart, 1997)

3. 미끄럼 동요에 대응하는 신체의 반응과 균형회복을 위한 운동전략

이동하는 동안 자세의 균형과 안정성을 유지하는 것은 여러 감각계와 관절, 근육과 뼈들에 의해 위치가 조정되는 복잡한 과정이다(Johansson과 Magnusson, 1991; Nashner, 1983). 균형을 유지하기 위해서는 무게중심(center of mass; COM)을 기저면(base of support; BOS)와 압력중심내에 위치하도록 하여야 한다. 안정성을 위한 요소는 근육의 힘에 의한 신체의 억제, 기저면의 크기, 바닥면의 접촉력 등이고, 안정성을 위해 신체의 무게중심에서 아래로 내려그은 선은 기저면 안에 들어와 있어야 한다. 움직이는 동안 발의 미끄러짐에서 안정성을 위해서는 외부 감속력(external braking force)에 의해 제공되는 마찰력(friction force)이 증가되어야 한다(Pai와 Iqbal, 1999; Pai와 Patton, 1997). 서 있는 동안 중력에 대한 신체의 평형을 유지하기 위

한 다리와 체간의 3가지 전략은 발목관절 전략(ankle strategy), 고관절 전략(hip strategy), 연합된 전략(combined strategy)으로 나타낼 수 있다(Nashner, 1985; Winter, 1995). 전-후방으로 흔들리는 변이를 보상하기 위해 머리의 무게중심과 신체의 무게중심은 발목관절 전략 동안 같은 방향으로 전방 또는 후방으로 이동한다. 고관절 전략은 발목관절 전략만으로 충분한 보상이 이루어지지 않을 때 일어나며, 머리의 무게중심과 신체의 무게중심은 반대 방향으로 이동된다(Winter, 1995). 미끄럼 동요에서 가장 흔히 사용하는 운동 전략은 서핑 전략(surfing strategy)으로 팔을 앞으로, 약간 바깥으로 벌리고 자세를 낮추며 다음 발을 빨리 내딛는 방법을 말한다.

가. 미끄럼 동요에 대응하는 신체의 반응
이동하는 동안 균형의 동요를 야기하는 여러 실험에서 예기치 않게 미끄러졌을 경우 이것에 대비하기 위한 근육의 개시 잠복기(onset latency)는 146~199 ms였고, 장기간 미끄러질 경우 잠복기는 70~240 ms로 되었다(Berger 등, 1984; Eng 등, 1994; Tang 등, 1998; Tang과 Woollacott, 1998, 1999). 개시 잠복기는 고유수용성 신호에 의해 회복 반응을 확실히 제어한다. 시각계(visual system) 의한 시각 정보는 발이 미끄러운 바닥에 닿기 전에 그것에 대비한 회피 전략(avoid strategies)이나 적응 전략(accommodation strategies)을 이끈다(Patla, 1991). 회피전략은 발의 위치를 변화시키는 것, 땅과의 공간을 증가시키는 것, 걷는 방향을 바꾸는 것, 발의 유각기 속도를 조절하는 것 등이다. 적응 전략은 미끄러운 바닥 위에서 보장을 줄이는 것 같은 장기간의 변화를 동반한다. 전정계(vestibular system)는 머리의 움직임에 의존하며, 발과 머리 사이의 조직 고유점성도에 의해 완충된다. 기관의 회복하는 반응은 대퇴이두근

