

체중심 가속도를 이용한
정상보행과 편마비보행 분석

연세대학교 대학원
의료공학 협동과정
의공학전공
이진복

체중심 가속도를 이용한
정상보행과 편마비보행 분석

지도 김 영 호 교수

이 논문을 석사 학위논문으로 제출함

2002년 12월 일

연세대학교 대학원

의료공학 협동과정

의공학전공

이 진 복

이진복의 석사 학위논문을 인준함

심사위원 _____ 인

심사위원 _____ 인

심사위원 _____ 인

연세대학교 대학원

2002년 12월 일

차 례

그림 차례	iii
표 차례	v
국문 요약	vi
제 1 장 서론	1
제 2 장 삼차원 보행분석시스템과의 동기화를 고려한 근전도 단자 연계형 무선 가속도 측정 도구 개발	6
제 3 장 체중심 가속도의 측정 및 보행분석	14
1. 가속도 측정	14
2. 보행분석	21
제 4 장 결과 및 고찰	
1. 정상보행시 체중심의 가속도 특성	
1. 1. 대상자의 일반적 특성	24
1. 2. 수직 가속도와 체중의 상관관계	24
1. 3. 수직 및 좌우 가속도 특성	25
1. 4. 가속도를 이용한 보행단계 검출	29
1. 5. 가속도와 보행의 생체역학적 인자	32
1. 6. 가속도와 지면 반발력	33
1. 7. 가속도와 분속수	35
2. 편마비보행시 체중심의 가속도 특성	
2. 1. 편마비 대상자의 일반적 특성	38
2. 2. 수직 및 좌우 가속도 특성	39
2. 3. 가속도와 보행의 생체역학적 인자	43
2. 4. 가속도와 지면 반발력	46
제 5 장 결론	47

참고 문헌	49
영문 요약	51

그림 차례

그림 1. 가속도계의 응용	1
그림 2. 보행주기에 따른 체중심의 수직 변위	4
그림 3. CXL02LF3	6
그림 4. 시리얼 전송 프로토콜 (RS232)	7
그림 5. 시리얼 전송 플로우 차트	7
그림 6. 가속도 측정 및 송신부 회로도	8
그림 7. 가속도계, 마이크로프로세서, RF 전송 모듈 및 전원	8
그림 8. 조립되어 완성된 무선 가속도측정시스템의 측정 및 송신부 외형	9
그림 9. 가속도 수신부 회로도	9
그림 10. 가속도 신호 모니터용 VI	10
그림 11. Elite의 근전도 화면에 표시되고 있는 가속도 신호	10
그림 12. 개발된 무선 가속도측정시스템의 신호 흐름 개요도	11
그림 13. 가속도 모듈 고정용 허리띠	12
그림 14. 가속도 모듈을 허리띠에 올려놓은 모습	12
그림 15. 제작된 허리띠를 이용하여 가속도 모듈을 신체에 고정시킨 모습	13
그림 16. 인체의 절대 좌표계와 상대 좌표계(가속도 평면)	15
그림 17. 9개의 마커를 이용한 S.A.F.Lo 트래킹 모델	21
그림 18. Rancho Los Amigos 기준의 보행 단계표	22
그림 19. 한 대상자의 수직 가속도 (한 보행주기)	25
그림 20. 한 대상자의 좌우 가속도 (한 보행주기)	26
그림 21. 표준편차와 함께 나타낸 수직 가속도 평균 (한 활보 기준)	26
그림 22. 표준편차와 함께 나타낸 수직 가속도 평균 (한 보 기준)	27
그림 23. 표준편차와 함께 나타낸 좌우 가속도 평균 (한 활보 기준)	27
그림 24. 보행단계에 따른 수직 및 좌우 가속도 곡선(평균)	29
그림 25. 하지 관절들의 각도 변화량	31

그림 26. 단하지 지지기에 보이는 수직 가속도와 수직 지면 반발력 곡선의 유사성(평균)	33
그림 27. 단하지 지지기에 보이는 좌우 가속도와 좌우 지면 반발력 곡선의 유사성(평균)	34
그림 28. 분속수에 따른 수직 가속도의 변화	35
그림 29. 분속수에 따른 무릎관절의 굴곡 곡선	36
그림 30. 분속수에 따른 수직 가속도 정점 II의 크기 변화	37
그림 31. 편마비 보행의 가속도 예 (Brunnstrom 3단계, MAS 1+)	39
그림 32. 편마비 보행의 가속도 예 (Brunnstrom 4단계, MAS 1+)	40
그림 33. 편마비 보행의 가속도 예 (Brunnstrom 5단계, MAS 1)	40
그림 34. 편마비 보행의 가속도 예 (Brunnstrom 6단계, MAS 0)	41
그림 35. 편마비 보행의 가속도 예 (MAS 0, Brunnstrom 3단계)	41
그림 36. 편마비 보행의 가속도 예 (MAS 1, Brunnstrom 3단계)	42
그림 37. 편마비 보행의 가속도 예 (MAS 2, Brunnstrom 3단계)	42
그림 38. 편마비 대상자의 단하지 지지기 수직 가속도 곡선과 수직 지면 반발력 곡선	46

표 차례

표 1. 정상인 대상자들의 일반적인 특성 (10명)	24
표 2. 체중, 수직 가속도 간의 상관관계 (Spearman's rho 검정)	24
표 3. 보행 단계 및 특정 시점과 가속도 특징점 간의 일치 관계	31
표 4. 편마비 대상자의 일반적인 특성 (17명)	38
표 5. 보행 속도, 수직 가속도 간의 상관관계(Spearman's rho 검정)	43
표 6. 보행 속도, Brunnstrom 회복 단계 간의 상관관계(Spearman's rho 검정) ·	43
표 7. 환측보장 비율, 환측 기준 주정점 차이 비율 간의 상관관계(Spearman's rho 검정)	44
표 8. 환측 유각기 대비 유각기 간 시간차, Modified Ashworth Scale, Brunnstrom 회복 단계, 수직 가속도 rms 간의 상관관계 (Spearman's rho 검정)	45
표 9. 수직 가속도의 주정점 간 시간 간격, 보 간의 시간 간격 간 상관관계(Spearman's rho 검정)	45

국 문 요 약

체중심 가속도를 이용한 정상보행과 편마비보행 분석

가속도계를 사용하면 기존에 계산에 의한 것보다 운동학 및 동역학 자료의 정확한 검출이 가능하다. 또한 삼차원 보행분석시스템보다 간단하여 그 유용성에 관한 연구가 몇 십년간 계속 되어오고 있다.

이에 본 연구에서는 삼차원 보행분석시스템과 동기를 유지하며 체중심의 가속도를 무선으로 측정하는 장치를 개발하고, 20대의 정상인 대상자 10명과 뇌졸중 환자 17명을 대상으로 수직 및 좌우 가속도를 측정하였다.

정상보행을 대상으로 한 실험에서 체중과 가속도는 통계적으로 유의한 상관관계를 보이지 않았다. 매 보마다 반복되는 수직 가속도와 매 활보마다 반복되는 좌우 가속도의 일부 특징점들은 삼차원 보행분석시스템에서 검출된 보행단계 중, 초기 접지 시점과 하지 들림 시점을 매우 정확히 반영하였다. 그 외에 입각기에 있는 하지의 최대 무릎 굴곡점을 반영하는 특징점도 발견하였다. 또한 가속도 신호가 지면 반발력을 반영하고 있음도 확인하였다.

