

## 정상보행시 체중심의 수직 가속도 특성

이진복, 강성재, 김영호

연세대학교 보건과학대학 의공학과, 의공학 연구소, 의용계측 및 재활공학 연구센터

### Abstract

### Characteristics of Vertical Acceleration at Center of Mass of the Body in Normal Gait

Yi Jin-bock, B.H.Sc., P.T.

Kang Sung-jae, M.Sc.

Kim Young-ho, Ph.D.

Dept. of Biomedical Engineering, The Graduate School, Yonsei University

Institute of Biomedical Engineering, Yonsei University

Research Institute of Medical Instrumentation, Rehabilitation Engineering Yonsei University

In this study, vertical acceleration of center of mass was observed along normal gait phases in 9 healthy male volunteers (aged  $25.7 \pm 2.18$ ). The developed wireless accelerometric device was attached on the intervertebral space between L3 and L4 using a semi-elastic waist belt. A three-dimensional motion analysis system, synchronized with the accelerometry, was used for detecting gait phases. There was no significant correlation between the body weight and the acceleration. The first peak curve covered loading response phase. The second downward peak point was matched accurately with the opposite toe-off. In mid-stance and terminal stance, the acceleration curve highly resembled the vertical ground reaction force curve. There was no significant difference in timing between the final upward peak point and the initial contact. Therefore, the developed accelerometry system would be helpful in determining temporal gait patterns in patients with gait disorders.

**Key Words:** Acceleration; Center of mass; Gait phase; Ground reaction force.

---

\*본 연구는 과학기술부, 한국과학재단 지정 연세대학교 의용계측 및 재활공학 연구센터의 지원에 의한 것임.

## I. 서론

정확한 보행분석을 위해 사용되고 있는 고가의 삼차원 동작분석시스템은 제한된 공간, 번거로운 장비보정(calibration) 및 준비 과정을 수반하며 관절의 움직임 측정하기 위하여 적외선 카메라를 사용하기 때문에 제한된 실내공간에서만 실험이 가능하다. 또한 힘 측정판을 사용하며 각 카메라로부터 얻은 이차원 영상을 취하여 삼차원으로 재구성이 가능한 실험실 내 유효공간으로는 한 두 보행주기만의 데이터를 추출할 수 있으므로 보행의 규칙성 및 반복성의 측정을 어렵게 한다.

가속도를 직접 측정하여 보행연구에 이용한 것은 인간의 보행이 연구되기 시작한 역사에 비해 그리 오래되지 않았다. 삼차원 동작분석시스템에서도 마커(marker)를 이용해 움직임을 기록한 후 이를 이용해 수학적 방법으로 속도와 가속도를 추출한다. 그러나 이 과정에서 유한 데이터에 대한 미분을 거듭하면서 주파수에 따라 오차가 달라지는 오류를 피할 수 없으므로(Winter, 1990) 가속도를 직접 측정하는 가속도계의 사용이 보편화되고 있다.

가속도계를 이용한 보행분석이 삼차원 동작분석시스템을 완전히 대체할 수는 없으나 공간의 제약이 없고 상대적으로 저렴하며 장비보정이 불필요하고 번거로운 준비 과정이 없이 보행주기에 대한 자료를 얻을 수 있다. Moe-Nilssen(1998)은 실험을 통하여 가속도계의 정밀도와 정확성을 검증한 바 있고, 반복성의 우수함도 밝힌 바 있다. 현재 많은 논문을 통해 가속도계의 이용 범위가 확장되고 있으며 기존의 삼차원 동작분석시스템을 통해 간접 측정하던 분야들을 대체해 나가고 있다.

Auvinet 등(2002)은 가속도계를 이용하여 보행시 체중심(Center of Mass)의 가속도가 연령과 성별에 따라 어떠한 특징을 보이는지 연구하였으며 Bouten 등(1994)은 삼차원 가

속도계로 체중심의 가속도를 측정하여 움직임에 따른 에너지 효율을 평가할 수 있다고 하였다. Moe-Nilssen(1998)은 가속도계를 이용하여 보행시 균형 특성을 관찰하였다. Sekine 등(2000)은 반신마비 환자의 무릎 관절에 삼차원 가속도계를 적용하여 Brunnstrom의 회복 단계에 따라 어떤 차이가 있는지 연구하였다. Moe-Nilssen 등(1999)은 실험적으로 유발시킨 요통에 따라 체중심에서의 가속도가 어떻게 달라지는지를 보고하였다.

