

멈춤 유형에 따른 노인 보행의 생체역학적 변화

이재훈¹ · 류지선¹

¹ 한국체육대학교 스포츠건강복지학부 스포츠건강관리

Biomechanical Alternation of the Elderly Depending on the Type of Gait Termination

Jae-Hoon Yi¹ · Ji-Seon Ryu¹

¹ Sport & Health Management Major, School of Sport Health & Welfare, Korea National Sport University, Seoul, Korea

Received 29 April 2011; Received in revised form 11 May 2011; Accepted 21 June 2011

ABSTRACT

The purpose of this study was to verify the difference in biomechanical variation and pattern of the lower limb between planned and unexpected termination, which is related to the prevention of fatal fall in the elderly. Therefore, selected twenty subjects for each group which composed of females(age: 73.5±4.63 year, height: 153.2±6.46 cm, body mass: 58.98±5.82 kg) and women(age: 23.4±2.5 year, height: 164.65±3.9 cm, body mass: 58.47±5.53 kg) in their twenties. As a result, lower limb's extension moment and power were increased significantly in statistics($p<.05$). Also, knee joint power showed instant changes from concentric contraction to eccentric contraction and hip joint power from eccentric contraction to concentric contraction. During unexpected termination there were dramatical increase in eccentric contraction and power($p<.05$). In both planned and unexpected termination, ankle joint moment were higher in young group, but the moment of the hip joint were higher in the elderly group($p<.05$). In contrast to younger group, there were no changes in knee extension moment in elderly group($p<.05$). but showed relatively higher hip joint extension moment and power($p<.05$).

Keywords : Planned Termination, Unexpected Termination, Joint Power

I. 서론

낙상은 노인에게서 빈번히 일어나는 상해중 하나이며 낙상으로 인한 외상뿐만 아니라 낙상을 경험한 노인은 낙상에 대한 공포로 인해 자신감을 상실하고 일상생활에서 낙상이 일어날 확률이 높은 활동을 스스로 자제하게 된다(Tinetti, Mendes de Leon, Doucette & Baker, 1994).

65세 이상 노인의 약 30%정도가 매년 낙상을 경험하게 된다고 보고되며, 이러한 낙상으로 인한 갑작스런 상해는 65세이상 노인이 죽음에 이르는 상해들 중에서 6위를 차지할 정도로 빈

번히 일어난다(Overstall, Exton-Smith, Imms & Johnson, 1977).

노인들 사이에서 낙상은 연부조직 손상과 요골, 상완골, 대퇴경 골절을 유발하며 결과적으로 죽음에 이르게 할 수도 있다(Kennedy & Coppard, 1987). 또한 낙상으로 인한 상해가 유발되지 않을 지라도 낙상에 대한 두려움을 상승시켜 활동성을 저하시키며 결과적으로 근력을 감소시키고 정상적인 자기보호 활동에서 독립성을 감소시키는 원인이 된다(O'Loughlin, Robitaille, Boivin & Suissa, 1993).

한국생활안전연합에 따르면 2007년 9월27일부터 28일에 서울지역 65세 이상 노인 357명(평균연령 74.8세)을 대상으로 '노인 낙상사고 실태 조사'를 실시한 결과 노인 10명 중 8명 (28명, 79.3%)이 낙상사고를 경험한 적이 있으며 이중 여성 68.2%, 남성 32.8%가 낙상사고를 경험하여 여성이 남성에 비해 2배 이상 사고 경험이 많은 것으로 보고하였다. 또한 전체 사고 경험자 중 51.4%가 실내 낙상사고를, 77.9%가 실외 낙상사고를 경

이 논문은 이재훈(2010)의 박사학위논문 중 일부를 발췌한 논문임.
Corresponding Author : Ji-Seon Ryu
Sport & Health Management Major, School of Sport Health & Welfare,
Korea National Sport University, 88-15 Oryun-dong, Songpa-gu, Seoul, Korea
Tel : +82-2-410-6822 / Fax : +82-2-418-1877
E-mail : jiseon@knsu.ac.kr

험한 것으로 나타나 실외에서 낙상사고를 더 많이 겪는 것으로 나타났으며, 이중 실외 낙상사고는 절반 이상이 일반도로(57.3%), 공공시설(20.7%), 공원(20.0%)순으로 발생했다고 보고하였다(Statistics Korea, 2007).

이와 같이 노인 낙상 발생률은 현재 증가추세에 있으며 남성보다는 여성에게 실내보다는 실외에서 크게 나타나 노인이 위험한 보행환경에 노출되면 예기치 못한 정지(sudden stop)가 주변의 지형, 지물에 따라 심각한 낙상으로 이어져 치명적인 상해를 초래할 가능성이 크다고 할 수 있다.

Tinetti, Speechly와 Ginter (1988)은 노인들에게 빈번히 일어나는 낙상은 부적절한 자세로 신체의 균형을 무너뜨리면서 보행을 종료하게 될 때 빈번히 발생한다고 보고하였으며, Cao, Ashton-miller, Schultz와 Alexander (1998)는 보행 중 예기치 못한 장애물이 나타났을 때 장애물을 회피하기 위해 멈출 수 있는 시간이 충분하지 못할 경우 낙상이나 충돌에 의한 상해의 발생률이 증가하게 되므로 보행시 안정성에 위협을 주는 다양한 환경변화 중에서 상해와 가장 밀접한 관계를 갖고 있는 것은 보행중단이라고 보고하였다. 그러므로 보행 시 보행중단을 일으키는 멈춤 유형에 따른 하지의 생체역학적 변화를 고찰함으로써 노인의 멈춤 보행 특성을 이해하는 것은 낙상 예방에 도움이 될 것이다.

