

빠른 보행시 상체 가속도의 머리 방향 감쇄의 연령차

Age Difference in the Cephalad Attenuation of Upper Body Accelerations During Fast Speed Walking

전 형 민* · 김 지 원* · 권 유 리* · 허 재 훈* · 엄 광 문*

(Hyeong-Min Jeon · Ji-Won Kim · Yu-Ri Kwon · Jae-Hoon Heo · Gwang-Moon Eom)

Abstract - The purpose of this study was to investigate possible age differences in the attenuation of acceleration in the upper body (from pelvis through shoulder to head) during fast walking. Thirty young and 29 elderly subjects participated in this study. Wireless acceleration sensors were attached on head, shoulder, and pelvis. Subjects performed two trials of fast walking on a treadmill, where the fast speed was defined as 1.5 times of the comfortable speed. Root-mean-squared (RMS) accelerations of each axis were compared with age group and sensor position as independent factors. In the AP direction, the pelvis acceleration was greater in the young and the shoulder-to-head attenuation was also greater in the young ($p<0.001$), so that the head acceleration was comparable between age groups ($p=0.581$). In the ML direction, the pelvis acceleration was greater in the young and also the pelvis-to-shoulder attenuation was greater in the young ($p<0.001$), so that the head acceleration was greater in the elderly group ($p<0.001$). Insufficient attenuation ML acceleration in the elderly resulting in the greater acceleration in the head may deteriorate the balance control which utilize feedback signals from the sensory organs in head, e.g., vestibular and visual systems.

Key Words : Gait speed, Attenuation coefficients, Acceleration, Age

1. 서 론

보행은 특별한 사고활동 없이 수행되는 동작이지만, 실제로는 신체의 안정성을 유지하며 근골격계와 신경계를 통합하여 사용하는 복잡한 운동이다. 노인의 경우 낙상사고의 70%가 보행 중 발생한다고 알려져 있으며 [1, 2], 많은 연구에서 고령자의 보행 패턴에서 스텝 길이 (step length)와 분당 걸음 수 (cadence)가 감소하고 입각기 시간 (stance time)이 길어진다고 보고되었다 [3-5]. 과거의 보행에 대한 연구는 주로 하체에 국한되어 있었으나, 최근에는 보행시 하체뿐 아니라 상체도 보행의 안정성 유지에 대해 중요한 역할을 하는 것으로 알려졌다 [6-8]. Kavanah 등은 보행시 시상면에서 골반에서 머리로 전달되는 진동을 상체에서 감쇄시키는 것은, 머리 움직임의 안정화를 위한 중요한 역할이라고 제안했다 [6]. Menz 등은 머리동작의 제어가 안정적인 시야를 유지하고 전정기관의 상태를 최적화시키기 때문에 보행 시 자세제어에 중요한 역할을 한다고 제안했다 [7]. 또한, 요추와 경추가 골

반에서 머리까지 전달되는 기계적인 진동을 감소시켜 상체를 안정화한다고 제안되었다 [8].

이러한 상체의 감쇄역할이 노화에 따라 변화하고, 이것이 노인의 보행 불안정성에 영향을 미칠 가능성이 있다. 이러한 가능성을 확인하기 위해서는 젊은 성인에서의 상체운동특성의 조사 [7, 8]뿐 아니라, 고령자와 젊은 성인의 비교도 필요하다. 이러한 이유에서, Kavanagh 등은 젊은 성인남성과 고령자남성의 상체 가속도를 비교분석하였으나, 제곱평균(RMS) 가속도에서 연령 차이가 없다고 보고하였다 [6]. 하지만, Kavanagh 등의 연구는 남성에 한정되었고, 피험자 수도 그룹별 8명이므로 일반화하기 어려우며, 골반에서 머리까지 가속도의 전달을 보다 정확히 파악하기 위해서는 어깨에 추가적인 센서 부착이 필요하다. 또한, 보행속도의 차이가 낙상시 넘어지는 방향과 관련이 있고 [9], 가속도패턴이 보행 속도의 영향을 받을 수 있으므로 빠른 속도에서의 보행분석도 시도된 바 있다 [8]. Kavanagh 등이 일반속도에서의 보행을 대상으로 하였으므로, 빠른 속도에서의 보행분석도 필요하다.

따라서 본 연구에서는 빠른 보행속도를 대상으로 하고, 통계적 신뢰성을 높이기 위해 남녀 모두를 포함하여 연령별 30명 정도의 피험자를 대상으로 하고, 가속도 감쇄의 보다 자세한 패턴을 보기 위해 센서를 3가지 위치(골반, 어깨, 머리)에 부착하였다. 이러한 조건에서, 방향별 가속도의 연령에 따른 차이를 조사하였다.