(biceps femoris)과 전경골근(tibialis anterior)이 비복근(gastrocnemius)과 대퇴직근(rectus femoris)보다 먼저 반응하는 것으로 나타났다. 전경골근과 대퇴이두근이 일찍 활성화되는 것은 기저면을 몸의 하부로 낮추는 결과로써 발목과 무릎관절을 굴곡하도록 한다(Marigold와 Patla, 2002). Cham과 Redfern(2001)은 슬관절 굴곡 모멘트는 미끄러지는 동요에서 회복하려는 반응의 일부분으로써 생산된다는 것을 보여주었다. 미끄러짐 동요가 있을 때 유각기 궤적을 수정하지 않는다면, 유각기를 빨리 마치고 양하지 지지(double support)를 함으로써 기저면을 넓혀 안정성을 증가시킨다. 상지에서는 미끄러지는 동요에 대응하고 무게중심의 안정성을 보장하기 위해 팔을 들어올리는 전략이 관찰된다. 팔의 움직임에 의해 발생된 반발력(reaction force)과 모멘트는 서 있는 자세 동안 무게중심 전체에서 수동적으로 사용될 수 있다(Patla 등, 2000). 팔의 움직임 변화를 위한 근 활성화 반응은 운동학적 변화를 선행한다. 팔 거상 전략(arm elevation strategy)은 미끄러운 동요의 상태가 반복될수록 더 크고 빠르게 나타난다. You 등(2001)은 미끄러지는 것으로부터 회복하기 위해 사람들은 팔 거상 전략을 사용한다라고 하고, Tang와 Woollacott(1998)는 젊은 성인보다 나이가 든 성인에서 더 자주 사용한다고 하였다. 표면 상태에 대한 사전 지식은 미끄러운 바닥에 발이 닿을 때 그것에 대한 대비를 할 수 있도록 한다. 정상적으로 이동하는 동안의 걸음걸이 패턴은 선행적 경험에 의한 것이다. 안정성 향상을 위해 무게중심의 위치를 바꾸는 것은 뒤쪽에서 어떤 힘에 의해 밀렸을 때 균형을 잡기 위해 몸을 뒤로 향하려는 것과 같다. 미끄러질 경우를 최소화하기 위한 발 공간 지각력(foot orientation)의 변화와 균형 조절을 위한 안정성 한계의 변화가 안정성을 증가시킨다(Marigold와 Patla, 2002). 기저면의 안정성

한계에 대한 인식의 증가는 불안정한 바닥에서 회복을 촉진시킬 수 있다(Maki 등, 1999). Robinovitch 등(1996)과 Hsiao와 Robinovitch(1998)는 서 있는 동안 갑자기 넘어질 때 일반적인 보호 반응을 연구했다. 그들은 젊은 대상자들이 매트리스 위에서 있을 때의 신체 분절의 움직임을 측정하고, 매트리스를 갑자기 이동시킬 때 넘어지지 않도록 지시하였다. 대상자들은 매트리스를 옆이나 뒤로 움직였을 때(옆이나 앞으로 넘어짐)보다 앞쪽으로 이동시켰을 때(뒤로 넘어짐)가 2배정도 더 잘 넘어졌다.

나. 미끄러짐의 회복(slip-recovery)을 위한 전략

미끄러질 때에는 슬관절 굴곡 모멘트와 고관절 신전 모멘트의 증가가 우세하게 나타나고, 족관절은 넘어지는 동안에 수동적 관절로써 나타난다. 슬관절과 고관절 모멘트에 의해 교정되어 움직이는 과정은 슬관절 굴곡 반응을 증가시키고, 대상자들이 하퇴(shank)를 전방으로 회전시키며 미끄러짐에서 회복되도록 한다. 대상자들이 바닥의 상태를 알지 못할 때, 그들은 미끄러운 바닥을 예상하고, 미끄러질 가능성을 감소시키기 위해 더 조심성 있는 걷기 패턴을 사용한다(Cham과 Redfern, 2002). Runge 등(1999)은 지지하고 있는 바닥을 다양한 속도로 후방으로 이동시킬 때의 반응에서 족관절과 고관절 모멘트를 조사하였는데, 족관절 전략은 속도를 달리한 모든 상태의 동요에서 나타났고, 지지면을 빠르게 이동시켰을 때 족관절 전략은 증가된 고관절 전략과 짝을 이루었다(Runge 등, 1999). Horak와 Nashner(1986)에 의한 다른 연구는 지지면을 이동시키는 동안 자세 전략에서 지지면 길이의 효과(발 길이와의 관계)를 실험했는데, 짧은 지지면에서 고관절 전략이 우세하게 나타나고 족관절은 일반적으로 둔감하며, 정상 길이의 지지면에서는 족관절 근육이 주요