체중심의 움직임은 보행의 안정성 및 에너지 효율을 보여주는 변수로써 관찰되기도 하였다. Saunders 등(1953)은 보행시 하지의 움직임들은 모두 체중심의 요동을 최소화 하여 효율적인 보행이 되도록 하기 위한 역할이라고 하였다. Kerrigan(2001)에 의하면 정상보행시 골반의 회전도 체중심의 수직 변위를 조절하여 양하지 접지기에 최저점을, 중간 입각기(midstance)에 최고점을 이루는 부드러운 사인곡선이 되게 하는데 기여한다고 하였다. Evans 등(1991)은 체중심의 가속도를 측정하여 보행주기 단계들을 나눌 수 있을 것이라고 하였다.

본 연구에서는 삼차원 동작분석시스템과 동기화 시킨 가속도계를 이용하여, 기존의 시스템에서 검출되는 보행주기 단계들을 기준으로 체중심의 수직 가속도를 이용하여 보행주기를 검출하고 이를 통해 보행 특성들을 분석할 수 있는지 알아보려고 하였다.

## II. 연구방법

### 1. 연구대상자

본 연구는 근골격계 및 중추신경계 병변이 없는 남성 9명을 대상으로 2002년 4월부터 7월까지 국립재활원 보행분석실에서 수행되었다.

연구 대상자의 일반적 특성은 평균연령 25.7세이며, 평균신장 154 cm, 평균체중 72 kg 이었다.

표 16. 대상자의 일반적 특성

(N=9)

구분	연령(세)	신장(cm)	체중(kg)
평균±표준편차	25.7±2.2	154.0±57.3	72.0±13.5

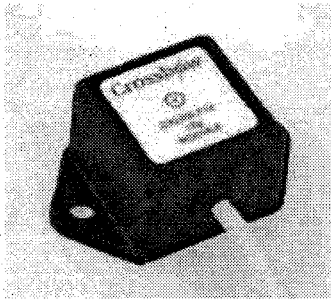


그림 1. CXL02LF3

## 2. 실험기기

삼차원 동작분석시스템으로 Elite<sup>1)</sup>를 사용하였으며, 마커 시스템은 9개의 마커를 이용한 S.A.F.Lo (Servizio di Analisi della Funzionalità Locomotoria) 프로토콜을 이용하였다. 가속도계는 2G 범위의 CXL02LF3<sup>2)</sup>로 그 크기는 1.90 cm×4.76 cm×2.54 cm이며 무게는 46 g이다(그림 1).

4대의 적외선 카메라를 이용하여 각 관절의 움직임을 50 Hz의 표본추출률(sampling rate)

로 측정하였으며, 두 개의 힘 측정판도 50 Hz로 동적 지면반발력(dynamic ground reaction force)을 측정하였다. 가속도계에 RF (Radio Frequency) 전송 모듈을 연결하고 스파으로 제작한 허리밴드를 이용하여 요추 3번과 4번 사이에 고정시켰다. 이 위치는 무게중심(center of gravity)에 가깝고 수직이어서 표면 부착 장비를 통해 무게중심의 움직임을 측정할 때 가장 적합하다고 보고된 바 있다(Moe-Nilssen, 1998). 가속도 신호는 함께 부착된 PIC16C73 (Microchip, USA.)을 이용하여 디지털 신호로 변환되고 RF 모듈 TX1 (Radiometrix, U.K)을 이용하여 9600bps의 속도로 컴퓨터에 전송되어 표시되었고(그림 2). 동기화를 위해 동작분석시스템의 근전도 채널로 전달되어 500 Hz의 표본추출률로 측정되었다. 가속도의 부착 경사에 따른 중력의 영향을 보정하기 위해 전체의 보행주기로부터 계산된 가속도의 평균을 제거하여 분석하였다(Moe-Nilssen, 1998).