* Corresponding Author : Dept. of Research Institute of Biomedical Engineering, Konkuk University, Choonju, 380-701, Korea

E-mail : gmeom@kku.ac.kr

* Dept. of Biomedical Engineering, Konkuk University, Choonju, Korea

Received : November 3, 2015; Accepted : December 15, 2015

2. 본 론

2.1 피험자

뇌질환 및 최근 1년간 골절상등의 부상이력이 없는 20대 남녀 30명(age: 20±1 years; height: 169.4±7.9cm; mass: 62.2±9.7 kg; leg length: 81.4±4.1cm)과 65세 이상 고령자 남녀 29명(age: 75±6 year; height: 156.6±8.1cm; mass: 61.4±10.1 kg; leg length: 76.8±5.1cm)이 실험에 참여하였다. 모든 피험자는 사전 동의를 하였으며, 실험 전에 신체정보(키, 몸무게, 다리길이)를 측정하고 질환 유무에 대하여 조사하였다. 젊은 성인이 고령자에 비해 키와 다리길이 가 유의하게 길고 (p<0.001) 몸무게는 유의한 차이를 보이지 않았다 (p=0.741).

2.2 측정시스템

상체의 가속도를 측정하기 위하여 무선 가속도계(Delsys wireless triaxial accelerometer, Natick, MA)를 피험자의 머리 (후두부), 어깨 (경추 7번 후방), 골반 (엉치뼈 후방 중앙)에 부착하였다. 부착 시 머리는 스트랩을 사용하여 고정하였고, 어깨와 골반의 경우에는 가속도계를 양면테이프로 부착 후 의료용 반창고를 덧붙여서 고정하였다. 가속도 신호는 데이터 수집 장치(DAQ, NI, Austin, TX)를 통하여 메인컴퓨터로 전달되고, 랩뷰 8.0 (NI, Austin, TX)을 통해 저장하였다. 가속도의 방향은 2축 방향 즉, 전후(antero-posterior: AP), 좌우(medio-lateral: ML)방향을 각각 측정하여 저장하였다.

2.3 실험 및 분석방법

모든 피험자는 트레드밀 위에서 개인별 최적속도를 실험전에 측정하였다. 최적속도는 피험자가 주관적으로 판단하여 가장 편안한 속도로 하였다. 실제 실험 속도인 빠른 속도는 개인별 최적속도의 1.5배로 정의 하였다. 피험자가 트레드밀 보행시 안정 상태에 도달하는 것이 보장되는 보행 6 주기부터 10 주기의 데이터를 분석에 사용하였다. 보행실험은 개인별로 2회 수행하였고, 실험간에는 3분 이상의 휴식을 취하였다. 피험자는 실험 전에 트레드밀에 대한 적응도를 높이기 위하여 충분한 연습 보행을 하였다.

센서에서 측정된 전압신호를 가속도 [g]로 변환하고, 4차 영위상 버터워스 대역필터(차단주파수: 1~20Hz)를 이용하여 잡음을 제거하였다. 각 부착위치의 AP, ML 방향 가속도의 평균적 크기를 제곱평균(root mean square: RMS)를 이용하여 계산하였다. RMS 값을 이용하여 골반에서 머리, 골반에서 어깨, 어깨에서 머리까지의 가속도 감쇄율을 식 (1)-(3)에 따라 각 방향으로 계산하였다.

$$C_{PH} = \left(1 - \frac{RMS_H}{RMS_P}\right) \times 100 \quad (1)$$

$$C_{PS} = \left(1 - \frac{RMS_S}{RMS_P}\right) \times 100 \quad (2)$$

$$C_{HS} = \left(1 - \frac{RMS_H}{RMS_S}\right) \times 100 \quad (3)$$

C_{PH} , C_{PS} , C_{HS} : attenuation from pelvis to head, from pelvis to shoulder, from shoulder to head

RMS_H , RMS_S , RMS_P : RMS acceleration at head, shoulder, and pelvis

총 5440개의 테스트로 100%를 얻을 수 있는 무작위 테스트보다 테스트시간을 상당히 단축시킬 수 있다. 이와 같은 방법을 내장된 자체 테스트라고 한다. 현재로서는 BIST가 가중되는 회로의 복잡도와 집적도에 기인한 테스트 문제를 해결할 최적의 해결책으로 여겨지고 있다[3]. 만일 256개의 의사 무작위 패턴이 가해졌을 때, 66개의 결정 패턴만을 가하면 고장 검출률 100%를 보장할 수 있다.