보행중단은 일반적인 보행과 달리 전방으로 가속되고 있는 신체의 가속도를 한쪽 하지를 이용하여 정지해야하고 주로 선행하는 다리에 의존하여 보행을 종료해야 하며 마지막 스텝에서 자신의 보행속도의 90%정도를 줄여야 한다. 그러므로 보행중단 시 선행하는 하지의 관절에 작용하는 부하가 증가하게 된다(Bishop, Brunt, Pathare & Patel, 2004). 이러한 변화는 하지근력 및 안정성이 떨어지는 노인에게는 매우 어려운 과제이며(Tirosh & Sparrow, 2004), 급격한 CoG의 변화에 의해 불안정성이 증가하게 되어 결과적으로 낙상을 유발할 수 있다(Jian, Winter, Ishac & Gilchrist, 1993).

또한 이와 같은 변화는 예측되지 않은 상황에서 급작스럽게 보행을 종료할 때 하지의 감속력이 빠르게 나타나기 때문에(Bishop, Pathare & Patel, 2002) 예측된 상황보다 예측되지 않은 상황에서 보행을 종료할 때 보행중단에 따른 낙상과 같은 상해가 발생할 가능성이 더욱 높게 나타난다(Cao, et al, 1998).

그러므로 보행중단 시 하지관절의 생체역학적 변화와 패턴을 분석하고 특히 인지와 비인지 보행중단 시 각각의 유형에 따른 차이를 비교하여 멈춤이 어떻게 통제되고 수행되는지 이해할 수 있다면 이에 대한 적절한 교정을 통해 노인의 낙상횟수를 줄일 수 있을 것이라 판단된다(Braun, 1998).

그동안의 선행연구들은 대부분 보행 중단 시 대상자들에게 두 발을 모은 상태로 멈출 것을 요구하여 실제 일상생활에서 이루어

지는 한발을 이용하여 정지하는 정지 패턴을 충분히 설명하지 못한다. 그리고 보행중단이 동일한 장소에서 이루어져 대상자들이 반복적인 동작에 의한 학습효과로 인해 변화될 수 있는 정지 패턴의 통제가 적절히 이루어지지 않았으며, 특히 노인인구가 급속도로 증가하고 있어 심각한 사회문제로 대두되고 있는 낙상을 유발할 수 있는 보행중 멈춤에 관련된 연구가 국내의 경우 매우 미비한 실정이다. 그러므로 보행 시 보행중단을 일으키는 멈춤 유형에 따른 하지의 생체역학적 변화를 고찰함으로써 노인의 멈춤 보행 특성을 이해하는 것은 낙상 예방에 도움이 될 것이다.

따라서 이 연구는 노인에게 빈번히 일어나는 치명적인 낙상 예방을 위하여 멈춤 유형(인지, 비인지)에 따라 변화되는 하지관절의 생체역학적 변화와 패턴 및 이에 대한 노인과 성인의 패턴 차이를 구명하는데 그 목적이 있다.

II. 연구 방법

1. 연구 대상자

이 실험의 연구 대상자는 최근 6개월 간 하지에 정형 외과적 병력이 없는 65세 이상 여성 노인 20명(연령: 73.5 ± 4.63 year, 신장: 153.2 ± 6.46 cm, 체중: 58.98 ± 5.82 kg)과 20대 성인 여성 20명(연령: 23.4 ± 2.5 year, 신장: 164.65 ± 3.9 cm, 체중: 58.47 ± 5.53 kg)을 선정하였으며, 실험에 앞서 대상자들에게 실험의 목적과 중요성 및 실험 절차에 대한 충분한 이해를 구하고 실험참여 동의를 획득한 후 실험을 실시하였다.

2. 실험 장비 및 규약

보행중단 시 대상자들의 동작을 촬영하기 위해 Qualisys (Sweden)사의 Proreflex MCU 240 적외선 카메라 7대를 사용하였으며, 이때의 샘플링 율은 100 Hz로 설정하였다. 지지 순간 충격력을 측정하기 위하여 Kistler(Switzerland)사의 Type 9286AA 지면반력기(force plate)를 보행 중단이 일어나는 보행주로 중앙에 설치하였으며, 이때 지면반력의 샘플링 율은 1000 Hz/sec로 설정하고 영상장비와 상호 동조하여 자료를 획득하였다. 실험에 앞서 자연스러운 보행동작을 유도하기 위하여 충분한 연습 후 본 실험을 실시하였다. 또한 예기치 못한 보행중단을 유도하기 위해 뒤쪽이 보이지 않도록 자체 제작한 중벽(C지점)을 설치하고, 보행주로 쪽으로 압축 공기가 나오도록 공기압축기 (air-compressor)를 설치하였다(Figure 1).

이때 보행 속도는 대상자가 선호하는 속도(self-selected speed)로 실시하여 대상자간 통제하지 않았다.

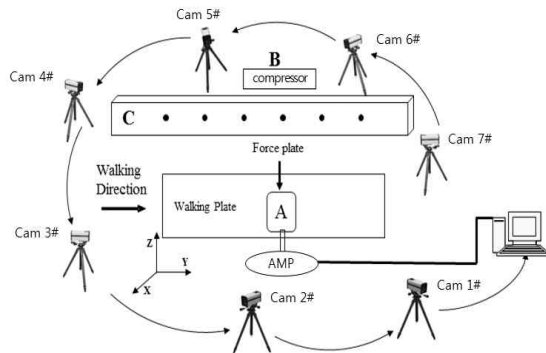


Figure 1. Experimental equipments



E1 : heel contact, E2 : stop

P1 : stop phase

Figure 2. Phase and events

3. 실험 절차

보행 측정에 앞서 대상자 신체의 해부학적 정렬 상태를 측정하기 위해 스탠딩 캘리브레이션(standing calibration)을 실시한 후 본 실험을 실시하였다.