하게 사용되었다고 하였다. 이것으로 대상자들은 순수한 족관절 반응에서 하지관절 모멘트의 복잡한 연합과 함께 순수한 고관절 반응까지의 교정 전략 변화에 대한 광범위한 적응력을 가지고 있다는 것을 나타낸다. 동요의 시작, 동요 동안 몸의 역학(이동하는 동안, 체중이 발에 완전히 옮겨지기 전에 미끄러지는 것 등)과 신발과 바닥 사이에서 지면 반발력의 특성(실제 미끄러지는 사건 동안 마찰력의 부족) 등의 초기 자세 반응을 포함한 인자들은 대상자들에 의해 사용된 수정 반응의 형태에 영향을 준다. Cham과 Redfern(2001)은 미끄러지는 동안 슬관절과 고관절에서의 수정된 움직임의 발생을 측정된 반응시간은 하지관절에서의 활성 모멘트(active moments)는 동요 적용 후 약 150~200 ms라고 하였다. 발뒤꿈치 닿기를 할 때 미끄러지는 동요(slipping perturbation)의 초기를 조사한 연구의 결과에서도 미끄러짐에서 회복하려는 몸에 의해 나타나는 수정 행동의 시작은 입각기의 약 25%에서 나타나 45%까지(평균 뒤꿈치 닿기 후 190~350 ms 사이) 지속되는 것으로 나타났다. 어떤 연구자들은 미끄러지는 거리가 10 cm 이상이면 넘어질 것이라고 하였고, 미끄러지는 발의 최대 속도가 50 cm/s 이상일 때 넘어짐을 유발한다고 하였으나(Perkins, 1978; Strandberg와 Lanshammar, 1981), 다른 연구자들은 10 cm 이상 미끄러져도 회복될 수 있고, 발의 최대 미끄럼 속도가 50 cm/s 이상 되어도 넘어지지 않고, 회복할 가능성이 있다고 하였다(Brady 등, 2000). 이 기준의 차이는 실험방법이나 조건의 차이에 의해 나타났을 가능성이 있고, 이들 연구자들 사이에 넘어짐에 대한 명확한 정의가 되어 있지 않았기 때문일 수도 있다. Perkins(1978)와 Strandberg와 Lanshammar(1981)의 대상자들은 신발을 착용하였고, 바닥이 미끄럽다는 것을 사전에 알았다. Brady 등(2000)의 연구대상자들은 맨발

이었고, 바닥의 상태를 미리 알지 못하게 했다. 이 연구에서는 미끄러져 넘어질 때 바닥에 부딪치는 것을 막기 위한 안전끈(harness rope)에서 얻어진 힘을 측정한 것이 체중×시간의 8%보다 적으면 회복할 수 있는 미끄럼으로 분류하였다. 이 경우에 나타나는 다른 문제는 적은 양이지만 도움을 주었던 안전끈이 없이도 대상자들이 미끄러짐 회복(slip-recovery)이 가능한지 여부이다. 지금까지의 연구들은 생체역학적으로 미끄러짐에 대한 적절한 저항은 발뒤꿈치 닿기에서 일어나는 발뒤꿈치와 발바닥의 자극에서 찾으려 하였다(Grönqvist 등, 1989; Redfern와 Bidanda, 1994; Wilson, 1990). 전방으로 미끄러지는 것은 발뒤꿈치 닿기 직후 시작되고, 입각기 후에 수정 반응이 나타나는 것은 미끄러짐이 발생한 후 회복에 영향을 주는 1차적인 요인이 된다.