2.4 통계방법

RMS 가속도에 대한 two-way ANOVA를 연령, 부착위치를 요인으로 하여 수행하였고, 상호작용효과가 있을 경우, 요인의 수를 줄여서 one-way ANOVA와 Bonferroni 방법으로 사후검정을 수행하였다. 또한, 가속도 감쇄율에 대한 연령의 효과를 알아보기 위해 one-way ANOVA를 수행하였다.

3. 결과 및 고찰

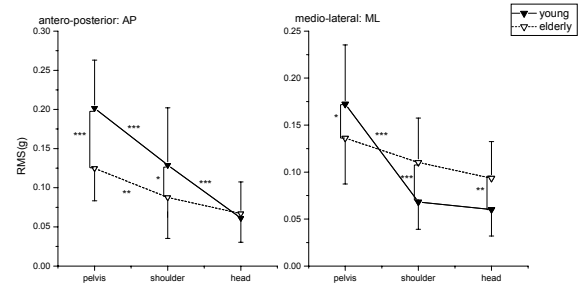


그림 1 RMS 가속도의 각 방향별 사후검정

Fig. 1 Post-hoc comparison of RMS accelerations in each direction (*p<0.05, **p<0.01, ***p<0.001)

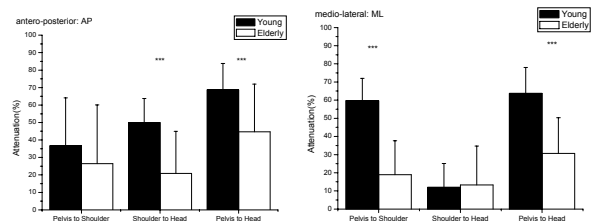


그림 2 연령별 감쇄율 비교

Fig. 2 Comparison of attenuation coefficients between age groups (** *p<0.001)

표 1 연령별 보행지표

Table 1 Gait data for young and elderly subjects(mean±S.D.)

Variable	Young	Elderly	
Gait speed(km/h)	6.2(0.41)	5.5(0.47)	**
Stride frequency(Hz)	1.3(0.35)	1.7(0.55)	**

표 2 각 부착위치에서 연령별 피크 가속도 결과

Table 2 Peak positive, and negative head, shoulder and pelvis acceleration of young and elderly subjects (mean±S.D.) (* p<0.05, ** p<0.01, *** p<0.001)

Variable	Young	Comparison	Elderly		
Peak positive acceleration (g)	AP Head	<	0.13 (0.06)	0.19 (0.15)	**
			0.31 (0.15)	0.26 (0.11)	*
			0.58 (0.20)	0.50 (0.18)	*
	ML Head	<	0.19 (0.09)	0.25 (0.10)	**
			0.21 (0.08)	0.32 (0.15)	***
			0.57 (0.21)	0.47 (0.22)	*
	AP Head	<	-0.18 (0.07)	-0.21 (0.16)	NS
			-0.22 (0.10)	-0.21 (0.09)	NS
			-0.41 (0.14)	-0.27 (0.09)	***
ML Head	<	-0.18 (0.08)	-0.24 (0.09)	**	
		-0.22 (0.10)	-0.32 (0.14)	***	
		-0.59 (0.20)	-0.52 (0.24)	**	

Fig. 1은 RMS가속도를 연령별, 부착위치별로 나타내고, 변량 분석의 사후검증의 결과를 표시한 것이다. Fig. 2는 각 방향별로 세 가지 감쇄율의 연령비교를 수행한 결과를 나타낸다.

AP 방향에서 RMS가속도(Fig. 1)는 골반과 어깨에서는 젊은 성인이 고령자보다 높았으나 (p<0.001), 머리에서의 RMS가속도는 연령차가 없었다 (p=0.581). Fig. 2의 AP 방향 감쇄율에서는 두 연령그룹 간 골반에서 어깨로 의 감쇄는 차이가 없었으나 (p=0.206), 어깨에서 머리로의 감쇄율은 젊은성인이 고령자보다 커서 (p<0.001), 이 두가지 감쇄를 종합하는 골반에서 머리로의 감쇄율도 젊은성인이 고령자보다 컸다 (p<0.001). 이를 피크 가속도(Table. 2)관점으로 보면 골반에서 양과 음 모두에서 젊은 성

인의 피크가 컷지만(p<0.05) 머리에서는 양에서 고령자가 젊은 성인보다 큰 피크 값을 보였다(p<0.01).