본 실험에서 일반적인 인지 멈춤 유형은 지면반력기가 있는 A 지점에 자연스럽게 멈추도록 요구하였으며<Figure 1-A>, 예기치 못한 보행중단을 유도하기 위해 대상자들이 보행을 하는 동안 보행주로 전측면에서 압축공기가 나오도록 사전에 장비를 설치하여 보행을 중단하도록 유도하였다<Figure 1-B>. 특히 대상자가 실험을 하는 동안 반복적인 동작에 의한 학습이 되지 않도록 보행주로를 이동하는 동안 압축공기가 나와서 보행을 중단하는 것과 그렇지 않은 정상적인 보행을 무작위로 실시하였으며, 또한 압축공기가 나오는 위치를 다양하게 변화시켜 보행중단이 일어나는 위치를 무작위로 변화시켰으며<Figure 1-C>, 이렇게 촬영된 데이터 중에서 지면반력기 위에서 보행중단이 일어났을 때의 데이터만 선별하여 연구변인 분석에 사용하였다.

보행중단 시의 운동역학적 변인 산출을 위하여 모든 데이터 중에서 정지하는 마지막 발(원발)이 지면반력기를 밟은 시기의 자료만을 획득하여 분석하였다(Figure 2).

마지막 발에서 자신의 신체속도의 약 90%를 감속하는 보행중단의 특성상 획득된 원 자료는 마지막 발(원발)의 뒤꿈치가 지면반력기에 닿는 시점인 Event1부터 신체가 완전히 정지하는 순간인 Event2까지의 지지국면만을 분석하였으며, 각 대상자의 부자연스러운 동작(비인지 보행중단 시 정지하지 못하고 추가 스텝을 밟거나, 정지가 일어날 장소를 예측하고 보행속도를 사전에 감속한 경우)이라고 판단되는 시도(trial)를 제외하고 대상자 별 인지과 비인지 보행중단 각각 3개씩의 동작을 분석하였다.

4. 자료 처리

7대의 카메라에서 들어온 2차원 평면상의 데이터는 NLT(Nonlinear transformation) 방식으로 3차원 좌표화 하였으며, Qualisys 사의 Qualisys Track Manager 프로그램을 이용하여 위치 좌표(raw data)를 획득하였다.

이렇게 얻은 데이터는 노이즈에 의한 오차를 제거하기 위하여 저역통과필터(low-pass filtering)를 이용하여 필터링(filtering) 하였으며, 필터링 시 발생하는 위상지연(phase lag)을 제거하기 위하여 버터워스 2차 양방필터(second order butterworth bidirectional Filter)를 사용하였다. 이때 차단주파수(cut-off frequency)는 일반 보행에 비하여 순간적으로 신체를 정지해야 하는 비인지 멈춤 유형의 특성상 Matlab 6.5를 이용하여 FFT(fast fourier transformation)를 이용한 주파수를 분석한 후 PSD(power spectrum density)를 계산하고 99.9%에 해당하는 신호력을 갖는 9Hz로 차단주파수를 설정하였다.

이렇게 획득된 자료는 Visual3D software(C-motion Inc., USA)를 이용하여 인체 분절을 모델링하고 산출한 평균치를 사용하였으며, 각 대상자 간 표준화를 위해 대상자 별 국면의 프레임수를 국면의 소요시간으로 나눠 백분율로 나타냈다.

5. 통계 처리

Visual 3D 프로그램을 통해 얻어진 운동역학적 데이터는 집단 간에 각 변인의 변화 유형을 비교하기 위해 양상불 그래프를 사용하였으며, 두 집단 및 멈춤 유형에 따른 통계적 차이를 검증하기 위하여 일원 변량분석(One-Way ANOVA)을 실시하였다. 본 연구 설계에 사용될 독립변인은 연령(노인/성인)과 멈춤 유형(인지/비인지)으로 설정하였다. 이때 통계적 유의 수준은 $\alpha=0.05$ 로 설정하였고 원활한 통계 분석을 위하여 SPSS 12.0 통계 패키지를 이용하였다.

III. 결 과

1. 발목 관절의 운동역학적 변인

멈춤 유형에 따른 발목의 최대 발바닥 굽힘 모멘트는 노인과 성인집단 모두 UT(unexpected termination) 유형이 PT(planned termination) 유형에 비하여 크게 나타났으며, 이러한 평균차이는 노인과 성인집단 모두 유의한 차이가 있는 것으로 나타났다($p=.001$). 노인과 성인집단에 따른 최대 발바닥 굽힘 모멘트는 두 가지 멈춤 유형 모두 성인이 노인에 비하여 크게 나타났으나, PT 유형 시는 유의한 차이가 없는 것으로($p=.213$), UT 유형은 유의한 차이가 있는 것으로 나타났다($p=.003$)(Table 1).

정중면에서의 발목관절 파워는 두 가지 멈춤 유형 모두 (-)값을 갖는 것으로 나타나 각속도와 모멘트의 방향이 반대로 생성되는 신장성수축을 수행하면서 에너지가 흡수되어 정지하는 것으로 나타났다.

노인과 성인집단 모두 UT 유형이 PT 유형보다 크게 나타났으며, 이러한 평균차이는 노인과 성인집단 모두 유의한 차이가 있는 것으로 나타났다($p=.001$). 그러나 집단에 따른 파워는 성인이 노인에 비하여 큰 것으로 나타났으나, 두 가지 멈춤 유형 모두 유의한 차이가 없는 것으로 나타났다($p=.095$)(Table 1).