III. 결론

미끄러짐은 일상생활에서 흔한 일은 아니지만 넘어짐으로 이어졌을 때 위험한 사고를 초래할 잠재적인 위험성이 큰 사건이다. 특히 노인의 경우 미끄러져 넘어짐은 사망을 초래할 수 있어 아주 위험한 일로 간주되며 주의가 요구된다. 발의 수평력이 발과 바닥 표면 사이의 마찰력을 넘어서서 제공될 때를 미끄러짐이라 한다(Asaka 등, 2002). 노인들은 걷기를 시작할 때와 끝날 때 또는 방향을 전환할 때 종종 넘어지므로, 마찰이 적은 바닥에서의 보행에 대한 연구는 노인의 낙상에 도움을 줄 수 있다(Ashley 등, 1977). 걷기에 필요한 생체역학, 감각계, 신경근계 요소들은 인간적 요인이고, 환경요인으로 가장 중요한 것은 신발과 바닥의 마찰 특성과 재료 특성이다. 과제를 수행할 때 필요한 마찰이 신발과 바닥 사이의 마찰력(예를 들면 측정된 마찰 계수)을 넘어서면 미끄러질 위험성이 증

가하는 것이 인간과 환경요소 사이의 상호관계의 예라고 할 수 있다(Hanson 등, 1999). 이러한 관점에서 바닥과 신발의 적절한 마찰력이 미끄러짐을 예방할 수 있는 중요한 요소 중 하나가 된다. 생체역학적인 측면에서 미끄러짐과 요구 마찰계수 사이의 관계는 많이 연구되어졌다(Chaffin 등, 1992; Lanshammar와 Strandberg, 1981; Strandberg, 1983). 요구 마찰계수를 낮추기 위하여 발의 속도와 발의 수평력을 낮추며 보장의 감소가 필요하다고 하였다(Lockhart, 1997; Swensen 등, 1992). 미끄럼 동요에서 가장 흔히 사용하는 운동 전략은 서핑 전략(surfing strategy)으로 팔을 앞으로, 약간 바깥으로 벌리고 자세를 낮추며 다음 발을 빨리 내딛는 방법을 사용한다. 이러한 적응은 발이 미끄러지지 않도록 족관절의 저축굴곡근의 움직임과 힘을 제한시켜 가능한 적은 모멘트를 생산하고 슬관절 굴곡근과 고관절 신전근 모멘트를 증가시켜 신체의 동요에 대한 교정이 일어난다.

위에서 살펴본 것같이 미끄럼과 넘어짐 손상을 조절하기 위해서는 다면적 접근이 필수적이다. 미끄럼 상황에서 안정성을 유지하기 위해서는 바닥면의 재질, 신발면의 재질과 특성, 환경적인 요소, 행동적인 요소가 상호 적절하게 조화를 이루어야 가능하다. 이 중 어느 한가지 요소만 이상이 있더라도 자세 안정성은 깨져 넘어짐으로 이어질 것이다. 앞으로의 연구에서는 이러한 요소에 대한 통합적 접근이 필요할 것이고 기본적으로 마찰 물리학, 생체역학, 자세조절과정에 대한 접근 모형이 필요할 것이다.

인용문헌

Asaka T, Saito H, Yoshida N, et al. Relationship between the required coefficient of friction and gait initiation in young adults on a low friction floor.

