

# 다양한 보행속도와 경사각에 대한 보행수 검출을 위한 필터링 조건과 역치의 결정

권유리, 김지원, 이재호, 탁계래, 엄광문

건국대학교 의학공학부

## Determination of filtering condition and threshold for detection of Gait-Cycles under Various Gait Speeds and Walkway Slopes

Yu-Ri Kwon, Ji-Won Kim, Jae-Ho Lee, Gye-Rae Tack, Gwang-Moon Eom

School of Biomedical Engineering, Konkuk University

(Received September 28, 2009. Accepted December 14, 2009)

### Abstract

Abstract - The purpose of this study is to determine optimal filtering condition and threshold for the detection of gait-cycles for various walkway slopes as well as gait velocities. Ten young healthy subjects with accelerometer system on thigh and ankle walked on a treadmill at 9 conditions (three speeds and three slopes) for 5 minutes. Two direction signals, i.e. anterior-posterior (AP) and superior-inferior (SI) directions, of each sensor (four sensor orientations) were used to detect specific events of gait cycle. Variation of the threshold (from -1G to 1G) and lowpass cutoff frequency (fc) were applied to the event detection and their performance was evaluated according to the error index (EI), which was defined as the combination of the accuracy and false positive rate. Optimal fc and threshold were determined for each slope in terms of the EI. The optimal fc, threshold and their corresponding EI depended much on the walkway slope so that their coefficients of variation (CV) ranged 19~120%. When all data for 3 slopes were used in the identification of optimal conditions for each sensor, the best error indices for all sensor orientations were comparable ranging 1.43~1.76%, but the optimal fc and threshold depended much on the sensor position. The result indicates that the gait-cycle detection robust to walkway slope is possible by threshold method with well-defined filtering condition and threshold.

Key words : gait cycle, accelerometer, pedometer, walkway slope, speed

### 1. 서론

**최** 근 일상생활동안의 신체 활동량 (physical activity)을 정량적으로 평가하기 위해 보수계 (pedometer)나 가속도계 (accelerometer)를 이용한 보행수 측정이 이루어지고 있으며 [1-4], 정확한 보행 검출을 위한 알고리즘이 개발되고 있다.

Salim Ghoussayni 등은 발의 속도를 이용한 FVA (foot velocity algorithm)[17] 그리고 Eric Desailly 등은 차단주파수를 보행주파수 (gait frequency)의 0.5배, 1.1배로 하여 고역통과필터링을 수행하는 HPA (high pass algorithm)[18]를 개발하였다. 하지만, 이러한 알고리즘에서는 영위상필터 (zero-lag filter)를 사용하였

기 때문에 보행수의 실시간 검출이 불가능하여 비실용적이다.

한편, 실시간 보행수 검출을 위해 저역통과필터와 일정한 역치 (threshold)를 사용한 기기의 정확도를 파악하고자 하는 연구가 진행되고 있다. 즉, 여러 종류의 보수계 (DW500, SL330, SK)와 가속도계(CSA7164, Tritrac)가 검출한 보행수의 정확도 비교 [5-7,12-13], 신체의 다양한 착용 부위에 따른 정확도 비교[8], 다양한 속도에서의 보행수의 정확도 조사[8-13], 다양한 연령대에서의 보행수 측정 등이 시행되었다[9-11]. 하지만, 이러한 연구들에서 사용된 역치와 차단주파수는 연령, 보행 속도 그리고 부착 위치는 고려하였으나 언덕의 경사나 계단 등 일상생활의 환경적인 요소들을 고려하지 못한 제한점이 있었다.

따라서 본 연구에서는 다양한 보행속도뿐 아니라 보행로의 다양한 기울기에서도 정확한 보행수를 측정할 수 있도록, 적절한 저역통과 필터의 차단주파수와 보행수 검출의 역치를 결정하고자 하였다.

Corresponding Author : 엄광문

(380-701) 건국대학교 의료생명대학 의학공학 재활공학연구소, 511 호

Tel : +82-43-852-9890 / Fax : +82-43-852-9890

E-mail : gmeom@kku.ac.kr

본 연구는 과학기술부의 지원 (2007-A002-0058)으로 수행되었습니다.