편마비보행을 대상으로 한 실험에서 보행 속도와 가속도 크기 간에 통계적으로 유의한 상관관계가 있었다. 이 보행 속도는 Brunnstrom 회복 단계와도 유의한 상관관계가 있는 것이었다. 한 활보장에서 환측 보장이 차지하는 비율과, 환측 주정점의 크기에 대한 주정점 간의 차이 사이에도 통계적으로 유의한 상관관계가 있었다. 환측 유각기에 대한 유각기 시간차는 경직 정도 및 Brunnstrom 회복 단계와 통계적으로 유의한 상관관계가 있었다. 주정점 간의 시간 간격은 실제 보 간의 시간 간격과 통계적으로 매우 높은 상관성을 보였다. 이를 통해 대상자 보의 시간적 대칭성의 검사도 가능할 것으로 생각된다.

본 연구를 통해, 체중심의 가속도를 측정하여 정상보행시 각 하지의 입각기와 유각기를 구분하는 것이 가능하며, 그 외의 생체역학적 특성들도 다수 검출할 수

있다는 것을 확인하였다. 또한 편마비보행시 경직 및 Brunnstrom 회복 단계 그리고 보행시 양 하지의 대칭성의 호전 정도를 가속도 측정을 통하여 평가할 수 있음을 알 수 있었다. 가속도 측정기를 이용한 보행 분석은 삼차원 보행분석시스템과 달리 충분히 긴 연속적인 보행을 측정할 수 있는 장점을 가지고 있다. 더 많은 대상에 대한 연구를 통해 타당성이 입증되면 임상에서 복잡한 삼차원 보행분석시스템을 사용하지 않고도 필요한 평가를 할 수 있을 것으로 기대된다.

핵심이 되는 말 : 가속도, 체중심, 보행분석, 보행단계, 편마비, 지면반발력, 대칭성

제 1 장 서 론

보행분석은 기원전 4세기경, 그리스의 철학자인 아리스토텔레스가 동물의 이동을 해부학적인 이해 위에 정량적으로 해석하려 시도한 것에 그 기원을 둔다[1]. 19세기 초로 거슬러 올라가는 인체의 보행 인자 관찰 역사는 그동안 다양한 도구들의 개발을 낳았고 그 가운데에는 운동학적 측정을 위한 가속도계도 있다[2]. 그림 1의 (a)는 1873년에 Marey에 의해 고안된 보행분석을 위한 고안도로서 가속도계도 함께 소개되어 있는데 이것이 가속도를 보행분석과 관계 맺은 최초의 기록이다. 하지만 실제로 구현하지는 못하였다[1]. (b)는 이를 최근에 와서 실현한 그림이다.

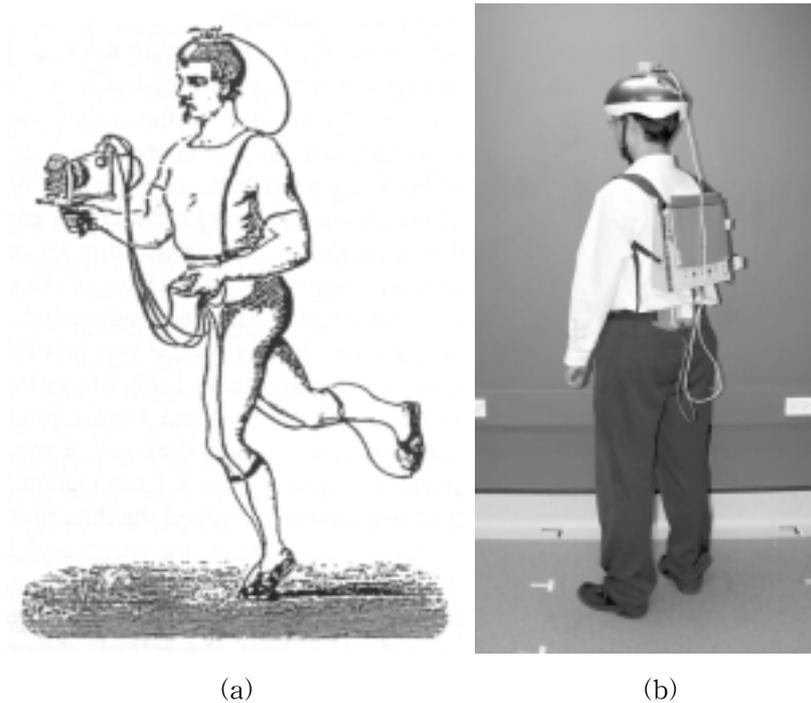


그림 1. (a) 압력계를 이용한 보행분석 고안도. 머리에 쓴 것이 가속도계로 소개되어 있다. (b) 최근 진행 중인 연구에서 실현된 장면

가속도계가 인체의 동작 분석에 본격적으로 이용된 것은 6개의 가속도계를 이용하여 한 분절의 움직임은 삼차원에서 해석할 수 있다고 보고된 이후이다. 같은 연구에서 Morris는 개선된 cantilever 가속도계를 제시하였다[3].

이후 piezoresistive 방식의 소형 가속도계가 개발되었고 이를 계기로 가속도계를 이용한 연구가 활발하게 진행되었다. 또한 각 분절 단위로 측정하는 방법을 벗어나 체중심을 대상으로 최소한의 가속도계를 사용하는 연구가 많아졌다. 이런 가운데 Moe-Nilssen(1998)은 가속도계를 이용한 측정의 정밀도와 정확성 및 반복성의 우수함을 검증하였다[4]. 또한 서 있을 때와 걸을 때 가속도계를 적용하면서 검사-재검사 신뢰도(test-retest reliability)를 논하기도 하였다[5].

가속도는 삼차원 보행분석시스템을 통해서도 구할 수 있다. 삼차원 보행분석시스템이 가속도를 추출할 때는 우선 마커(marker)를 이용해 움직임을 기록한 후 수학적 방법을 사용하게 된다. 하지만 유한 데이터에 대한 거듭된 미분 과정에서 주파수에 따라 오차가 달라지는 오류를 피할 수 없게 된다[6].

고가의 삼차원 보행분석시스템이 정확한 보행분석을 위해 사용되고 있기는 하지만 제한된 공간, 번거로운 장비보정(calibration) 및 준비 과정을 수반하며 관절의 움직임을 측정하기 위하여 적외선 카메라를 사용하기 때문에 제한된 실내공간에서만 실험이 가능하다. 삼차원 분석을 위해 각 카메라로부터 이차원 영상들을 모아 재구성하므로 이 영상들의 공통된 유효공간으로는 한 두 보행주기의 자료만을 추출할 수 있다. 삼차원 보행분석시스템은 이렇게 특정 주기의 보행만을 분석 대상으로 하게 되는 단점을 갖게 된다. 이는 매 보행주기에서 규칙성과 반복성이 떨어지는 대상자의 경우에 문제가 된다.

삼차원 보행분석시스템에 비하여 공간의 제약이 없고 상대적으로 저렴하며 장비보정이 불필요하고 번거로운 준비 과정이 없는 가속도계의 사용이 보편화되면서 많은 논문을 통해 이의 이용 범위가 확장되고 있으며 기존의 삼차원 동작분석 시스템을 통해 간접 측정하던 분야들을 대체해가고 있다.