J Phys Ther Sci. 2002;14:33-39.
Ashley MJ, Gryfe CI, Amies A. A longitudinal study of falls in an elderly population II. Some circumstances of falling. *Age Ageing*. 1977;6:211-220.
Bell JL, Gardner LI, Landsittel DP. Slip and fall-related injuries in relation to environmental cold and work location in above-ground coal mining operations. *Am J Ind Med* 2000;38(1):40-48.
Bentley TA, Haslam RA. Slip, trip and fall accidents occurring during the delivery of mail. *Ergonomics*. 1998;41(12):1859-1872.
Berg K. Balance and its measure in the elderly: A review, *Physiotherapy in Canada*. 1989;41:240-245.
Berg KO, Maki BE, Williams JI, Holliday PJ, et al. Clinical and laboratory measures of postural balance in an elderly population. *Arch Physical Med Rehabil*. 1992b;73:1073-1080.
Berg KO, Wood-Dauphine SL, Maki BE. Measuring balance in the elderly: Validation of an instrument. *Can J Public Health*. 1992a;83:7-11.
Berger W, Dietz V, Quintern J. Corrective reactions to stumbling in man: Neuronal co-ordination of bilateral leg muscle activity during gait. *J Physiol (Lond)*. 1984;357:109-125.
Brady RA, Pavol MJ, Owings TM, et al. Foot displacement but not velocity predicts the outcome of a slip induced in young subjects while walking. *J Biomech*. 2000;33(7):803-808.
Bunternghit Y, Lockhart T, Woldstad JC, et al. Age related effects of transitional floor surfaces and obstruction of transi

- tional floor surfaces and obstruction of view on gait characteristics related to slips and falls. *Int J Ind Ergon.* 2000;25:223-232.
- Campbell AJ, Reinken J, Allan BC, et al. Falls in old age: A study of frequency and related clinical factors. *Age Ageing.* 1981;10:264-270.
- Chaffin DB, Woldstad JC, Trujillo A. Floor/shoe slip resistance measurement. *Am Ind Hyg Assoc J.* 1992;53:283-289.
- Cham R, Redfern MS. Lower extremity corrective reactions to slip events. *J Biomech.* 2001;34:1439-1445.
- Cham R, Redfern MS. Changes in gait when anticipating slippery floors. *Gait & Posture.* 2002;15:159-171.
- Cumming RG, Klineberg RJ. Fall frequency and characteristics and the risk of hip fractures. *J Am Geriatr Soc.* 1994;42:774-778.
- Eng JJ, Winter DA, Patla AE. Strategies for recovery from a trip in early and late swing during human walking. *Exp Brain Res.* 1994;102:339-439.
- Fugl-Meyer AR, Jääskö L, Leyman O, et al. The post-stroke hemiplegic patient. A method for evaluation of physical performance. *Scand J Rehabil Med.* 1975;7:13-31.
- Gard G, Lundborg G. Pedestrians on slippery surfaces during winter—methods to describe the problems and tests of anti-skid devices. *Accid Anal Prev.* 2000;32:455-460.
- Grönqvist R, Roine J, Jarvinen E. An apparatus and a method for determining the slip resistance of shoes and floors by simulation of human foot motions. *Ergonomics.* 1989;32(8):979-995.
- Grönqvist R, Roine J, Korhonen E, et al. Slip resistance versus surface roughness of deck and other underfoot surfaces in slips. *J Occup Accid.* 1990;13:291-302.
- Grönqvist R, Abeyssekera J, Gard G, et al. Human-centered approaches in slipperiness measurement. *Ergonomics.* 2001;44(13):1167-1199.
- Grönqvist R, Hirvonen M, Rajamaki E, et al. The validity and reliability of a portable slip meter for determining floor slipperiness during simulated heel strike. *Accid Anal Prev.* 2003;35:211-225.
- Hageman PA, Blanke DJ. Comparison of gait of young women and elderly women. *Phys Ther.* 1986;66:1382-1387.
- Hanson JP, Redfern MS, Mazumdar M. Predicting slips and falls considering required and available friction. *Ergonomics.* 1999;42(12):1619-1633.
- Hirvonen M, Leskinen T, Grönqvist R, et al. Detection of near accidents by measurement of horizontal acceleration of the trunk. *Int J Ind Ergon.* 1994;14:307-314.
- Hirvonen M, Leskinen T, Grönqvist R, et al. Occurrence of sudden movements at work. *Safety Science.* 1996;24:77-82.
- Horak FB, Nashner LM. Central programming of postural movements: Adaptation to altered support-surface configurations. *J Neurophysiol.* 1986;55(6):1369-1381.
- Hsiao ET, Robinovitch SN. Common protective movements govern unexpected falls from standing height. *J Biomech.* 1998;31:1-9.
- James DL. Rubbers and plastics in shoes