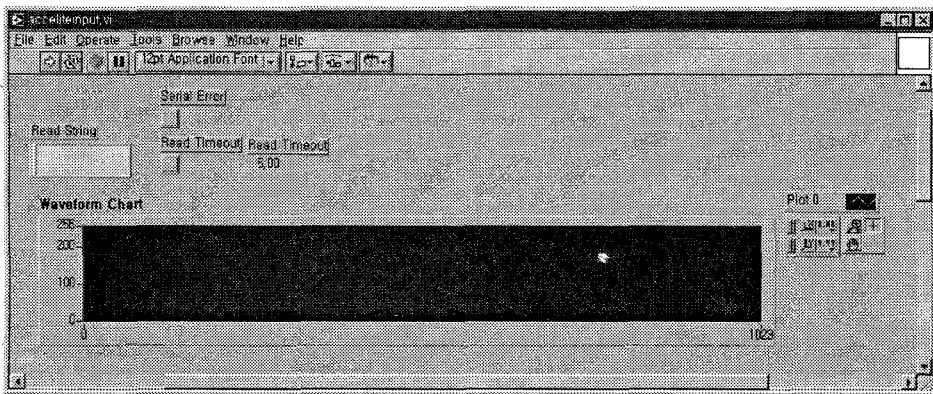


그림 2. 가속도 모니터용 프로그램 인터페이스

1) BTS, Italy.  
2) Crossbow, USA.

### 3. 실험과정

힘 측정판으로부터 6보 이상 떨어진 지점에서 출발한다. 대상자는 메트로놈의 신호에 따라 분속수 105에 맞추어 10초간 제자리 걸음을 한 후 출발하였다. 각 대상자에 대해서 3번 반복 측정하였다.

보행주기의 시작점은 왼발의 초기 접지기(initial contact)로 하였다. 측정된 모든 신호는 왼발 접지 시점에서 오른발 접지 시점까지와 오른발 접지 시점에서 왼발 접지 시점까지를 각각 500으로 채 표본추출하여 한 보행주기를 1000으로 규준화(normalization) 하였다.

### 4. 분석방법

각 대상자 별 가속도는 평균낸 후 이들을 모아 다시 평균내었다. 체중과 수직 가속도 간의 상관관계를 보기 위해 Spearman's rho 검정을 하였으며 보행주기의 각 단계와 가속도 특징점 위치의 차이를 비교하기 위해 비모수 검정인 윌콕슨 부호순위(Wilcoxon signed ranks) 검정을 하였다. 통계적 유의수준  $\alpha$ 는 .05로 하였다. 수직 지면 반발력은 각 대상자의 체중에 대해 규준화 한 후 평균을 취하였

다. 신호 처리와 통계 처리에는 상용 프로그램인 Origin 6.0 (Microcal, USA)과 윈도우용 SPSS 11.0 version (SPSS Inc. USA)을 사용하였다.

## III. 결과

### 1. 수직 가속도의 일반적 특성

가속도계로부터 측정된 수직 가속도 신호는 매 보행주기마다 특정한 형태로 반복되어 나타났다. 그림 3은 한 대상자의 수직 가속도 신호를 나타내며 그림 4는 보행주기와 비교하여 나타낸 평균 수직 가속도 신호를 보여 준다. 수직 가속도는 세 번의 정점과 세 번의 저점이 있는 특정한 곡선을 매 보마다 반복했다. 정점 I은 하중 수용기 가운데에 있고, 정점 II는 중간 입각기의 초기에 있으며, 정점 III은 초기 접지기 위치에 있다. 한편 저점 ii는 발끝 떼기(toe-off)의 위치에 있고 저점 iii은 중간 입각기의 경골 수직 상태의 위치에 있다(그림 4).

정점 가운데 가장 크면서 하중 수용기에 해당하는 정점 I은  $0.73 \pm 0.138$  G였고, 대상자의 체중과 통계적으로 유의한 상관관계를