보행 분석에 가속도계를 이용한 예를 보면, 1991년에 Evans는 영치뼈에 삼차원 가속도계를 부착하고 발에는 스위치를 부착하여 보행을 관찰하고 이를 통해 보행속도와 보행주기, 분속수 등을 추출한 바 있다[7].

그 외에도 Bouten(1994)은 삼차원 가속도계를 이용하여 일상생활 동작의 몇 예에서의 에너지 소모를 계산하는 연구를 보고한 바 있다[8]. Moe-Nilssen(1998)은 서 있을 때와 걸을 때의 균형 능력을 요추 3번 위에 부착한 삼차원 가속도계를 이용하여 측정하였다[9]. 이듬해에는 실험적으로 요통을 발생시킨 후 걷게 하여 이때의 가속도 변화를 요추 3번 위에 가속도계를 부착하여 측정하기도 하였다[10]. Auvinet 등(2002)은 가속도계를 이용하여 보행시 체중심(Center of Mass)의 가속도가 연령과 성별에 따라 어떠한 특징을 보이는지 연구하였다[11].

가속도계를 부착하여 3차원 직교좌표 공간에서 발생하는 움직임을 측정하는 경우, 절대 좌표계와 상대 좌표계(가속도 축) 간의 회전 관계의 해석이 필요해진다. 요추에 가속도계를 부착한 경우를 예로 들면, 요추의 전굴을 따라 가속도계의 수직축이 앞으로 기울었을 경우 척추 방향의 움직임은 가속도계의 수직축에 그대로 반영되지만 절대 좌표계의 수직축에서 발생하는 중력가속도는 두 좌표축의 회전 각에 의해 가속도계의 수직축에 투영된다. 전굴은 앞뒤축도 수평을 유지하지 못하게 하며 대개의 경우 좌우축의 완전한 수평도 보장받지 못한다. 더 나아가 절대 좌표계와 상대 좌표계 간의 회전 관계가 시간에 따라 일정하지 않은 경우라면 더욱 많은 문제를 안게 된다. 이런 경우에는 일정한 기준에 입각한 기울기를 동시에 측정하여 보정하여야 한다. 예를 들어 중력가속도는 수직에 대한 기준이 될 수 있으며 지구 자축은 방향에 대한 기준이 될 수 있을 것이다. Moe-Nilssen(1998)은 가속도계를 등에 부착하고 측정할 때 그 결과를 수직-수평 좌표계에 입각하여 해석하는 수학적 알고리즘을 제시한 바 있다[4].

가속도계로 보행을 분석할 때 주로 대상이 되는 체중심의 움직임은 보행의 안정성 및 기계적 에너지 효율을 보여주는 변수이다. Saunders 등(1953)은 보행시 하지의 움직임들은 모두 체중심의 움직임을 최소화 하여 효율적인 보행이 되도록 하기 위한 역할이라고 하였다[12]. Kerrigan(2001)에 의하면 정상보행시 골반의 회전도 체중심의 수직 변위를 조절하여 양하지 접지기에 최저점을, 중간 입각기

(mid-stance)에 최고점을 이루는 부드러운 사인곡선이 되게 하는데 기여한다고 하였다(그림 2)[13].

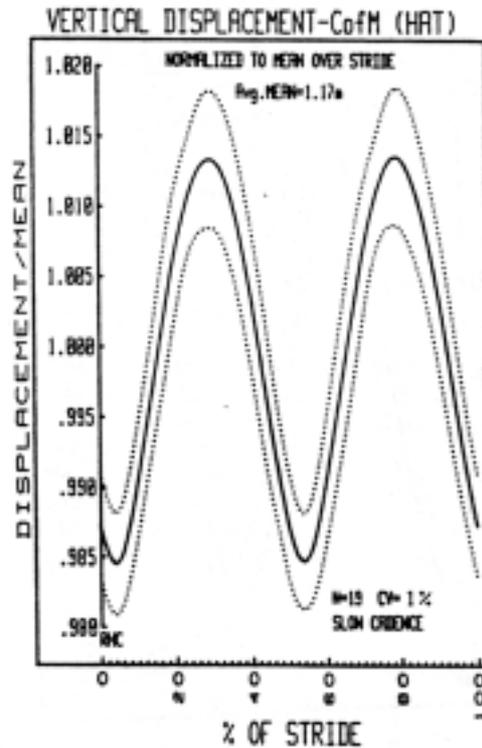


그림 2. 보행주기에 따른 체중심의 수직 변위

체중심에서 가속도계를 이용하여 측정하는 정상보행의 인자들은 양 하지의 규칙적으로 반복되는 움직임에 의해 한 주기마다 두 번씩 규칙적으로 반복되어 나타나게 되는데, 뇌졸중이나 외상성 두부손상(Traumatic Brain Injury)을 원인으로 하는 편마비 보행은 양 하지의 균형이 깨어져 버렸기 때문에 이 규칙성과 반복성을 잃어 버리게 되며 이 불균형이 편마비의 대표적인 병적 보행 인자이다. Olney(1996)는, 그의 논문에서 편마비 보행의 다양한 변이들을 정리하였다[14]. 이 연구에서는 시간에 따른 각 단계의 변이를 확인했고 운동학적 차이와 근전도를

통해 본 변이도 정리하였다. 각 관절의 모멘트와 지면 반발력 등의 동역학 자료에서도 편마비 보행의 변이를 확인하였다. 그는 이 논문에서 이러한 변이가 보상 작용에 기인한다는 관점을 각 인자별로 정리하였다. 이러한 불균형 변이들이 일정한 방향성을 띠고 있는 것을 확인한 연구였지만 그 양적인 부분을 평균낸 점은 부분적으로 무리가 있는 것이었다. 편마비 보행은 경직이나 그 회복 단계에 따라 그 특징이 다양하므로 세분화하여 관찰할 대상이며 통계를 취하는 데에는 많은 제한이 따른다.

가속도계를 이용한 편마비 환자의 보행 연구도 있었다. Sekine(2000)은 정상인과 다양한 Brunnstrom 회복단계에 있는 편마비 환자의 fibular head에 삼차원 가속도계를 부착하고 시간에 따른 변화를 관찰하고 주파수 분석을 하였으며 각 축간의 이차원 궤적의 차이를 논하였다[15].

본 연구에서는 삼차원 동작분석시스템과 동기화시킨 가속도계를 이용하여, 기존의 시스템에서 검출되는 보행주기 단계들과 체중심의 가속도가 갖는 관계를 논하였다. 또한 체중심의 가속도로부터 보행주기를 검출하고 이를 통해 보행 특성들을 분석할 수 있는지 알아보았다. 또한 Brunnstrom 회복 단계와 경직 단계에 있어서 다양한 위치에 있는 편마비 환자를 대상으로 실험하여 편마비의 병적 보행 인자와 체중심의 가속도가 갖는 관계성을 관찰하고 체중심의 가속도를 이용한 병적 보행 인자의 추정이 가능한지를 살펴보았다.

제 2 장

삼차원 보행분석시스템과의 동기화를 고려한 근전도 단자 연계형 무선 가속도 측정 도구 개발

이 논문에서 행한 실험은 삼차원보행분석시스템에 가속도계를 연계하여 진행 되도록 구상하였다. 삼차원보행분석시스템과 가속도계가 동기를 유지하도록 하기 위해 본 연구에서는 삼차원보행분석시스템의 근전도계에 두 여유 채널을 확보하고 가속도 신호를 이 두 채널에 연결하여 측정하는 방식을 구현하였다.