표 1. 피험자의 신체적 특성

Table 1. Physical characteristics of the subjects

	males(n=5)	females(n=5)
age [year]	25.8±1.64	23.2±1.10
height [cm]	174.2±2.6	160.6±5.9
weight [kg]	77.2±7.8	57.8±8.5

## II. 방법

### A. 피험자

본 연구에는 신경계 질환과 사고 이력이 없는 건강한 20대 남자 5명과 여자 5명이 참가하였다(표 1). 피험자는 모두 실험에 대해 사전동의를 하였다.

### B. 측정 시스템

그림 1은 보행 신호 계측시스템과 신체부착모습을, 그림 2는 계측시스템의 구성을 나타낸다. 그림 2와 같이, 3축 가속도센서(MMA 7269Q, Freescale, USA)의 신호를 마이크로프로세서(ATmega8535 L, Atmel, USA)에서 AD변환한 후, RF통신(nFR2401, Nordic, Norway)을 통해 메인 컴퓨터에 전송하여 모니터링 및 저장하도록 하였다. 계측시스템을 보수계의 일반적인 부착 위치이면서 선행연구[4,13,17]에서도 사용했던 대퇴와 발목 부분에 그림 1 (b-c)와 같이 부착하였다. 대퇴의 경우 무릎으로부터 약 30~40cm 위로 떨어진 대퇴외측에, 발목의 경우 발목관절로부터 약 2cm 상부의 하퇴외측에 착용하였다. 센서의 x, y, z축이 각각 상하, 전후, 좌우방향이 되도록 부착하였다. 현재 사용되고 있는 보수계나 가속도계의 경우 단축(상하) 또는 2축만을 이용하고 있으며, ML방향의 가속도는 신호의 크기가 매우 작아 보행수

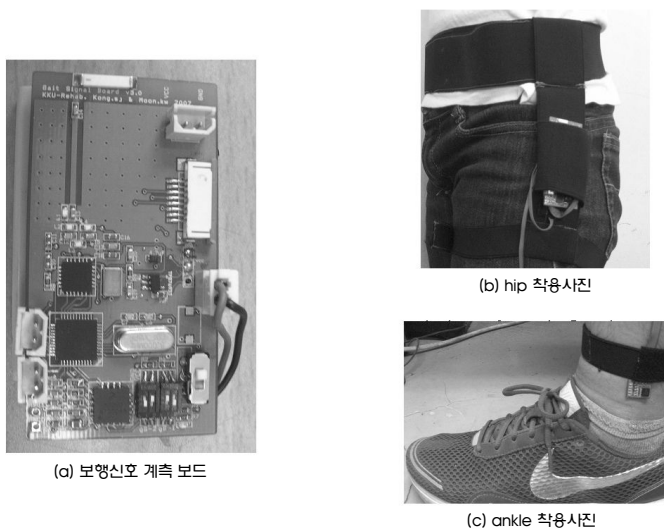


그림 1. 보행신호 계측시스템  
Fig. 1. Gait-signal measurement system

표 2. 성별에 따른 실험 보행속도

Table 2. Test velocities for each gender

	velocity [km/h]		
males	2.9	4	5
females	2.7	3.7	4.7

를 측정하기엔 부적절하다 판단되어 신호의 분석 및 보행수 검출에는 가속도계의 상하 (superioinferior: SI) 및 전후 (anterio-posterior: AP)방향만을 사용하였다.

### C. 실험방법

트레드밀 (RX9200S, 두비원, 한국)을 보행로로서 사용하였고, 보행로의 경사각은 0, 5, 10도의 오르막경사를 사용하였다. 보행속도는 한국인 청장년의 평균보행속도 (1.10~1.25m/s)[14-15], 남녀의 평균보행속도의 차이[16], 경사로에 따른 부하를 종합적으로 고려하여, 표 2와 같이 남자는 4km/h, 여자는 3.7km/h를 중앙값으로 하고, 각각 ±1km/h의 변동폭을 두었다. 모든 피험자는 트레드밀 위에서 9가지 조건 (3가지 속도×3가지 각도)에서 5분씩 걷도록 하였다. 피험자는 모두 평상시에 사용하는 운동화를 착용하였고, 트레드밀 손잡이는 잡지 않고 시선은 정면을 바라보게 하였다. 자연스러운 보행을 위해 각 조건에서 약 1분정도의 연습을 하였다(그림 3).