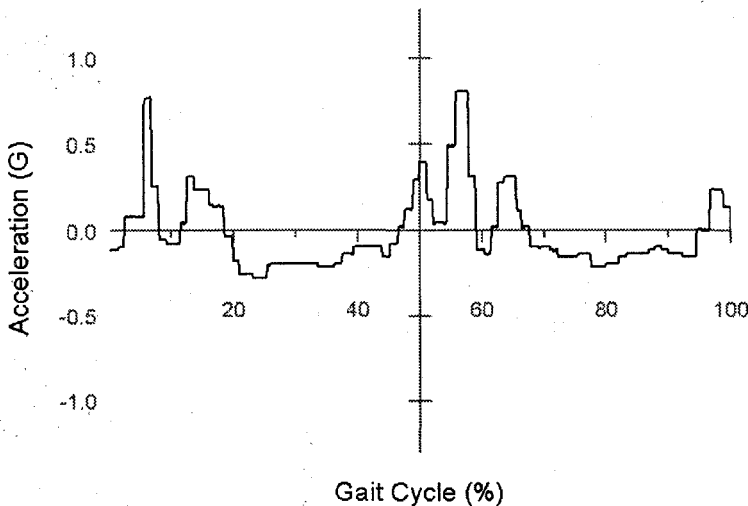


그림 3. 수직 가속도 곡선

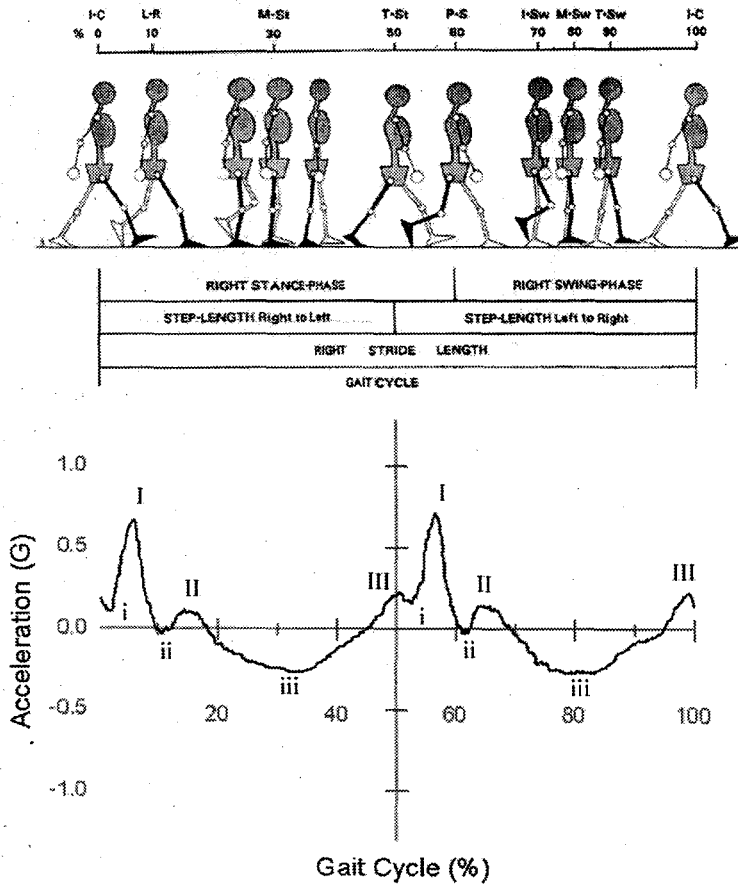


그림 4. 보행주기 단계별 수직 가속도

나타내지 않았으며 상관계수는  $-0.067$ 이었다 (표 2).

## 2. 보행주기의 각 단계별 수직 가속도

수직 가속도에서 나타난 정점 III은 동작 분석시스템으로부터 검출된 초기 접지기를 0% 위치로 볼 때 한 보행주기의  $1.7 \pm 2.41\%$  전에 나타났다.

표 17. 체중, 수직 가속도 간의 상관관계

구분	최대가속도값	
	상관계수	p
체중	$-0.067$	.865

수직 가속도에서 나타난 정점 II는 보행주기에서 50%로 나타나는 한 보에서 볼 때  $10.9 \pm 1.80\%$ 에서 나타났다. 발끝 떼기는 삼차원 동작분석시스템에서  $11.7 \pm 1.37\%$  지점에서 관찰되었다. 정점 II와  $0.8 \pm 1.04\%$ 의 차이를 보였다. 검정결과 발끝 떼기와 정점 II의 위치간에는 통계적으로 유의한 차이가 없었다.

대상자의 평균 수직 가속도 곡선에서 중간 입각기는 완만한 저점 III으로 관찰되나 각각의 실험에서 측정된 가속도 신호에서는 분명한 위치를 검출하기 어려웠다(그림 3). 그림 5는 수직 지면반발력과 수직 가속도를 비교한 그림으로 중간 입각기를 전후하여 서로