- and flooring: The importance of kinetic friction. *Ergonomics*. 1983;26:83-99.
- Johansson R, Magnusson M. Human postural dynamics. *Biomed Eng*. 1991; 18:413-437.
- Kauffmann TL. *Geriatric Rehabilitation Manual*. Philadelphia, Churchill Livingstone, 1999.
- Lanshammar H, Strandberg L. The dynamics of slipping accidents. *J Occup Accid*. 1981;3:153-162.
- Leamon TB, Li KW. Microslip length and the perception of slipping. Paper presented at the 23rd International Congress on Occupational Health. September, Montreal, Canada. 1990; 22-28.
- Leamon TB, Murphy PL. Occupational slips and falls: More than a trivial problem. *Ergonomics*. 1995;38:487-498.
- Lloyd DG, Stevenson MG. Investigation of floor surface profile characteristics that will reduce the incidence of slips and falls. *Mech Eng Trans Inst Eng*. 1992;ME17(2):99-105.
- Lockhart TE. The ability of elderly people to traverse slippery walking surfaces. *Proceedings of the Human Factors and Ergonomics Society 41st Annual Meeting*. 1997;1:125-129.
- Lord SR, Clark RD, Webster IW. Physiological factors associated with falls in elderly population. *J Am Geriatr Soc*. 1991;39(12):1194-1200.
- Maki BE, McIlroy. Postural control in the older adult. *Clin Geriatr Med*. 1996; 12:635-658.
- Maki BE, Perry SD, Norrie RG, et al. Effect of facilitation of sensation from plantar foot-surface boundaries on postural stabilization in young and older adults. *J Gerontol Biol Sci Med Sci*. 1999;54A:M281-M287.
- Marigold DS, Patal AE. Strategies for dynamic stability during locomotion on a slippery surface effects of prior experience and knowledge. *J Neurophysiol*. 2002;99:339-353.
- Mathias S, Nayak USL, Isaacs B. Balance in the elderly patient. The get up and go test. *Arch Physical Med Rehabil*. 1986;67:387.
- McVay EJ, Redfern MS. Rampway safety: Foot forces as a function of rampway angle. *Am Ind Hyg Assoc J*. 1994;55: 626-634.
- Morach B. Quantifizierung des Ausgleitvorganges beim menschlichen Gang unter besonderer Berücksichtigung der Aufsetzphasen des Fusses, Fachbereich Sicherheitstechnik der Bergischen Universität - Gesamthochschule Wuppertal, Doctoral dissertation(in German). 1993.
- Myung R, Smith JL. The effect of load carrying and floor contaminants on slip and fall parameters. *Ergonomics*. 1997; 40:235-246.
- Nashner LM. Analysis of movement control in man using the movement platform. In: Desmedt E. *Motor Control Mechanisms in Health and Disease*. New York, Raven Press. 1983:607-619.
- Nashner LM. Conceptual and biomechanical models of postural control. In: Igarashi X, Black X. *Vestibular and Visual Control of Posture and Locomotor Equilibrium*. Basel, Karger, 1985:1-8.
- Nyberg L, Gustafson Y, Berggren D, et al.