일상생활의 보행 중 다양한 요인에 의해 보행수가 오검출 되는 경우가 생긴다. 특히, 자동차에 탑승하여 이동할 경우, 자동차의 진동으로 인해 보행수가 오검출될 수 있다[13]. 따라서, 본 연구에서 사용한 측정 시스템의 차량탑승시의 오검출률 (false positive rate: FP)을 조사할 필요가 있었다. 이를 위해, 1명의 피험자가 보행수 검출시스템을 착용 후 보조석에 앉아 포장도로 16.3km를 6회 이동하여, 이 때 오검출된 보행수를 분석하였다.

### D. 분석방법

보행수 검출방법으로서 역치(threshold) 방법[4-5,9,13]을 사용하였고, 가속도의 크기가 역치보다 작아질 때를 보행이벤트로 인정하였다. 보행이벤트 검출 전에, 다음과 같이 가속도신호의 필터링을 수행하였다. 먼저 신호의 DC성분을 제거하기 위해 0.15Hz

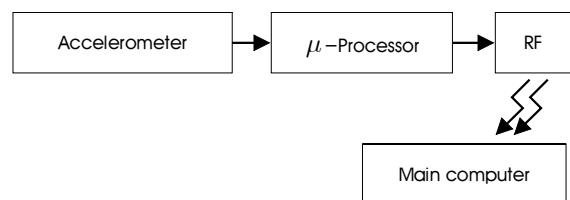


그림 2. 보행신호 계측시스템 구성  
Fig. 2. Organization of gait-signal measurement system

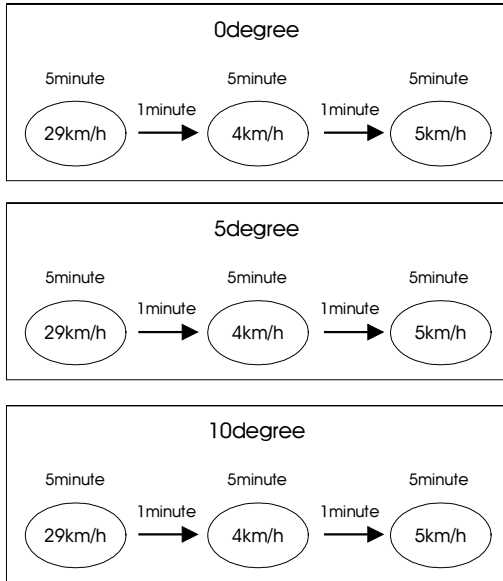


그림 3. 트레드밀 실험 방법  
Fig. 3. Method of treadmill experiment

의 4차 Butterworth 고역통과필터를 사용하였고, 고주파 잡음에 의해 한 보행주기에 보행수가 여러 번 검출되는 것을 막기 위해 4차 Butterworth 저역통과필터를 사용하였다. 보행수 검출의 성능이 사용된 역치와 저역통과필터의 차단주파수에 크게 의존하므로, 이를 각각 -1g ~ 1g, 0.5 ~ 8Hz의 범위에서 0.01g와 0.1Hz씩 변화시키며 보행수 검출의 성능을 평가하였다.

위의 각 차단주파수와 역치에 대해서 검출된 보행수의 정확도를 식(1)과 같이 정의하였다. 식(1)에서  $gc_d$ 는 필터링된 가속도신호에 역치방법을 적용하여 검출된(detected) 보행수이고,  $gc_r$ 은 검출보행수의 정확도를 계산하기 위한 기준(reference)으로 사용하기 위해 비디오판독을 통하여 검출한 보행수이다. 단, 정확도가 200%인 경우는 한 보행주기 당 2번의 이벤트가 검출되어 보행수가 2씩 증가한다는 것을 의미한다. 따라서 150%를 기준으로 하여 정확도가 이를 넘을 경우 정확도를 2로 나누었다.