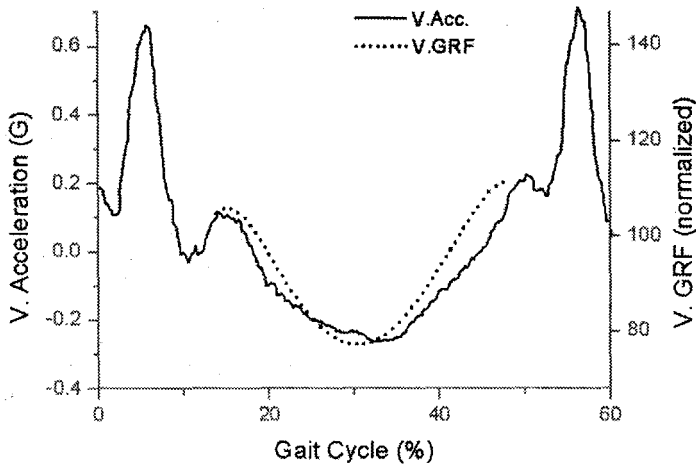


그림 5. 수직 지면반발력과 수직 가속도(평균)

매우 유사한 형태임을 보여주고 있다.

#### IV. 고찰

Winter(1991)는 보통의 보행속도가 101에서 122까지의 분속수에 해당된다고 발표하였고 Rose와 Gamble(1994)은 107을 제시한 바 있는데, 본 연구에서는 분속수 105를 선택하여 실험하였다. 보행시 체중심의 수직 가속도는 체중과 낮은 상관관계를 보이므로 체중으로 표준화 하여 나타낼 필요가 없었다.

수직 가속도에서 보이는 첫 번째 정점 I은 하중 수용기에 걸쳐 나타났다. 이 위치는 무릎 펌근인 안쪽곧은근과 골반을 지탱하는 중간볼기근이 활성화된다고 알려진 시점과 동일하다(Craik, 1995; Koerner, 1986). 지면 반발력 벡터가 무릎의 뒤쪽으로 지나가면서(Koerner, 1986) 무릎 펌근의 원심성 수축에 의한 신전 모멘트가 발생하고(Craik, 1995), 유각기로 들어서는 반대발의 발끝 떼기를 위해 중간볼기근(gluteus medius)이 활성화 되어(Saunders, 1953) 윗 방향의 가속도 정점이 발생한다.

수직 가속도에서 나타나는 저점 ii와 동작 분석시스템으로부터 검출된 발끝 떼기 간에

는 통계적으로 유의한 차이가 없으므로, 수직 가속도를 이용하여 저점 ii를 검출하면 하지 들림 시점도 작은 오차로 찾아낼 수 있을 것이다.

Auvinet 등(2002)은 수직 가속도 곡선의 두 번째 정점 II를 두고 중간 입각기라고 발표한 바 있다. 그러나 본 연구에서는 유각기 하지의 경골 수직 상태 즉, 체중심이 최고점에 이르게 되는 중간 입각기가 저점 iii에 해당함을 보였다.

단하지 지지기에 나타나는 수직 가속도 곡선은 수직 지면반발력의 형태와 매우 유사하였다(그림 5). 단하지 지지기 동안 다른 발의 충격이 작용되지 않은 상태에서 운동 에너지와 위치 에너지의 효율적인 변화가 이루어지기 때문에 수직 지면반발력의 형태가 그대로 반영된다.

중간 입각기가 단하지 지지기의 중앙에 위치하지만 수직 가속도 곡선으로부터 특징점으로 검출해 낼 수는 없었다. Auvinet 등(2002)이 저점이 분명한 곡선과 함께 "initial push off" 지점을 제시한 바 있다. 본 연구에서도 평균을 취해 완만해진 곡선에서는 분명한 저점을 확인할 수 있었으나(그림 4), 실제 측정된 개별적인 가속도 곡선에서는 특징점

을 찾기 곤란하였다(그림 3).

단하지 지지기가 끝나면서 반대발의 초기 접지기 이전에 체중심은 이미 윗 방향의 가속도가 발생하여 정점 III을 나타내었다. 이때 윗 방향의 힘을 제공하는 주요 요인은 저굴을 일으키는 가자미근(soleus), 긴발가락굽힘근(flexor digitorum longus), 긴엄지굽힘근(flexor hallucis longus)등의 활성이다(Craik, 1995; Koerner, 1986). 이들의 작용은 추진력을 제공함과 동시에 수직 지면반발력을 증가 시킴으로써 윗 방향의 수직 가속도를 만들어 내는 것이다.