Table 1. Kinetic variables of ankle (unit: Nm/kg, W/kg)

	Old		Young	
	PT	UT	PT	UT
Moment	0.70* (0.15)	0.98* [‡] (0.16)	0.76 [‡] (0.17)	1.14* [‡] (0.15)
Power	-0.75* (0.35)	-2.29* (0.91)	-1.03* (0.65)	-3.42* (1.45)

Note. *significant difference between Old and the Young, [‡] significant difference between PT and UT at $p<.05$, Standard deviation in parentheses.

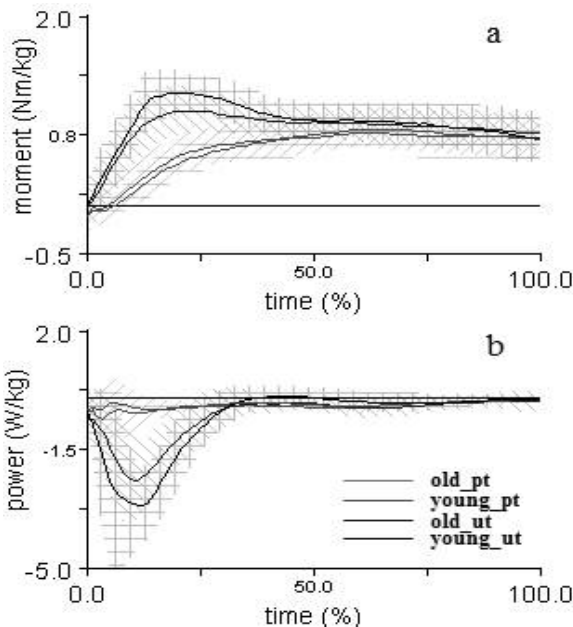


Figure 3. Variation pattern of principle variables in the ankle

발목관절의 모멘트는 PT 유형의 경우 노인과 성인집단 모두 초기 접지순간 발등굽힘 모멘트가 미세하게 생성되고 이후 발바닥 굽힘 모멘트가 발생되었으나 UT 유형은 노인과 성인 모두 발바닥 굽힘 모멘트만 발생하는 것으로 나타났다. 그리고 UT 유형은 초기 접지순간 발바닥 굽힘 모멘트가 급격한 증가와 완만한 감소를 보인 반면 PT 유형은 초기 접지순간 이후 완만한 증가곡선으로 나타났다(Figure 3-a).

정중면에서의 발목관절 파워는 UP 유형이 PT 유형에 비하여 큰 것으로 나타났으며(Figure 3-b), 이러한 의미는 방향이 다른 회전순발력이 크게 나타난 것을 의미한다. 즉, 보행 중 신체를 급작스럽게 정지하는 경우 각속도와 모멘트의 방향이 반대로 생성되는 신장성수축을 수행하면서 에너지가 흡수되어 정지하는 것을 알 수 있다.

2. 무릎 관절의 운동역학적 변인

멈춤 유형에 따른 무릎의 최대 굴/신 모멘트는 두 가지 멈춤 유형 모두 신전 모멘트가 발생하는 것으로 나타났으며, UT 유형이 PT 유형에 비하여 큰 것으로 나타났다. 그러나 이러한 평균차이는 노인 집단은 유의한 차이가 없는 것으로($p=.308$), 성인집단은 유의한 차이가 있는 것으로 나타났다($p=.001$).

노인과 성인집단에 따른 무릎의 최대 굴/신 모멘트는 두 가지 멈춤 유형 모두 노인에 비하여 성인집단이 신전 모멘트가 큰 것으로 나타났으며, 이러한 평균차이는 노인과 성인집단 모두 유의한 차이가 있는 것으로 나타났다($p=.001$).

무릎관절의 파워는 발목관절과 유사하게 UT 유형이 PT 유형보다 큰 것으로 나타났으며, 이러한 평균차이는 노인과 성인집단 모두 유의한 차이가 있는 것으로 나타났다($p=.001, p=.007$). 노인과 성인집단 간 무릎의 최대 파워는 두 가지 멈춤 유형 모두 노인에 비하여 성인집단이 약 2배 이상 크게 나타났으며, 이러한 평균차이는 두 가지 멈춤 유형 모두 유의한 차이가 있는 것으로 나타났다($p=.001$)(Table 2).

멈춤 유형에 따른 모멘트 패턴 변화는 PT 유형의 경우 지지기 초반 무릎의 굴곡 모멘트가 생성되지 않는 상태에서 신전모멘트가 지지기의 약 15%까지 증가한 후 지지기의 약 25%까지 감소하고 굴곡모멘트로 전환되는 형태를 보인 반면 UT 유형은 지지기 초반 굴곡모멘트가 다소 발생하고 신전모멘트가 지지기의 약 20%까지 증가한 후 감소하는 형태를 보였다. 성인 집단은 PT 유형에 비하여 UT 유형 시 무릎의 신전 모멘트가 크게 발생하는 것으로 나타났으나 노인 집단은 멈춤 유형에 따른 모멘트 변화가 거의 없는 것으로 나타났으며, 노인의 UT 유형이 성인의 PT 유형 보다도 신전 모멘트 작게 발생하는 것으로 나타났다(Figure 4-a).

무릎관절의 파워는 UT 유형의 경우 노인과 성인집단 모두

Table 2. Kinetic variables of knee

	(unit: Nm/kg, W/kg)			
	Old		Young	
	PT	UT	PT	UT
Moment	0.32 [‡] (0.17)	0.39 [‡] (0.23)	0.57* [‡] (0.20)	0.90* [‡] (0.30)
Power	-0.60* [‡] (0.51)	-1.28* [‡] (0.93)	-1.31* [‡] (0.69)	-3.14* [‡] (1.48)

Note. *significant difference between Old and the Young, [‡] significant difference between PT and UT at $p < .05$, Standard deviation in parentheses.