차량이동시의 오검출률은 식(2)와 같이 정의하였다. 여기서,  $gc_d$ 는 자동차실험에 대해 검출된 보행수이고,  $gc_w$ 는 자동차로 이동한 거리를 걸었다고 가정했을 경우의 보행수로서, 트레드밀 보행중의 거리 당 평균보행수를 이용하여 산출하였다. 식(1-2)의 정확도와 오검출률은 모든 실험데이터 (3각도×3속도×10인)에 대해 각각 산출하였다.

$$accu(fc, th) = \frac{gc_d(fc, th)}{gc_r} \times 100 \quad [\%] \quad (1)$$

$$FP(fc, th) = \frac{gc_d(fc, th)}{gc_w} \times 100 \quad [\%] \quad (2)$$

식(1)과 식(2)의 정확도와 오검출률을 이용하여 보행수 검출의 성능을 종합적으로 표현할 수 있는 오차지수(error index: EI)를 식(3)과 같이 정의하였다. 여기에서  $\overline{accu}$ 는 대상으로 하는 실험 데이터의 평균 정확도이고,  $SD_{accu}$ 는 정확도의 표준편차,  $\overline{FP}$ 는 오검출률의 평균이다. 따라서 해당 필터링조건과 역치에 대한 검출의 정확도가 높고 정확도의 변동이 작으며 오검출률이 작을수록 오차지수가 작게 되어 전체적인 성능이 우수함을 나타낸다. 오검출률이 높을 경우, 장시간 자동차를 사용하는 사람은 보행이 없어도 많은 보행을 수행한 것으로 판단되므로 다른 평가항목에 비해 10배의 비중을 두었다.

식(3)의 오차지수를 이용하여, 각 각도별로 오차지수를 최소화 하는 최적의 필터링조건과 역치 (최적조건)를 구하고 그 값들의 각도에 따른 변동정도를 변동계수로 파악하였다. 또한 일반적으로 사용되는 0도에서의 최적조건을 다른 각도의 보행데이터에 적용하였을 때의 보행검출의 성능을 평가하고자 하였다.

$$EI(fc, th) = \frac{|\overline{accu}(fc, th) - 100| + SD_{accu}(fc, th) + 10\overline{FP}(fc, th)}{100} \quad [\%] \quad (3)$$

또한, 전체 데이터(3가지 각도 모두 포함)에 대한 최적조건을 구하고, 그 성능을 각 각도별 최적조건에 대한 성능과 비교평가하여, 모든 각도에 대한 보행수 검출이 한가지의 최적조건을 이용하여 양호하게 수행될 수 있는지를 평가하고자 하였다.

경사각도별 최적조건을 결정할 경우, 한 각도에 대한 오차지수를 결정하기 위해 포함되는 데이터는 30개 (3속도×10인)가 된다. 또한, 전체데이터에 공통으로 적용되는 최적조건을 결정할 경우, 오차지수의 식에 포함되는 데이터는 90개 (3각도×3속도×10인)가 된다.

경사각도 및 센서부착조건에 따른 최적조건의 변동을 나타내는 변동계수(coefficient of variation: CV)는 식(4)와 같이 정의하였다. 여기에서,  $SD_x$ ,  $\bar{x}$ 는 각 변수의 표준편차와 평균을 나타낸다.

$$CV = \frac{SD_x}{|\bar{x}|} \times 100 \quad [\%] \quad (4)$$

위의 모든 분석은 4가지 센서부착조건 (2위치×2방향)에 대하여 각각 수행하였다. 또한, 전체 데이터에 대한 최적조건을 사용할 경우에 센서부착조건에 따른 오차지수의 변동계수도 평가하였다.

### III. 결과 및 고찰

표 3에서는 각 경사각도 별 최적조건(차단주파수와 역치) 및 오차지수의 평균을 나타내고, 또한 이 값들이 보행로의 경사각에 따라 변동하는 정도를 변동계수로서 나타내고 있다. 경사각에 따른

표 3. 경사각에 따른 최적의 차단주파수, 역치 및 오차지수의 평균과 변동: 평균 (변동계수)

Table 3. Mean and variation of optimal fc, threshold and EI under various walkway slopes: mean (CV)

	fc	threshold	EI
hip_SI	1.87Hz (24%)	0.05g (120%)	1.15% (36%)
hip_AP	1.67Hz (19%)	0.12g (41%)	1.50% (28%)
ankle_SI	4.27Hz (20%)	0.39g (97%)	1.11% (32%)
ankle_AP	2.27Hz (52%)	0.18g (94%)	0.97% (28%)
mean	2.52Hz (28%)	0.18g (88%)	1.18% (31%)