모든 대상자를 통틀어 네 번의 보행에서 정점 III이 나타나지 않거나 불분명했으며 이 경우에는 초기 접지기를 나타내는 것으로 보이는 다른 특징점은 발견할 수 없었다. 그러나 일단 정점 III이 나타나는 경우, 삼차원 동작분석시스템에서 검출된 초기 접지기와의 차이는 불과 한 보행주기의  $1.7 \pm 2.41\%$ 로써 이 위치를 이용해 초기 접지기를 예측할 수 있다. 이 정점 III은 한 대상자를 제외하고는 모두 초기 접지기보다 앞서 나타났다.

본 연구의 대상자는 20대의 남성 9명을 대상으로 하였다. 향후 더 많은 대상자의 자료를 추가하고 연령과 성별에 따른 특성을 알아보는 연구가 필요할 것이다.

## V. 결론

본 연구에서는 9명의 건강한 20대 남성을 대상으로 중간 분속수의 보행주기 단계별 수직 가속도 곡선을 분석하였다.

1. 수직 가속도 곡선에서 정점 I은 하중 수용기에 걸쳐 있어서 이 단계를 잘 보여주고 있었다.
2. 수직 가속도 곡선에서 저점 ii와 정점 III은 각각 발끝때기 들림 및 초기 접지기와 매우 일치하였다. 그러나 초기 접

지기에서의 정점 III은 나타나지 않기도 하였다.

3. 중간 입각기이자 경골 수직 상태에 해당되는 수직 가속도 특징점은 발견할 수 없었다.

본 연구에서 검출된 수직 가속도의 각 특징점들 가운데서 기존의 보행주기 단계와 시점을 공유하는 것은 하중 수용기에 해당하는 정점 I 곡선과 발끝 때기에 해당되는 저점 ii 및 초기 접지기에 해당되는 정점 III이었다.

앞으로 중간 분속수의 정상보행에서 초기 접지기와 발끝 때기를 기준으로 한 시간축의 자료가 필요할 경우, 단 하나의 보행주기만이 검출되는 고가의 삼차원 동작분석시스템을 이용하여 여러 번 실험할 필요 없이 가속도 계만을 이용하여 한 번에 충분한 수의 보행주기를 얻어 규칙성과 반복성 등을 분석해낼 수 있을 것이다.

## 인용문헌

- Auvinet B, Berrut G, Touzard C, et al. Reference data for normal subjects obtained with an accelerometric device. Gait Posture. 2002(to be published).
- Bouten CV, Westerterp KR, Verduin M, et al. Assessment of energy expenditure for physical activity using a triaxial accelerometer. Med Sci Sports Exerc. 1994;15:16-1523.
- Craik RL, Oatis CA. Gait Analysis: Theory and application. 1995:313.
- Evans AL, Duncan G, Gilchrist W. Recording accelerations in body movements. Med Biol Eng Comput. 1991;29:102-104.
- Kerrigan DC, Riley PO, Lelas JL, et al. Quantification of pelvic rotation as a determinant of gait. Arch Phys Med Rehabil. 2001;82:217-20.

- Koerner I. Observation of Human Gait. University of Alberta. 1986:41,49.
- Moe-Nilssen R. A new method for evaluating motor control in gait under real-life environmental conditions. Part 1: The instrument. *Clin Biomech.* 1998;13:320-327.
- Moe-Nilssen R. A new method for evaluating motor control in gait under real-life environmental conditions. Part 2: Gait Analysis. *Clin Biomech.* 1998;13:320-327.
- Moe-Nilssen R. Dynamic adjustments of walking behavior dependent on noxious input in experimental low back pain. *Pain.* 1999;83:477-485.
- Moe-Nilssen R. Test-Retest Reliability of trunk accelerometry during standing and walking. *Arch Phys Med Rehabil.* 1998;70:1377-1385.
- Rose J, Gamble JG. Human Walking. 2nd ed. Williams & Wilkins, 1994:6.
- Saunders JB, Inman VT, Eberhart HD. The major determinants in normal and pathological gait. *J Bone Joint Surg Am.* 1953;35-A:543-558.
- Sekine M, Abe Y, Sekimoto M, et al. Assessment of gait parameter in hemiplegic patients by accelerometry. Proceedings of the 22nd EMBS Int. Conference. 2000:1879-1882.
- Winter DA. Biomechanics and Motor Control of Human Movement. 2nd ed. John Wiley & Sons, 1990:34.
- Winter DA. The Biomechanics and Motor Control of Human Gait. 2nd ed. University of Waterloo Press, 1991:23.