가속도의 단위는 [m/s²]이다. 하지만 가속도계를 사용하는 실험에서는 일반적으로 지구의 중력 가속도인 9.81m/s²를 1로 환산한 [g] 단위를 사용한다. 가속도계는 2g 범위의 CXL02LF3(Crossbow, U.S.A)를 선택하였다. 크기는 1.90cm×4.76cm×2.54cm이며 무게는 46g이었다(그림 3).



그림 3. CXL02LF3

가속도계의 수직축 신호와 좌우축 신호는 8bit로 AD되었고 시리얼 전송을 위해 coding되어 9600bps로 전송되었다(그림 4, 5). 각 신호당 96Hz의 표본추출율이 있었다.

STX 0x02	CH0	CH2	SUM	ETX 0x03
--------------------	------------	------------	------------	--------------------

STX : start byte
 CH0 : 가속도 x축 데이터 (0~255 : 0~5V)
 CH1 : 가속도 y축 데이터 (0~255 : 0~5V)
 SUM: x, y 하위 4bit의 합
 ETX : stop byte

그림 4. 시리얼 전송 프로토콜 (RS232)

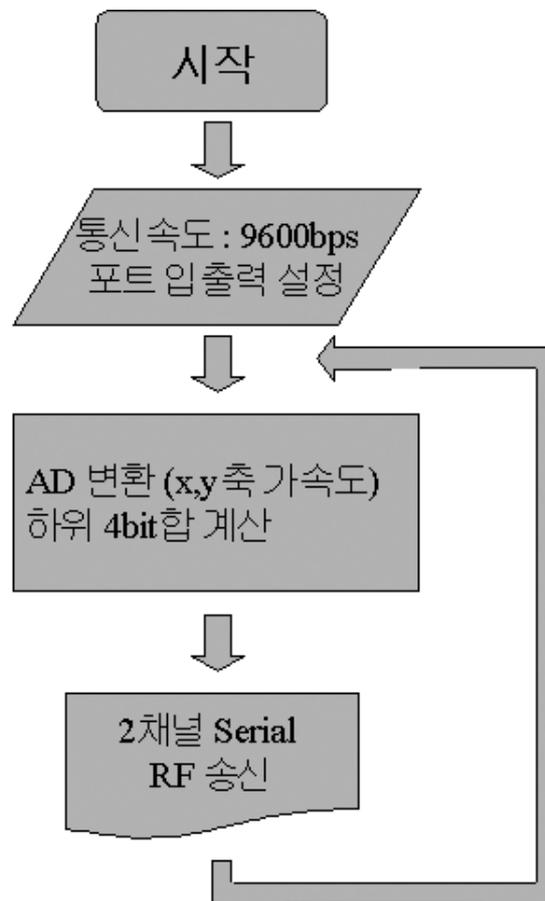


그림 5. 시리얼 전송 플로우 차트

이 과정은 마이크로프로세서인 PIC16C73 (Microchip, U.S.A)을 통해서 이루어졌으며, 시리얼로 출력된 신호는 TX1(Radiometrix, U.K)을 통해 RF로 전송되었다. 전송 기능까지를 포함해 한 모듈로 하였다(그림 6, 7).

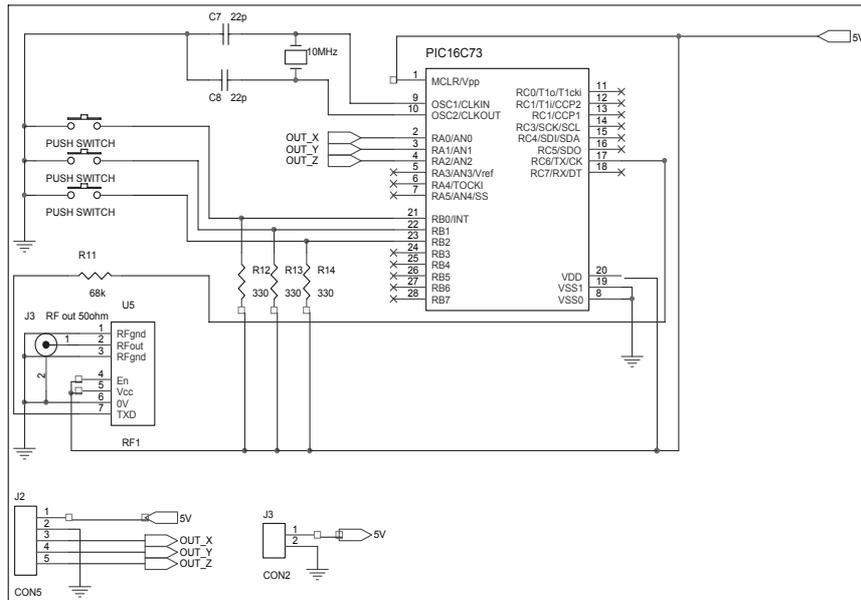


그림 6. 가속도 측정 및 송신부 회로도

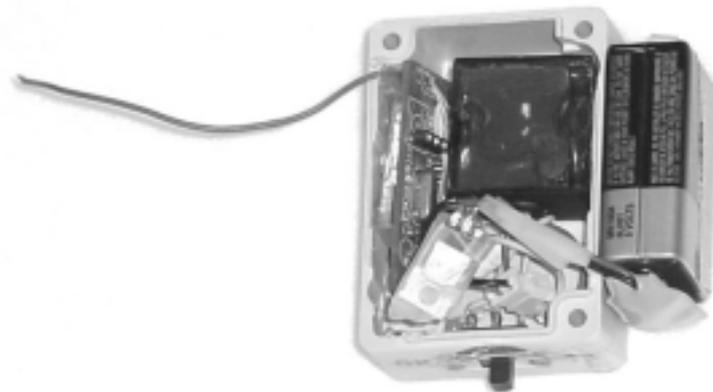


그림 7. 가속도계, 마이크로프로세서, RF 전송 모듈 및 전원

모듈의 크기는 1.90cm×4.76cm×2.54cm였고 건전지를 제외하고 65g, 건전지를 포함하여 110g이었다. 이 모듈이 피부에 닿는 면에는 미끄러짐 방지 재질의 패드를 부착하여 신체와의 밀착성을 향상시켰다(그림 8).