표 4. 세 가지 경사 각도를 모두 고려할 경우, 최적 차단주파수와 역치, 오차지수, 정확도, 표준편차 그리고 오검출률

Table 4. Optimal fc and threshold, EI, accuracy,  $SD_{accu}$  and FP considering all three walkway slopes

	fc	threshold	EI	accuracy	$SD_{accu}$	FP
hip_SI	2.2Hz	0.04g	1.48%	99.92%	0.84%	0.44%
hip_AP	1.5Hz	-0.09g	1.76%	99.89%	0.63%	1.00%
ankle_SI	5.0Hz	-0.44g	1.48%	100.20%	1.77%	0.08%
ankle_AP	2.4Hz	0.22g	1.43%	99.86%	1.32%	0.09%
mean (CV)	2.8Hz (55%)	-0.77g (187%)	1.54% (10%)	99.97% (40%)	1.14% (39%)	0.40% (108%)

차단주파수와 역치의 변동계수는 각각 평균 28%, 88%로서, 보행로의 각도에 따라 최적의 차단주파수와 역치가 크게 달라짐을 알 수 있다.

그림 4는 평지보행(경사각 0도)의 최적 차단주파수와 역치를 다른 경사각도의 보행에도 적용할 경우, 각 경사각도별 오차지수를 비교한 것으로서, 오차지수는 큰 변동을 보였다. 이로부터, 평지보행의 최적조건을 다른 경사각에 적용하는 것은 불합리함을 알 수 있다.

표 4에서는 전체 데이터에 대한 최적조건 및 오차지수를 나타낸다. 오차지수는 1.43~1.76%로서 양호하며, 각 각도별로 별도의 조건(차단주파수와 역치)을 적용했을 때에 비해 평균 0.36% 증가

하는데 그쳤다. 이는, 다양한 경사각의 보행로에 대해서 동일한 조건을 사용해도 오차지수가 큰 손실없이 안정적으로 보행수를 검출할 수 있음을 의미한다. 또한,  $SD_{accu}$ 의 평균이 1.14%로 매우 낮은 것은 속도, 각도뿐만 아니라 피험자별로도 매우 안정적임을 나타낸다. 이 경우에도, 센서부착조건에 따른 차단주파수와 역치의 CV가 각각 55%, 187%로서, 부착위치와 방향에 따라 별도의 값을 지정하는 것이 필요함을 알 수 있다.

#### IV. 결론

본 연구에서는 보행수 검출을 위해 젊은 성인 남녀 모두 다양한

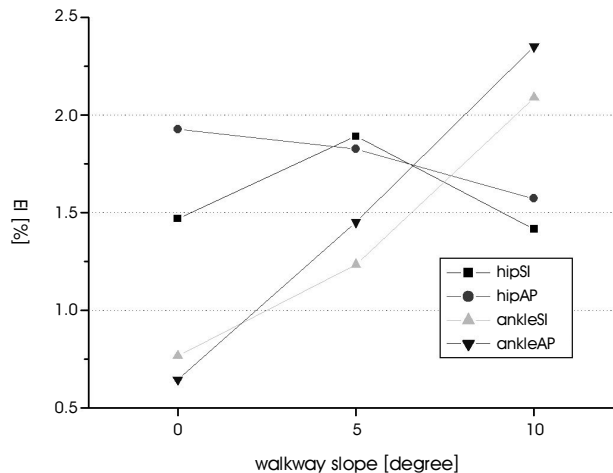


그림 4. 평지보행의 최적 파라미터를 적용할 경우의 각 경사에 대한 오차지수

Fig. 4. Error index for each walkway slope when the optimal parameters for level walking were applied

보행속도와 경사로에서 범용적으로 사용할 수 있는 최적의 차단주파수와 역치를 고찰하였다.

모든 경사에서의 모든 데이터를 포함하여 최적조건을 도출한 경우, 각 센서의 정확도는 99.9~100.2%였고 정확도의 표준편차는 0.63~1.77%였으며 오차지수는 1.43~1.76%로 매우 양호하였다. 이러한 결과는, 센서 부착위치별로 최적의 차단주파수와 역치를 결정한다면 동일한 시스템을 사용하여 다양한 경사로에 대한 보행수를 정확히 예측할 수 있음을 시사한다. 또한, 앞으로의 연구에서는 고령자를 대상으로 실험하는 것과 계단이나 내리막 경사와 같은 다양한 환경을 포함하여 최적의 차단주파수와 역치를 결정하는 것이 필요할 것이다.