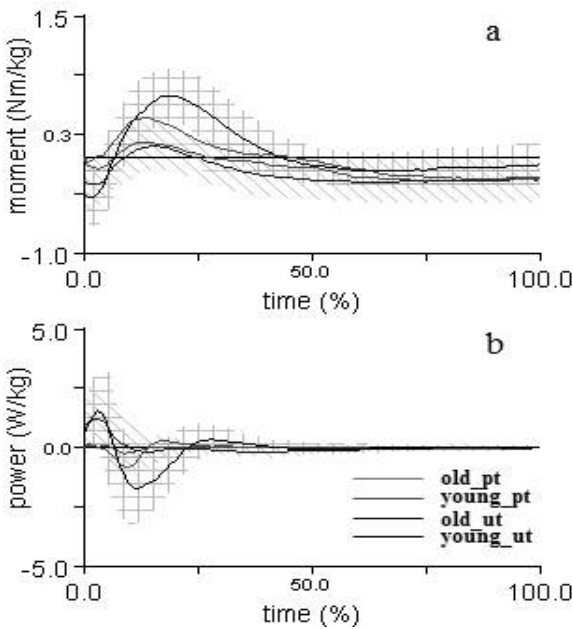


Figure 4. Variation pattern of pinciple variables in the knee

초기접지 순간 단축성수축이 일어난 후 신장성수축이 발생하는 유사한 형태를 보였으나 노인집단이 성인집단에 비하여 파워가 작은 것으로 나타났고 두 가지 멈춤 유형 모두 UT 유형이 PT 유형에 비하여 무릎의 신장성수축이 수행되며 에너지가 흡수가 크게 나타나는 형태임을 알 수 있다(Figure 4-b).

3. 엉덩관절의 운동역학적 변인

멈춤 유형에 따른 엉덩관절의 최대 굴신 모멘트는 두 가지 멈춤 유형 모두 신전모멘트가 발생하는 것으로 나타났으며, 노인과 성인집단 모두 PT 유형에 비하여 UT 유형이 최대 신전 모멘트가 크게 발생하는 것으로 나타났다. 또한 이러한 평균차이는 노인과 성인집단 모두 유의한 차이가 있는 것으로 나타났다($p = .001$).

노인과 성인의 집단 간 최대 신전모멘트의 차이는 두 가지 멈춤 유형 모두 노인이 성인집단에 비하여 신전모멘트가 크게 나타났으나, 이러한 평균차이는 PT 유형은 유의한 차이가 있는 것으로($p = .014$), UT 유형은 유의한 차이가 없는 것으로 나타났

다($p = .304$).

보행중단 시 엉덩관절의 파워는 두 가지 멈춤 유형 모두 다른 관절과 달리 모멘트는 (+)방향이며, 각속도는 굴곡과 신전 각속도가 모두 생성되는 것으로 나타나 신체를 정지하기 위해 단축성수축과 신장성수축 모두 수행하는 것으로 나타났다.

두 가지 멈춤 유형 모두 PT 유형에 비하여 UT 유형이 단축성수축 및 신장성수축 파워 모두 큰 것으로 나타났으나, 이러한 평균차이는 노인과 성인집단 모두 단축성수축 시는 통계적으로 유의한 차이가 없는 것으로($p = .067$), 신장성수축 시는 유의한 차이가 있는 것으로 나타났다($p = .001$).

노인과 성인에 따른 관절의 파워 차이는 두 가지 멈춤 유형 모두 노인이 성인에 비하여 단축성수축 과 신장성수축 파워가 큰 것으로 나타났으며, 이러한 평균차이는 신장성수축과 단축성수축 모두 유의한 차이가 있는 것으로 나타났다($p = .033$, $p = .007$)(Table 3).

Table 3. Kinetic variables of hip

	Old		Young	
	PT	UT	PT	UT
Moment	0.57* [‡] (0.14)	1.04* (0.18)	0.46* [‡] (0.13)	0.97* (0.25)
Power Max	1.35 [‡] (0.69)	2.10 [‡] (1.67)	0.95* [‡] (0.42)	1.96* [‡] (1.50)
Power Min	-1.23* [‡] (0.60)	-2.99* [‡] (1.92)	-0.74* [‡] (0.47)	-2.55* [‡] (2.05)

Note. *significant difference between Old and the Young, [‡] significant difference between PT and UT at $p < .05$, Standard deviation in parentheses.