ML 방향에서 RMS가속도(Fig. 1)에서 골반에서는 젊은 성인이 고령자보다 높았으나 (p<0.05), 젊은 성인의 경우만 골반에서 어깨로 가면서 가속도가 유의하게 감쇄하여 (p<0.001), 최종적으로 머리에서의 RMS가속도가 고령자보다 낮아졌다 (p<0.01). ML 방향에서 감쇄율(Fig. 2)을 보면 젊은 성인의 골반에서 어깨로의 감쇄율이 고령자보다 유의하게 크고 (p<0.001), 어깨에서 머리로의 감쇄율은 연령차가 없어서 (p=0.773), 이 둘을 종합한 골반에서 머리로의 감쇄율은 젊은 성인이 고령자보다 컸다 (p<0.001). 피크 가속도는 골반에서는 양과 음 모두에서 젊은 성인의 피크 값이 고령자보다 컷으나(p<0.05), 어깨와 머리에서는 양과 음 모두에서 고령자가 젊은 성인 보다 큰 피크 값을 보였다(p<0.01).

위의 결과는 Kavanagh 등이 제시한 젊은 성인과 고령 남성의 RMS 값의 유의한 차이가 존재하지 않는다는 결과와 다르다[6]. 그 이유로서, Kavanagh 등의 연구에서는 총 16명의 피험자가 참여 하였으나, 본 연구에서는 총 59 명의 피험자가 참가하여 연령에 따른 차이가 통계적 유의성을 더했을 가능성이 있다. 그 외에, 본 연구에서는 트레드밀 보행을 수행하였고, Kavanagh 등의 연구에서는 평지보행을 하였다는 차이가 있으나, 트레드밀 보행과 평지보행 간에는 보행속도, 보폭, 보행주기 등의 유의한 차이가 존재하지 않는 것이 보고된 바 있으므로[10, 11] 보행로의 차이가 실험결과에 영향을 미쳤을 가능성은 미미하다.

실험결과에서, 골반에서의 가속도 지표의 차이는 젊은 성인의 보행속도가 고령자에 비하여 빠르게 보행(p<0.01)한 것이 영향을 미쳤을 것으로 판단된다. AP방향 가속도 감쇄의 연령차는 어깨-머리(즉, 경추부)의 감쇄에서 크게 나타났고, 피크 가속도를 보면 주로 앞쪽의 피크 값이 차이를 보였다. 따라서, 노화에 따라 전진 방향의 어깨에서 머리의 감쇄 메커니즘이 퇴화되는 것으로 보인다. 한편, ML방향의 상체 가속도 감쇄는 젊은 성인의 몸통부(골반-어깨)의 감쇄에서만 유의하였고, 피크 가속도를 보면 좌우 모든 방향에서 차이를 보였다. 그러므로 몸통이 ML가속도의 감쇄에 중요한 역할을 하는 것으로 판단되며, 노화에 따라 몸통부의 ML방향 감쇄 메커니즘이 퇴화되는 것으로 판단된다. 종합하면, AP방향에서는 경추부의 감쇄의 퇴화가, ML방향에서는 몸통부의 감쇄의 퇴화가, 고령자의 보행중의 가속도 패턴에 영향을 준다고 볼 수 있다. 고령자의 골반에서의 가속도가 AP, ML 두 방향 모두 젊은 성인보다 작은 것은, 감쇄기능이 퇴화된 것을 보상하기 위해 가장 낮은 위치에서의 가속도를 작게 하려는 보행전략일 가능성도 있다. 이러한 감쇄의 연령차는 보행시 머리 안정성 유지 메커니즘이 노화에 따라 변화한다는 것을 나타낸다. ML방향의 머리의 가속도는 노화에 따라 커지므로, 머리에 위치한 전정기관의 평형감각, 시각 등의 피드백을 통한 균형제어능력의 저하를 유발할 가능성이 있으므로, ML방향의 고령자 낙상이 AP방향보다 빈도가 높은 것[12-14]과 연관될 가능성이 크다.

4. 결 론

본 연구에서는 젊은 성인과 고령자의 보행시 상체 가속도를

분석하였다. 그 결과, 고령자는 AP방향에서는 어깨-머리의 가속도 감쇄가, ML방향에서는 골반-어깨의 가속도 감쇄가 젊은 성인에 비해 낮았다. 또한, 고령자의 머리에서의 가속도는 ML방향에서 젊은 성인보다 유의하게 컸다. 노화에 따르는 가속도 감쇄패턴의 변화 및 머리의 ML방향 가속도의 증가는 고령자 낙상과 연관될 가능성이 크다.

감사의 글

본 논문은 2014,2015년도 정부(교육부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행됨(No. 2014R1A1A2057508, No. 2015R1D1A1A01060411).