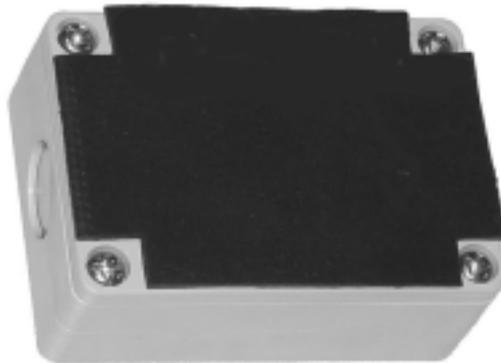


그림 8. 조립되어 완성된 무선 가속도측정시스템의 측정 및 송신부 외형

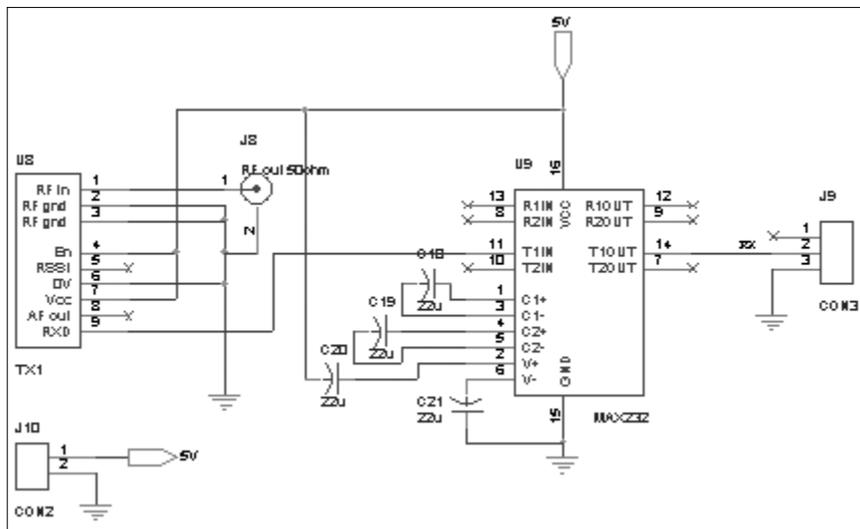


그림 9. 가속도 수신부 회로도

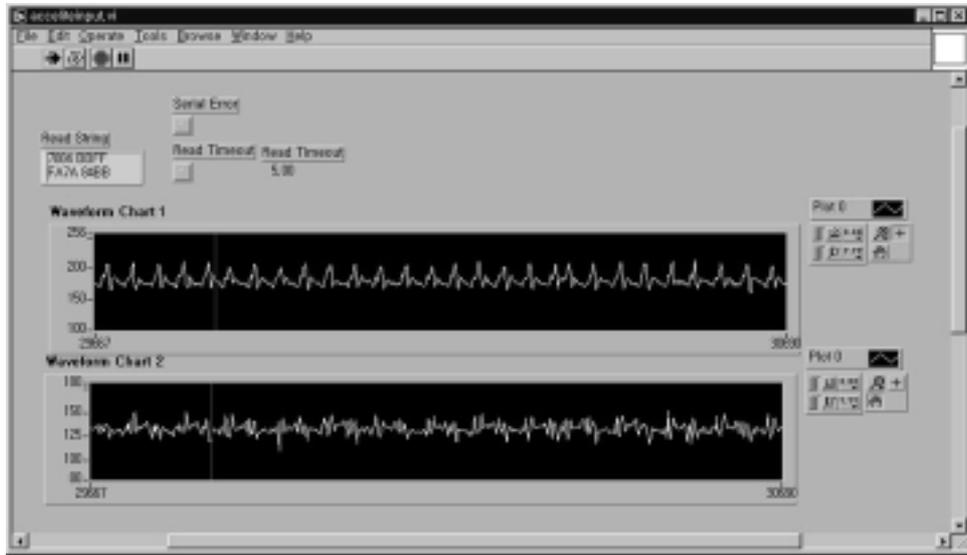


그림 10. 가속도 신호 모니터링 VI

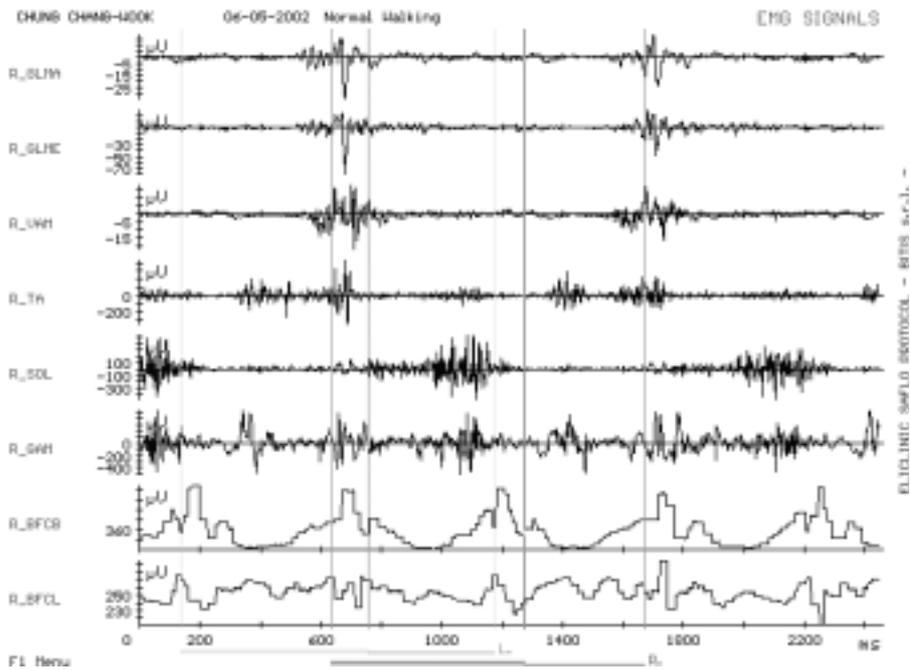


그림 11. Elite의 근전도 화면에 표시되고 있는 가속도 신호

송신된 신호는 RX1(Radiometrix, U.K)을 통해 수신되어(그림 9), 모니터용 VI(그림 10)가 설치되어 있는 노트북 PC에 시리얼로 전송되었다. 수신된 가속도 신호는 VI에서 DAQ로 보내져 DA된 후 삼차원보행분석시스템의 근전도계로 전달되었다(그림 11). 가속도계를 포함한 전송부와 수신부의 전원 공급은 9V 건전지와 레귤레이터를 사용하였다.

그림 12는 이 과정에 대한 개요도이다.