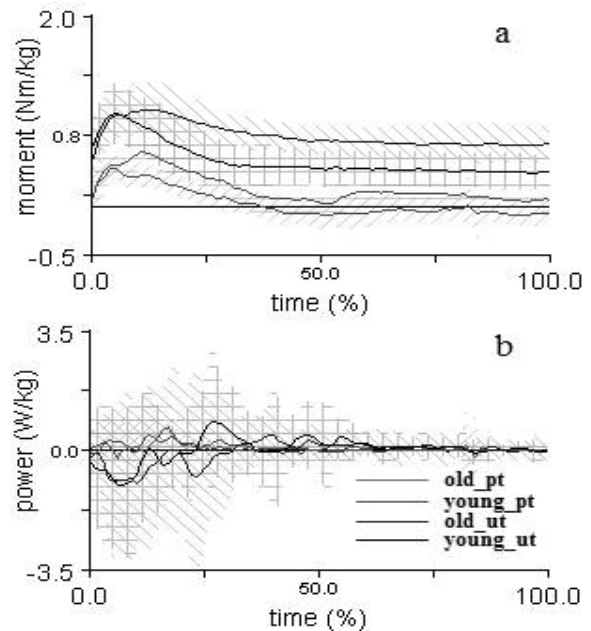


Figure 5. Variation pattern of pinciple variables in the hip

엉덩관절의 최대 신전모멘트는 PT 유형의 경우 초기접지 순간부터 국면의 약 10-15%까지 신전모멘트가 발생되고 이후 국면의 약 50%까지 감소하는 형태를 보이고 난 후 굴신 모멘트가 거의 생성되는 않는 형태로 나타났다. 그러나 UT 유형은 국면의 약 35%까지 신전모멘트 감소된 후 신체 정지 시 까지 신전모멘트가 일정하게 유지되는 형태로 나타났다. 이때 엉덩관절의 신전모멘트는 UT 유형이 PT 유형에 비하여 신전모멘트가 큰 것으로 나타났으며, 노인이 성인집단에 비하여 두 가지 멈춤 유형 모두 최대 신전모멘트가 크고 긴 시간동안 발생하는 것으로 나타났다(Figure 5-a).

엉덩관절의 파워는 PT 유형의 경우 모멘트는 (+)방향이며, 각속도도 (+)방향인 것으로 나타나 단축성수축을 수행하며 에너지가 생성되는 것으로 나타난 반면 UT 유형은 초기 접지순간 모멘트와 각속도의 방향이 다른 신장성수축을 수행하며 에너지가 흡수되고 지지기의 약 20% 이후 단축성수축을 수행하며 정지한 것으로 나타났다. 그러나 PT 유형에 비하여 UT 유형의 파워가 현저히 크게 나타났다. 즉 UT 유형이 PT 유형에 비하여 방향이 다른 회전 순발력이 크게 발생하는 것을 의미한다(Figure 5-b).

IV. 논의

PT 유형의 발목 굴신 모멘트는 성인과 노인 집단 모두 초기 접지순간 발목의 발바닥 굽힘 모멘트가 서서히 증가되는 형태를 보였으나 UT 유형은 지지기 초기 발바닥 굽힘 모멘트가 급격히 증가한 후 서서히 감소하는 형태를 보였다. 이러한 결과는 일반적인 보행에 비하여 보행중단 시 근육의 발현이 오래 지속된다는 것이며, 신체를 정지시키기 위해 충분한 제어력을 발생시키기 위해서는 하지의 신전이 일어나야 하기 때문이라 보고한 선행연구 결과와 유사한 것으로 나타났다(Bishop et al, 2002). 그러므로 PT 유형에 비하여 UT 유형시 발목의 발바닥 굽힘에 작용하는 가자미근의 발현 지속시간이 증가하고 근육의 발현이 더욱 요구될 것이라 판단된다.

그러나 노인은 연령의 증가에 따른 약화된 하지관절의 기능 제약 때문에 발목의 발바닥 굽힘에 작용하는 비복근과 가자미근의 근력이 성인에 비하여 상대적으로 낮기 때문에(Kerrigan, Todd, Croce, Lipsitz & Collins, 1998), UT 유형시 근력이 약한 노인의 경우 안정성의 확보가 어려워 낙상율이 증가할 것으로 생각된다.

Riley, DellaCroce와 Kerrigan(2001)에 의하면 관절의 파워는 개별 관절의 모멘트의 작용을 결정짓는 변인으로 이 실험에서 발목관절의 파워는 두 가지 멈춤 유형 모두 각속도와 모멘트의 방향이 반대로 생성되는 신장성수축을 수행하면서 에너지를 흡

수되어 정지하는 것으로 나타났고, 이러한 형태는 PT 유형에 비하여 UT 유형이 크게 나타났다. 이러한 의미는 UT 유형이 PT 유형에 비하여 방향이 다른 회전순발력이 크게 나타나는 것을 의미하며, 특히 신장성수축이 임계점을 넘어 발생하게 되면 결과적으로 상해를 야기시킬 수 있는 가능성이 있다고 판단된다.

또한 UT 유형이 PT 유형에 비하여 급격한 모멘트의 변화를 보이면서 신장성수축 파워가 증가하는 것으로 나타났다. 이러한 증가된 파워를 흡수하지 못할 경우 조직의 변형 및 상해를 유발하기 때문에 발목의 상해위험성이 증가함을 의미한다.

무릎의 최대 신전 모멘트는 성인의 경우 UT 유형이 크게 나타났다. 이러한 결과는 급격한 신체의 정지 시 신체를 정지하기 위해 제어력을 보다 크게 생성해야 하므로 무릎의 신전근 작용이 더욱 요구되고 하지의 신전 모멘트가 증가해야 한다(Bishop et al, 2004). 그러나 노인의 경우 PT 유형과 UT 유형이 유의한 차이가 없는 것으로 나타나 성인집단에 비하여 무릎을 효과적으로 활용하지 못하고 있다고 판단된다. 또한 이러한 차이는 성인에 비해 보행 시 노인의 무릎 신전 모멘트가 감소하는 선행연구 결과와 유사한 형태를 보이는 것으로 나타났다(Riley et al., 2001).