- Falls leading to femoral neck fracture in lucid older people. *J Am Geriatr Soc.* 1996;44:156-160.
- Pai YC, Patton J. Center of mass velocity-position predictions for balance control. *J Biomech.* 1997;30:347-354.
- Pai YC, Iqbal K. Simulated movement termination for balance recovery: Can movement strategies be sought to maintain stability in the presence of slipping or forced sliding? *J Biomech.* 1999;32:779-786.
- Patla AE. Visual control of human locomotion. In: Patla AE. *Adaptability of Human Gait: Implications for the Control of Locomotion* Amsterdam, Elsevier, 1991:55-97.
- Patla AE, Winter DA, Ishac MG. Joint stability and not control of center of mass takes precedence during voluntary arm movements from standing posture. *Arch Physiol Biochem.* 2000;108:211.
- Perkins PJ. Measurement of slip between the shoe and ground during walking. In: Anderson C, Senne J. *Walkway Surfaces: Measurement of Slip Resistance.* ASTM STP 649 Baltimore, MD: American Society for Testing and Materials. 1978:71-87.
- Plagenhoef S, Evans FG, Abdelnour T. Anatomical data for analyzing human motion. *Res Q for Exerc Sport.* 1983; 54(2):169-178.
- Podsiadlo D, Richardson S. The timed up and go: A test of basic functional mobility for fall elderly persons. *Journal of American Geriatric Society.* 1991;39:142-148.
- Redfern MS, Bidanda B. Slip resistance of the shoe-floor interface under bio-mechanically-relevant conditions. *Ergonomics.* 1994;37(3):511-524.
- Redfern MS, DiPasquale J. Biomechanics of descending ramps. *Gait and Posture* 1997;6(2):119-125.
- Redfern MS, Rhoades TP. Fall prevention in industry using slip resistance testing. In: Bhattacharya A, McGlothlin JD. *Occupational Ergonomics, Theory and Applications* New York, Basle, 1996:463-476.
- Robinovitch SN, Hsiao E, Kearny M, et al. Analysis of movement strategies during unexpected falls. Presentation at the 20th Annual Meeting of the American Society of Biomechanics. Atlanta, Georgia, 1996;October:17-19.
- Runge CF, Shupert CL, Horak FB, et al. Ankle and hip postural strategies defined by joint torques. *Gait & Posture.* 1999;10(2):161-170.
- Strandberg L, Lanshammar H. The dynamics of slipping accidents. *J Occup Accid* 1981;3:153-162.
- Strandberg L. On accident analysis and slip-resistance measurement. *Ergonomics.* 1983;26:11-31.
- Strandberg L. The effect of conditions underfoot on falling and overexertion accidents. *Ergonomics.* 1985;28:131-147.
- Swensen E, Purswell J, Schlegel R, et al. Coefficient of friction and subjective assessment of slippery work surfaces. *Human Factors.* 1992;34:67-77.
- Tang PF, Woollacott MH. Inefficient postural responses to unexpected slips during walking in older adults. *J Gerontol Med Sci.* 1998;53:471-480.

- Tang PF, Woolacott MH. Phase-dependent modulation of proximal and distal postural responses to slips in young and older adults. *J Gerontol Med Sci.* 1999;54:89-102.
- Tang PF, Woolacott MH, Chong RKY. Control of reactive balance adjustments in perturbed human walking: Roles of proximal and distal postural muscle activity. *Exp Brain Res.* 1998;119:141-152.
- Tinetti ME, Williams TF, Mayewski R. Fall risk index for elderly patients based on number of chronic disabilities. *Am J Phys Med.* 1986;80:429-434.
- You JY, Chou YL, Lin CJ, et al. Effect of slip on movement of body center of mass relative to base of support. *Clin Biomech.* 2001;16:167-173.
- Wilson MP. Development of SATRA slip test and tread pattern design guidelines. American society for testing and materials. In: *Slips, Stumbles, and Falls: Pedestrian Footwear and Surfaces.* ASTM Special Technical Publication. 1990;1103:113-123.
- Winter DA, Patla AE, Frank JS, et al. Biomechanical walking pattern changes in the fit and healthy elderly. *Phys Ther.* 1990;70:340-347.
- Winter DA. *Anatomy, Biomechanics and Control of Balance during Standing and Walking.* Ontario, University of Waterloo, 1995.