## 참고문헌

- [1] N. Leenders, W.M. Sherman, and H.N. Nagaraja, "Comparisons of four methods of estimating physical activity in adult women," *Med Sci Sports Exerc*, vol. 32, no. 7, pp.1320-1326, 2000.
- [2] G.J. Welk, J.A. Differding, R.W. Thompson, S.N. Blair, J. Dziura, and P. Hart, "The utility of the Digi-walker step counter to assess daily physical activity patterns," *Med Sci Sports Exerc*, vol. 32, no. 9, pp.S481-488, 2000.
- [3] T. Mitsui, K. Shimaoka, S. Tsuzuku, T. Kajioka, and H. Sakakibara, "Pedometer-determined physical activity and indicators of health in Japanese adults," *J Physiol Anthropol*, vol. 27, no. 4, pp.179-184, 2008.
- [4] C. Tudor-Locke, B.E. Ainsworth, R.W. Thompson, and C.E. Matthews, "Comparison of pedometer and accelerometer measures of free-living physical activity," *Med Sci Sports Exerc*, vol. 34, no. 12, pp.2045-2051, 2002.
- [5] C. Tudor-Locke, S.B. Sisson, S.M. Lee, C.L. Craig, R.C. Plotnikoff, and A. Bauman, "Evaluation of quality of commercial pedometers," *Can J Public Health*, vol. 97 Suppl 1, no., pp.S10-15, S10-16, 2006.
- [6] S.E. Crouter, P.L. Schneider, M. Karabulut, and D.R. Bassett, Jr., "Validity of 10 electronic pedometers for measuring steps, distance, and energy cost," *Med Sci Sports Exerc*, vol. 35, no. 8, pp.1455-1460, 2003.
- [7] P.L. Schneider, S.E. Crouter, O. Lukajic, and D.R. Bassett, Jr., "Accuracy and reliability of 10 pedometers for measuring steps over a 400-m walk," *Med Sci Sports Exerc*, vol. 35, no. 10, pp.1779-1784, 2003.
- [8] S. Horvath, D.G. Taylor, J.P. Marsh, and D.J. Kriellaars, "The effect of pedometer position and normal gait asymmetry on step count accuracy," *Appl Physiol Nutr Metab*, vol. 32, no., pp.409-415, 2007.
- [9] S. Nakae, Y. Oshima, and K. Ishii, "Accuracy of spring-levered and piezo-electric pedometers in primary school Japanese children," *J Physiol Anthropol*, vol. 27, no. 5, pp.233-239, 2008.
- [10] E.V. Cyarto, A.M. Myers, and C. Tudor-Locke, "Pedometer accuracy in nursing home and community-dwelling older adults," *Med Sci Sports Exerc*, vol. 36, no. 2, pp.205-209, 2004.
- [11] M.W. Beets, M.M. Patton, and S. Edwards, "The accuracy of pedometer steps and time during walking in children," *Med Sci Sports Exerc*, vol. 37, no. 3, pp.513-520, 2005.
- [12] G.C. Le Masurier, S.M. Lee, and C. Tudor-Locke, "Motion sensor accuracy under controlled and free-living conditions," *Med Sci Sports Exerc*, vol. 36, no. 5, pp.905-910, 2004.
- [13] G.C. Le Masurier, and C. Tudor-Locke, "Comparison of pedometer and accelerometer accuracy under controlled conditions," *Med Sci Sports Exerc*, vol. 35, no. 5, pp.867-871, 2003.
- [14] C.Y. Chung, M.S. Park, I.H. Choi, T.J. Cho, W.J. Yoo, and J. Y. Kim, "Three dimensional gait analysis in normal Korean," *Korean Orthop. Assoc.*, vol. 40, no. 1, pp.83-88, 2005
- [15] S.D. Han, Human engineering, Seoul, Korea, Hakmunsa, 1983
- [16] B. Auvinet, G. Berrut, C. Touzard, L. Moutel, N. Collet, D. Chaleil, and E. Barrey, "Reference data for normal subjects obtained with an accelerometric device," *Gait Posture*, vol. 16, no. 2, pp.124-134, 2002.
- [17] M. Silva, E.F. Shepherd, W.O. Jackson, F.J. Dorey, and T.P. Schmalzried, "Average patient walking activity approaches 2 million cycles per year: pedometers under-record walking activity," *J Arthroplasty*, vol. 17, no.6, pp.693-697, 2002.