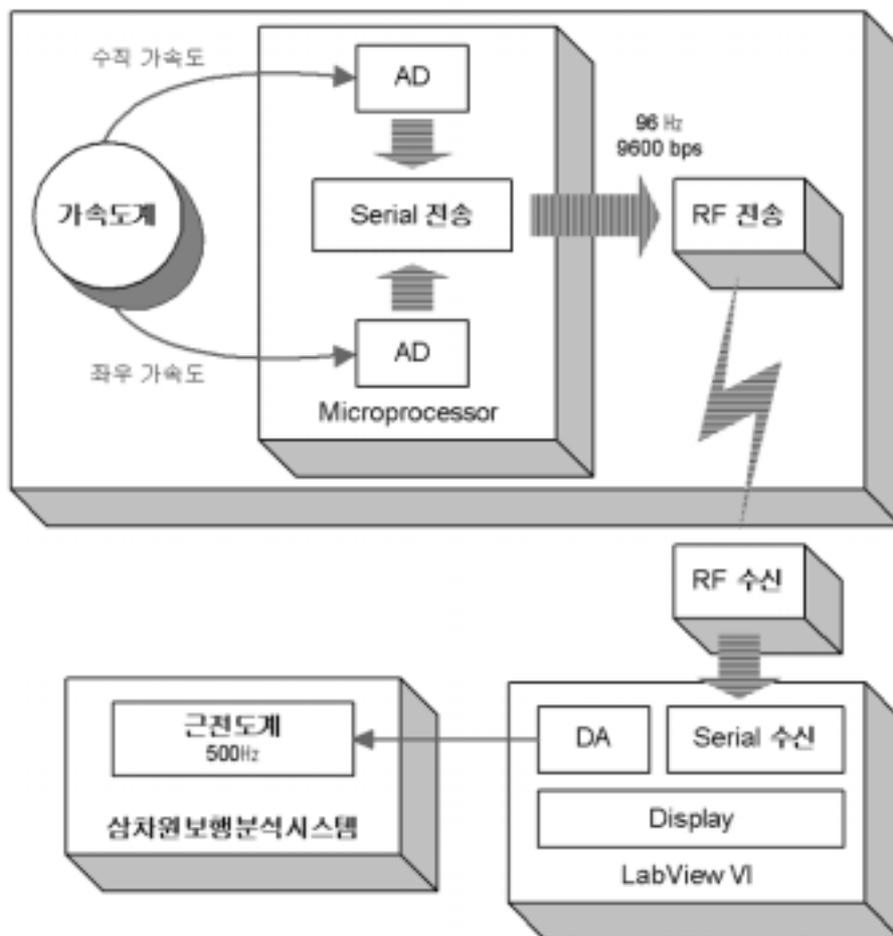


그림 12. 개발된 무선 가속도측정시스템의 신호 흐름 개요도

가속도 측정 및 전송 모듈의 신체 고정을 위해서 반탄성 허리띠를 제작하였다. 피부에 닿는 쪽은 부드러운 면으로 하였고 가속도 모듈이 신체에 밀착되도록 밀어주는 부분에도 모듈을 잘 붙잡도록 하기 위해 미끄러짐 방지 소재로 처리하였다(그림 13, 14). 이렇게 착용하면 가속도계의 x축이 수직축이 되고 윗방향이 양의 방향이 된다. 또한 y축이 좌우축이 되고 오른쪽이 양의 방향이 된다.



그림 13. 가속도 모듈 고정용 허리띠

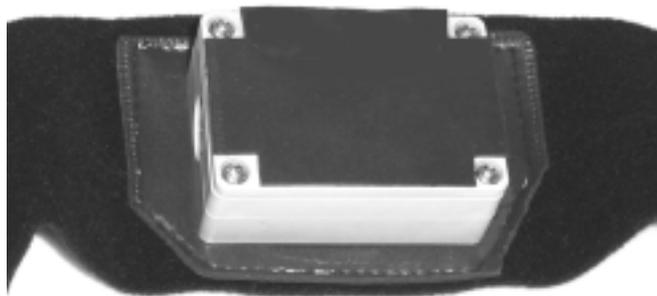


그림 14. 가속도 모듈을 허리띠에 올려놓은 모습



그림 15. 제작된 허리띠를 이용하여 가속도 모듈을 신체에 고정시킨 모습

제 3 장 체중심 가속도의 측정 및 보행분석

1. 가속도 측정

체중심의 가속도를 측정하기 위해서 가속도 모듈을 고정한 위치는 요추 3번과 4번 사이였다(그림 11). 이 위치는 체중심에 가깝고 기립시 수직이어서 표면 부착 장비를 통해 체중심의 움직임을 측정할 때 가장 적합하다고 보고된 바 있다 [9][11].

가속도계의 사용시 중력가속도를 배제하기 위해서는 체표면에 부착된 가속도계의 기울기를 실시간으로 관찰하여야 하지만, 본 연구에서는 보행시 척추 L3와 L4 사이 체표면의 기울기 변화량이 충분히 작다고 전제하고, 보행이 규칙적인 주기를 가지며, 중력 가속도를 배제한 보행주기별 평균 가속도는 일정한 속도로 걸을 때, 매 주기당 어느 방향으로나 0g라는 점을 이용하여 각 좌표축에 대한 평균 기울기를 구하고 중력가속도의 영향을 배제하였다[5].

절대 좌표계는 ISB(International Society of Biomechanics) 기준에 따라 수직축은 Y, 좌우축은 Z로 하였으며 위와 우측을 양의 값으로 하였다.

평균 기울기에 입각한 가속도계의 상대 좌표계에서는 위아래가 x, 좌우가 y로서 위와 우측을 양의 값으로 하였다. 이 때 가속도계의 상대 좌표계는 절대 좌표계의 Z축을 따라 회전하거나(척추의 전굴에 따른 시상면 회전) 상대 좌표계의 z축을 따라 회전하는 경우만으로 제한하였다. 이를 절대 좌표축을 따라 회전하는 것으로 기술하면 X축을 따라 회전한 후 Z축을 따라 회전하는 것으로 구현할 수 있다. 앞뒤 방향의 가속도는 언제나 0g라고 가정하였다.

해석에 필요한 각도는 다음과 같이 정의하였다(그림 16).

$$\theta = \angle YOx \quad (0^\circ \leq \theta < 90^\circ)$$

$$\phi = \angle YOy \quad (0^\circ \leq \phi < 180^\circ)$$

$$\alpha = \angle ZOy = \text{rot } z \ (\leq \theta)$$

$$\beta = \text{rot } Z \ (\leq \theta)$$

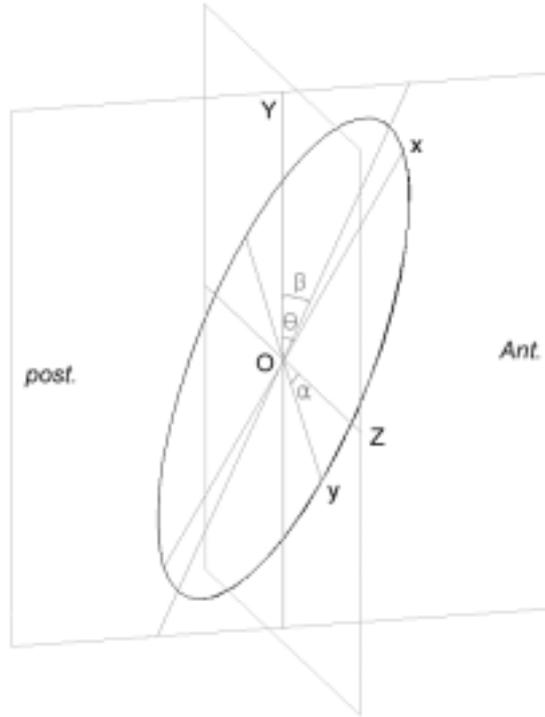


그림 16. 인체의 절대 좌표계와 상대 좌표계(가속도 평면)

선행 연구들을 통해 가장 수직에 가깝다고 알려진 곳을 이용하였으므로 β 가 충분히 작다고 전제하였다.

$$\alpha \approx \phi - 90^\circ$$

보행주기별 수직 가속도 평균은

$${}^y A_{mean} = 1g$$

이다. 가속도계의 x축이 중력가속도에 평행하게 놓여 있어서 보행시 절대 좌표계의 Y축에 대한 평균 기울기인 θ 가 0° 라면 가속도계의 보행주기별 평균측정값은

$$\begin{aligned} {}^x A_{mean} &= {}^Y A_{mean} \\ &= 1g \end{aligned}$$

일 것이다. θ 가 0° 가 아니라면

$$\begin{aligned} {}^x A_{mean} &= {}^Y A_{mean} \cos\theta \\ &= \cos\theta \dots\dots\dots \textcircled{1} \end{aligned}$$

이므로

$$\theta = \cos^{-1}({}^x A_{mean})$$

임을 알 수 있다.

본 연구에 사용된 가속도계의 출력은 0g일 때, 2.5V이며 1g 당 1V의 비율로 출력한다. 이를 감안하여 식을 다시 정리하면 다음과 같다.