신체 분절의 급격한 정지시 관절의 전단력이 증가하게 되고 관절이 미끄러지거나 어긋날 확률이 증가하므로 관절의 인대 및 연골 등의 상해위험이 높아지게 된다. 그러므로 관절의 안정화를 위해서는 더욱 큰 근력이 작용해야 한다. 그러나 노인은 성인과 달리 모멘트의 변화는 거의 없는 것으로 나타나 관절의 불안정성을 초래할 위험이 크며, 그로인해 인대손상 및 관절의 마모를 유발할 수 있다. 따라서 관절연골의 퇴행성 변화로 인해 중년 및 노년기에 흔히 나타나는 퇴행성관절염 환자들의 경우 그 위험이 더욱 증가할 것으로 판단된다(O'Brien, Culbam & Pickles, 1997)

무릎관절 파워는 UT 유형이 PT 유형에 비하여 큰 것으로 나타났다. 이는 두 유형간 모멘트의 차이가 거의 없는 것을 고려할 때 노인의 경우 UT 유형시 각속도가 더 컸다는 것을 의미하기 때문에 상대적으로 관절이 미끄러져 마모될 위험이 증가될 것으로 예상되며, 결과적으로 상해의 위험성이 증가한다고 판단된다.

성인은 UT 유형시 초기 접지순간 단축성수축이 일어난 후 신장성수축이 발생하고 다시 단축성수축으로 변화되는 형태를 보인 반면 노인 집단은 초기 접지순간 단축성수축 이후 신장성수축이 성인에 비하여 작게 발생하고 이후 국면에서 단축성수축이 발생되지 않는 것으로 나타났다. 이는 일반적인 노인에게서 보여지는 관절 파워(joint power)의 감소와 관련이 있으며(Tinetti et al. 1994; Wall, Hogan, Tumbull & Fox, 1991; Winter, Patla, Frank & Walt, 1990), 노인이 멈춤 유형에 따른 무릎관절의 모멘트변화가 없게 나타난 것을 반영한다.

엉덩관절의 최대 신전 모멘트는 두 가지 멈춤 유형 모두 노인이 성인에 비해 크게 나타났다. 이러한 차이는 발목과 무릎에서 나타난 것과 상반되는 결과이다.

Kerrigan et al.(1998)은 보행속도가 증가할 경우 발목, 무릎 그리고 엉덩관절의 모멘트가 증가된다고 보고하였다. 그러므로, UT 유형시 신체를 급작스럽게 정지하기 위하여 하지의 신전력이 더욱 요구되므로 하지관절의 모멘트가 PT 유형에 비하여 증가하는 경향을 보이는 것은 당연한 것이라 판단된다. 그러나 노인 집단의 경우 멈춤 유형에 따른 무릎의 신전모멘트는 거의 유사하게 나타난 반면 엉덩관절의 모멘트가 증가하는 것으로 나타났다. 이는 보행 시 노인에게 나타나는 가장 보편적으로 사용되는 보상기전은 보행 속도를 줄이는 것과 특정 관절의 에너지 소모를 증가시킴으로서 손실된 다른 관절의 기능을 대신하는 것이라 보고한 선행연구 결과(McGibbon, Krebs & Punello, 2001)를 살펴볼 때 무릎관절에 대한 보상작용으로 엉덩관절의 모멘트를 증가시키는 것으로 판단된다.

엉덩관절 파워는 PT 유형의 경우 정지 시 신장성수축은 거의 없이 대부분 단축성수축을 수행하며 에너지를 발산하는 형태를 보이고 있으나 UT 유형 시는 초기접지순간 신장성수축을 수행하며, 에너지를 흡수하고, 지지기의 약 20% 이후 단축성수축을 수행하며 에너지를 발산하는 것으로 나타났다. 그러므로 지지기 초기에 나타나는 방향이 다른 회전 순발력으로 인해 UT 유형이 PT 유형에 비하여 상해의 위험성이 크다고 판단된다. 또한 노인의 경우 UT 유형시 성인보다 늦게 에너지 발산으로 복구되는 것을 살펴볼 때 연령 증가에 따른 신전근의 약화현상에 의해 성인보다 안정성을 회복하는 시간이 더 필요하므로 판단된다.

V. 결론

이 연구는 노인에게 빈번히 일어나는 치명적인 낙상을 예방하기 위하여 멈춤 유형 (PT, UT)에 따라 변화되는 하지관절의 생체역학적 변화 패턴과 이에 따른 노인과의 차이를 규명하기 위하여 실시되었다.

보행중단은 일반보행과 달리 신체를 더 이상 가속시키지 않고 정지하기 때문에 신체의 추진을 위한 힘은 발현되지 않고, 신체 분절을 신전시켜 정지를 하는 것으로 나타났다. 이로 인해 하지관절의 굴곡 모멘트는 발현되지 않으며, 신장성수축을 수행하며, 에너지가 흡수되면서 신체를 정지하는 것으로 나타났다.

UT 유형이 PT 유형에 비하여 보다 급격한 신체의 자세 변화를 요구하므로 하지관절의 신전 모멘트가 증가하는 것으로 나타났다. 그리고 UT 유형시 무릎관절은 단축성수축에서 순간적으로 신장성수축으로 엉덩관절은 신장성수축에서 단축성수축으

로 전환되는 패턴을 보였으며, PT 유형에 비하여 UT 유형시 파워 크기가 증가하는 것으로 나타났다.

노인은 성인과 달리 멈춤 유형에 따른 무릎의 신전모멘트 변화가 없으나 엉덩관절의 신전 모멘트는 성인보다 크게 나타났으며, 성인은 초기 접지국면 신전모멘트가 증가한 후 다시 감소하는 형태를 보인 반면 노인은 지지국면 동안 일정하게 유지되는 형태로 나타났다. 그러므로 발목과 무릎의 신전모멘트는 성인이 큰 것으로 나타났으나 엉덩관절은 노인이 크게 나타나 상반된 형태를 보였다.

이상을 종합하여 보면, 노인 집단은 신체를 정지하기 위하여 성인 집단에 비해 약화된 하지근력으로 인해 발목과 무릎관절을 효과적으로 활용하지 못하며, 이에 대한 보상작용으로 엉덩관절을 보다 활용하여 신체를 정지한다. 또한 PT 유형에 비하여 UT 유형이 관절의 신전모멘트가 증가하는 것으로 나타났다.