References

[1] C.M. Cali, D.P. Kiel, "An epidemiologic study of fall-related fractures among institutionalized older people," J Am Geriatr Soc., pp. 1336-1340, 1995.

[2] W.P. Berg, H.M. Alessio, E.M. Mills, C. Tong, "Circumstances and consequences of falls in independent community-dwelling older adults," Age Ageing., pp. 261-268, 1997.

[3] J.H. Hong, K.T. Park, "Elderly gait characteristic and Assistive technology," Journal of the KSME., pp. 61-65, Jan. 2004.

[4] R.W. Bohannon, A.W. Andrews, M.W. Thomas, "Walking speed: reference values and correlates for older adults," J Orthop Sports Phys Ther., pp. 86-90, 1996.

[5] M.E. Feltner, P.G. MacRae, J.L. MNitt-Gray, "Quantitative gait assessment as a predictor of prospective and retrospective falls in community-dwelling older women," Arch Phys Med Rehabil., pp. 447-453, 1994.

[6] J.J. Kavanagh, R.S. Barrett, S. Morrison, "Upper body accelerations during walking in healthy young and elderly men," Gait Posture., pp. 291-298, 2004.

[7] H.B. Menz, S.R. Lord, R.C. Fitzpatrick, "Acceleration patterns of the head and pelvis when walking on level and irregular surfaces," Gait Posture., pp.35-46, 2003.

[8] C. Mazza, M. Iosa, P. Picerno, A. Cappozzo, "Gender differences in the control of the upper body accelerations during level walking," Gait Posture., pp. 300-303, 2009.

[9] S. Cecile, C.H. Wilson, A.M. Thomas, "Disturbance type and gait speed affect fall direction and impact location. Journal of Biomechanics 2001; 34: 309-17

[10] Riley PO, Paolini G, Croce UD, Paylo KW, Kerrigan DC. A kinematic and kinetic comparison of overground

and treadmill walking in healthy subjects," Gait Posture., pp. 17-24, 2007.

[11] N. Chockalingam, F. Chatterley, A.C. Healy, A. Greenhalgh, H.R. Branthwaite, "Comparison of Pelvic Complex Kinematics During Treadmill and Overground Walking," Arch Phys Med Rehabil., pp. 2302-2308, 2012.

[12] K. Aoyagi, P.D. Ross, J.W. Davis, R.D. Wasnich, T. Hayashi, T.I. Takemoto, "Falls Among Community-Dwelling Elderly in Japan," J Bone Miner., pp. 1468-1474, 1998.

[13] C.Y. Cho, G. Kamen, "Detecting balance deficits in frequent fallers using clinical and quantitative evaluation tools," J Am Geriatr Soc., pp. 426-430, 1998.

[14] R.W. Sattin, "Falls among older persons: a public health perspective," Annu Rev Public Health., pp. 489-508, 1992.

저 자 소 개



전 형 민 (Hyeongmin Jeon)

1989년 11월 24일생. 2014년 건국대학교 의공학부 졸업. 2014년~현재 건국대학교 석사과정.

E-mail : jhm890925@naver.com



김 지원 (Jiwon Kim)

2006년 건국대학교 의공학부 졸업. 2006년~2013년 건국대학교 의학과 졸업(공학석사, 박사). 2010년~2014년 건국대학교 시간강사. 2013년~2014년 건국대학교 BK21plus Post-doc 2014년~2015년 건국대학교 BK21plus 연구교수 2015년~현재 건국대학교 의공학부 조교수

E-mail : kjw802@daum.net



권 유리 (Yuri Kwon)

1986년 7월 16일생. 2009년 건국대 의공학부 졸업. 2011년 동 대학원 의학과 졸업(석사). 2011년~동 대학원 전기공학과 박사과정.

E-mail : 07167@daum.net



허재훈 (Jaehoon Heo)

1987년 6월 27일생. 2012년 건국대학교 의
학공학부 졸업. 2014년 동 대학원 의학공학
과 석사 졸업. 2016년 동 대학원 의학공학과
박사 재학.

E-mail : licoon2@nate.com



엄광문 (Gwangmoon Eom)

1991년 고려대학교 전자공학과 졸업. 1996
년 일본 도호쿠 대학교 전자공학과 졸업
(석사). 1999년 동 대학원 전자공학과 졸업
(박사). 1999년 ~ 2000년 Post-Doc. Miyagi
Industry Development Organization. 2000
년 ~ 2006년 건국대학교 의학공학부 조교수.
2006년 ~ 현재 건국대학교 의학공학부 부교수

Tel : 043-852-9890

E-mail : gmeom@kku.ac.kr