보행주기별 평균 수직 가속도는

$$\begin{aligned} {}^Y A_{[V]mean} &= 2.5[V] + 1g[V/g] \\ &= 3.5[V] \end{aligned}$$

이다. x축이 중력 가속도에 평행하게 놓여 있어서 보행시 x축의 Y축에 대한 평균 기울기인 θ 가 0° 라면 가속도계의 보행주기별 x축 평균출력은

$$\begin{aligned}
{}^x A_{[V]mean} &= 2.5[V] + {}^x A_{mean}[V/g] \\
&= 2.5[V] + 1g[V/g] \\
&= 3.5V
\end{aligned}$$

일 것이다. θ 가 0° 가 아니라면 ①에 의해,

$$\begin{aligned}
{}^x A_{[V]mean} &= 2.5[V] + {}^x A_{mean}[V/g] \\
&= 2.5[V] + \cos\theta[V/g]
\end{aligned}$$

에 해당되는 값을 출력할 것이다. 이를 통해

$$\theta = \cos^{-1}({}^x A_{[V]mean} - 2.5[V])$$

임을 알 수 있다.

보행주기별 좌우 가속도 평균은

$${}^z A_{mean} = 0g$$

이다. 가속도계의 y축이 중력가속도에 수직으로 놓여 있어서 보행 시 절대 좌표계의 X축에 대한 평균 기울기인 θ 가 90° 라면 가속도계의 보행주기별 평균측정값은

$$\begin{aligned}
{}^y A_{mean} &= {}^z A_{mean} \\
&= 0g
\end{aligned}$$

일 것이다. θ 가 90° 가 아니라면

$$\begin{aligned} {}^yA_{mean} &= {}^zA_{mean} \cos\phi \\ &= \cos\phi \dots\dots\dots ② \end{aligned}$$

이므로

$$\phi = \cos^{-1}({}^yA_{mean})$$

임을 알 수 있다.

이를 다시 전압 출력 기준으로 정리하면 다음과 같다.
보행주기별 평균 좌우 가속도는

$$\begin{aligned} {}^zA_{[V]mean} &= 2.5[V] + 0g[V/g] \\ &= 2.5[V] \end{aligned}$$

이다. y축이 중력가속도에 수직으로 놓여 있어서 보행 시 y축의 X축에 대한 평균 기울기인 ϕ 가 90°라면 가속도계의 보행주기별 y축 평균출력은

$$\begin{aligned} {}^yA_{[V]mean} &= 2.5[V] + {}^yA_{mean}[V/g] \\ &= 2.5[V] + 0g[V/g] \\ &= 2.5[V] \end{aligned}$$

일 것이다. ϕ 이 90°가 아니라면 ②에 의해,

$$\begin{aligned} {}^x A_{[V]mean} &= 2.5[V] + {}^y A_{mean}[V/g] \\ &= 2.5[V] + \cos\phi[V/g] \end{aligned}$$

에 해당되는 값을 출력할 것이다. 이를 통해

$$\phi = \cos^{-1}({}^y A_{[V]mean} - 2.5 [V])$$

임을 알 수 있다.

측정된 ${}^x A_{mean}$ 에는 θ 에 대한 정보가 담겨 있다. 또한 ${}^y A_{mean}$ 에는 ϕ 에 대한 정보가 담겨 있다. 측정 결과는 다음과 같이 세 가지의 경우로 나누어진다.

1. ${}^y A_{[V]mean} = 2.5[V]$, ${}^x A_{[V]mean} = 3.5[V]$ 인 경우

$x=Y$, $y=Z$, $z=X$ 이고,

$\theta=0^\circ$, $\phi=90^\circ$ 이므로,

${}^x A = {}^Y A$, ${}^y A = {}^Z A$ 이다.

$$\begin{aligned} {}^y A &= {}^x A \\ &= {}^x A_{[V]} - {}^x A_{[V]mean} \\ &= {}^x A_{[V]} - 3.5 \\ {}^z A &= {}^y A \\ &= {}^y A_{[V]} - {}^y A_{[V]mean} \\ &= {}^y A_{[V]} - 2.5 \end{aligned}$$

2. ${}^y A_{mean} = 2.5[V]$, ${}^x A_{mean} \neq 3.5[V]$ 인 경우

$y=Z$ 이고,

$\text{rot } Z = \theta = \theta$, $\phi=90^\circ$ 이므로,

${}^x A = {}^Y A \cos \theta$ 이다.

$${}^y A = \frac{{}^x A_{[V]} - 2.5}{\cos \theta}$$

또한 ${}^y A = {}^Z A$ 이다,

$${}^Z A = {}^Y A_{[V]} - 2.5$$

3. ${}^Y A_{\text{mean}} \neq 2.5[\text{V}]$, ${}^X A_{\text{mean}} \neq 3.5[\text{V}]$ 인 경우
 $\text{rot } z = \alpha$, $\text{rot } Z = \beta$ 이다.

$$\begin{aligned} {}^X A &= {}^Y A + {}^Z A \\ &= {}^Y A \cos \beta + {}^Z A \sin \alpha \\ &= {}^Y A \cos \beta + {}^Z A \sin(\beta - 90^\circ) \end{aligned}$$

이 고,

$$\begin{aligned} {}^Y A &= {}^Y A + {}^Z A \\ &= {}^Y A \sin(\beta - 90^\circ) + {}^Z A \cos \alpha \\ &= {}^Y A \sin(\beta - 90^\circ) + {}^Z A \cos(\beta - 90^\circ) \end{aligned}$$

이므로, 처음에 정의한 α 에 의해 수직 가속도와 좌우 가속도는

$$\begin{aligned} {}^Y A &= \frac{({}^X A_{[V]} - 2.5) - ({}^Y A_{[V]} - 2.5) \tan(\phi - 90^\circ)}{\sin(\phi - 90^\circ) \tan(\phi - 90^\circ) + \cos \theta} \\ {}^Z A &= \frac{\sin(\phi - 90^\circ) \{ ({}^X A_{[V]} - 2.5) - ({}^Y A_{[V]} - 2.5) \tan(\phi - 90^\circ) \}}{\sin^2(\phi - 90^\circ) + \cos \theta \cos(\phi - 90^\circ)} \end{aligned}$$

이다. 이는 또한 이 연구에서 가속도를 구하는 일반식이 되었다.

2. 보행분석

삼차원보행분석시스템은 Elite(B.T.S, Italy)를 사용하였다. 4대의 적외선 카메라와 2개의 힘측정판, 8채널의 근전도계를 통해 운동학 자료와 동역학 자료를 얻도록 되어 있다.

4대의 적외선 카메라는 50Hz로 동작을 잡아내었다. 2개의 힘측정판은 각각 Kistler(Switzerland)와 A.M.T.I(U.S.A)의 제품으로 역시 50Hz로 측정하였다. 근전도계는 500Hz의 표본추출율로 동작하였다.



그림 17. 9개의 마커를 이용한 S.A.F.Lo 트래킹 모델

사용된 삼차원 보행분석기는 S.A.F.Lo(Servizio di Analisi della Funzionalità Locomotoria) 트래킹 모델을 채용한 것으로서 9개의 마커를 통해 동작을 측정하도록 되어 있었다. 마커의 위치는 각 아래뒤엉덩뼈가시(posterior inferior iliac spine)에 하나씩, 엉치뼈(sacrum) 하단에 하나, 무릎 관절의 가쪽위관절융기(lateral epicondyle)에 하나씩, 발목 관절의 가쪽복사(lateral malleolus)에 하나씩, 그리고 다섯째 발허리뼈(head of the fifth metatarsal bone)의 머리에 하나씩이다(그림 17).