노인은 UT 유형시 무릎의 신전모멘트가 성인과 달리 변화가 거의 없는 것으로 나타나 급격한 신체 정지에 따른 관절의 미끄러짐에 의한 불안정성이 증가될 수 있으며, 결과적으로 인대 및 연골 등의 상해위험성이 증가할 것이라 판단된다.

관절의 파워 변화 양상을 보면 무릎관절은 단축성수축에서 신장성수축으로 엉덩관절은 신장성수축에서 단축성수축으로 전환되는 형태로 나타났다. 이러한 변화패턴은 노인과 성인 모두에게 매우 위험한 보행이 될 것이며, 특히 UT 유형시 신장성수축이 수행되며 에너지 흡수에 의해 증가된 파워는 관절내 연골 및 조직들에 부하가 증가되고 이렇게 증가된 파워를 흡수하지 못할 경우 조직의 변형 및 상해를 유발하기 때문에 상해위험성이 증가할 것으로 판단된다.

이 연구는 보행중단 시 멈춤 유형에 따른 하지의 운동역학적 변인에 대한 특성을 알아보고, 상해의 위험성을 감소시키는데 도움을 주기 위하여 실시되었으나 이 연구 결과를 일반화하기 위해서는 보다 많은 보행중단에 관련된 연구가 이루어져야 할 것으로 판단된다. 그러므로 향후 보행중단에 관한 정량적 자료를 축적하여 노인들의 낙상율을 감소시키기 위해서는 멈춤 유형에 따른 개별 근육들의 근 활동을 면밀히 검토할 수 있는 근전도(EMG) 연구와 보다 큰 하지근력이 필요할 것으로 판단되는 빠른 보행속도에서의 멈춤 동작에 따른 변화 패턴 및 효과에 대한 연구가 이루어져야 할 것이다.

참고문헌

- Bishop, M., Brunt, D., Pathare, N., & Patel, B.(2004). The effect of velocity on the strategies used during gait termination. *Gait & Posture*, 20, 134-139.
- Bishop, M., Pathare, N., & Patel, B.(2002). The interaction

- between leading and trailing limbs during stopping in humans. *Neuroscience Letters*, 323, 1-4.
- Braun, B. L.(1998). Knowledge and perception of fall-related risk factors and fall-reduction techniques among community-dwelling elderly individuals. *Physical Therapy*, 78(12), 1262-1276.
- Cao, C., Ashton-Miller, J. A., Schultz, A. B., & Alexander, N. B.(1998). Effects of age, available response time and gender on ability to stop suddenly when walking. *Gait & Posture*, 8, 103-109.
- Jian, Y., Winter, D. A., Ishac, M. G., & Gilchrist, L.(1993). Trajectory of the COG and COP during initiation and termination of gait. *Gait & Posture*, 1, 9-22.
- Kennedy, T. E., & Coppard, L. C.(1987). The prevention of falls in later life. *Danish Medical Bulletin*, 34, 1-24.
- Kerrigan, D. C., Todd, M. K., Croce, U. D., Lipsitz, L. A., & Collins, J. J.(1998). Biomechanical gait alterations independent of speed in the healthy elderly: Evidence for specific limiting impairments. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 79, 317-322.
- McGibbon, C. A., Krebs, D. E., Punello, M. S.(2001). Mechanical energy analysis identifies compensatory strategies in disabled elder's gait. *Journal of Biomechanics*, 34, 481-490.
- O'Brein, K., Culbam, E., Pickles, B.(1997). Balance and skeletal alignment in a group of elderly female and nonfallers. *Journal of Gerontology*, 52, 221-226.
- O'Loughlin, J. L., Robitaille, Y., Boivin, J. F., & Suissa, S.(1993). Incidence of and risk factors for falls and injurious falls among the community-dwelling elderly. *American Journal of Epidemiology*, 137, 342-354.
- Overstall, P. W., Exton-smith, A. N., Imms, F. J. & Johnson, A. L.(1977). Falls in the elderly related to postural imbalance. *British Medical Journal*, 1, 261-264.
- Riley, P. O., DellaCroce, U., & Kerrigan, D. C.(2001). Effect of age on lower extremity joint moment contributions to gait speed. *Gait & Posture*, 14, 264-270.
- Statistics Korea.(2007). 2007 Statistics of the aged.
- Tinetti, M. E., Mendes de Leon, C. F., Doucette, J. T., & Baker, D. I.(1994). Fear of falling and fall-related efficacy in relationship to functioning among community-living elders. *Journal of Gerontology*, 49, M140-147.
- Tinetti, M. E., Speechly, M., & Ginter, S. F.(1988). Risk factors for falls among elderly persons living in the community. *The New England Journal of Medicine*, 319, 1701-1707.
- Tirosh, O., & Sparrow, W. A.(2004). Gait termination in young and older adult: effects of stopping stimulus probability and stimulus delay. *Gait and Posture*, 19, 243-251.
- Wall, J. C., Hogan, D. B., Tumbull, G. I., & Fox, R. A.(1991). The kinematics of idiopathic gait disorder. A comparison with healthy young and elderly females. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, 23, 159-164.
- Winter, D. A., Patla, A. E., Frank, J. S., & Walt, S. E.(1990). Biomechanical walking pattern changes in the fit and healthy elderly. *Physical Therapy*, 70, 340-347.
- Yi, J. H.(2010). *Biomechanical alternation on the type of gait termination in the elderly*. Unpublished Doctor's Thesis, Graduate School of Korea National Sport University.