보행 단계는 Rancho Los Amigos 기준을 사용하였다(그림 18)[18]. 이 가운데 초기 입각기(initial-contact)와 하중 수용기를 거치는 단계는 전유각기와 일치하므로 하중 수용기로 통일하였다. 하중 수용기는 또한 양하지 지지기(double support)이기도 하다. 또한 중간 입각기와 말기 입각기는 합하여 단하지 지지기(single limb support)이기도 하다.

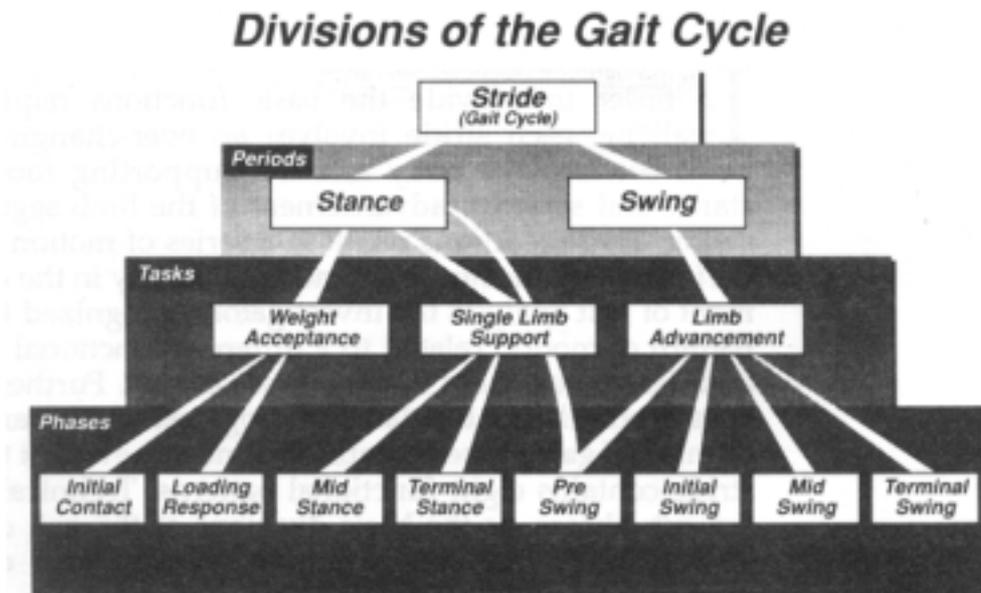


그림 18. Rancho Los Amigos 기준의 보행 단계표

시점별 구분 역시 Rancho Los Amigos 기준을 기초로 한 표기가 소개되어 있다[19]. 본 연구에서는 이 가운데 초기 접지 시점, 하지 들림 시점(toe-off), 중간 입각 시점(mid-stance phase와 terminal-stance phase의 경계이며 initial push-off로도 알려져 있음) 등의 용어를 사용하였다.

실험은 근골격계 및 중추신경계 병변이 없는 정상인 자원자 10명과 국립재활 병원에 입원한 뇌졸중 환자 중 10m 이상 독립보행이 가능한 17명을 대상으로 2002년 3월부터 8월까지 진행되었다.

정상인 대상자는 힘측정판으로부터 6보 이상 떨어진 지점에서 메트로놈의 신호에 따라 분속수 105에 맞추어 10초간 제자리 걸음을 한 후 출발하였다. Winter(1991)는 보통의 보행 속도가 101에서 122까지의 분속수에 해당된다고 발표하였고[16] Rose와 Gamble(1994)은 107을 제시한 바 있는데[17], 본 연구에서는 분속수 105를 선택하여 실험하였다.

각 정상인 대상자에 대해서는 3번 반복 측정하였다. 보행주기의 시작점은 왼발의 초기 접지로 하였다. 측정된 모든 신호는 왼발 접지에서 오른발 접지까지와 오른발 접지에서 왼발 접지까지를 각각 500 sample로 재 표본추출하여 한 보행주기를 1000 sample로 규준화(normalization) 하였다.

편마비 대상자의 경우에는 자신의 편한 속도로 걷도록 하였다. 대상자 선택에 있어서 최소한 10m의 독립 보행이 가능한 것을 조건으로 하였으나 낙상의 위험을 고려하여 한 번 측정하였다.

지면 반발력은 각 대상자의 체중에 대해 규준화 하였다.

자료 정리 및 분석과 통계 처리에는 상용 프로그램인 Excel 2000 (Microsoft, U.S.A)과 Origin 6.0 (Microcal, U.S.A)과 윈도우용 SPSS 11.0 version (SPSS Inc. U.S.A)을 사용하였다.

제 4 장 결과 및 고찰

1. 정상보행시 체중심의 가속도 특성

1. 1. 대상자의 일반적 특성

표 1. 정상인 대상자들의 일반적인 특성 (10명)

나이	25.2±2.53
체중	72.0±13.5kg
키	172.3±4.7cm
성별	남 9 여 1

1. 2. 수직 가속도와 체중의 상관관계

수직 가속도에서 가장 큰 정점 I는 $0.73 \pm 0.143g$ 였다. 수직 가속도는 각 대상자의 체중과 유의한 상관관계를 가지지 않았다(표 2). 이 결과로 인해 가속도를 체중에 대해 표준화하지 않았다.

표 2. 체중, 수직 가속도 간의 상관관계 (Spearman's rho 검정)

구분	최대가속도값		RMS	
	상관지수	p	상관지수	p
체중	-.067	.865	-.350	.356

1. 3. 수직 및 좌우 가속도 특성

가속도계로부터 측정된 수직 가속도 신호는 매 보마다 특정한 형태로 반복되었으며 좌우 가속도는 매 보마다 좌우 대칭으로 반복되어 나타났다. 그림 19와 20은 한 대상자의 수직 가속도와 좌우 가속도 예이다.

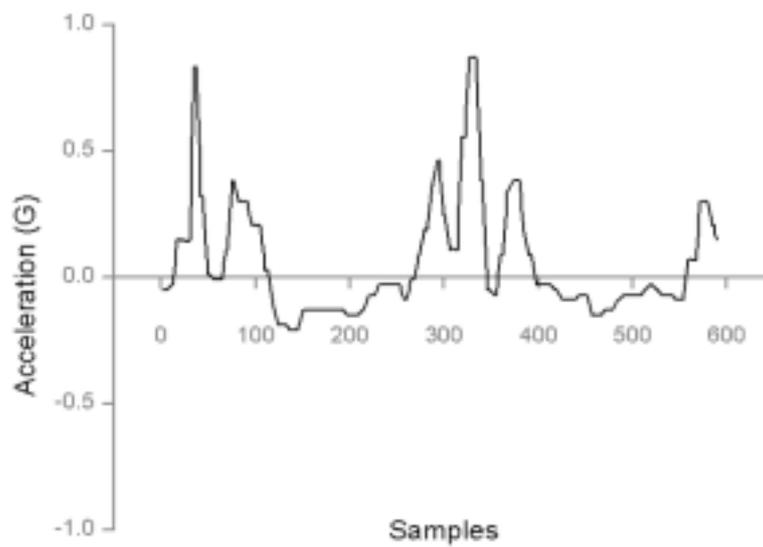


그림 19. 한 대상자의 수직 가속도 (한 보행주기)

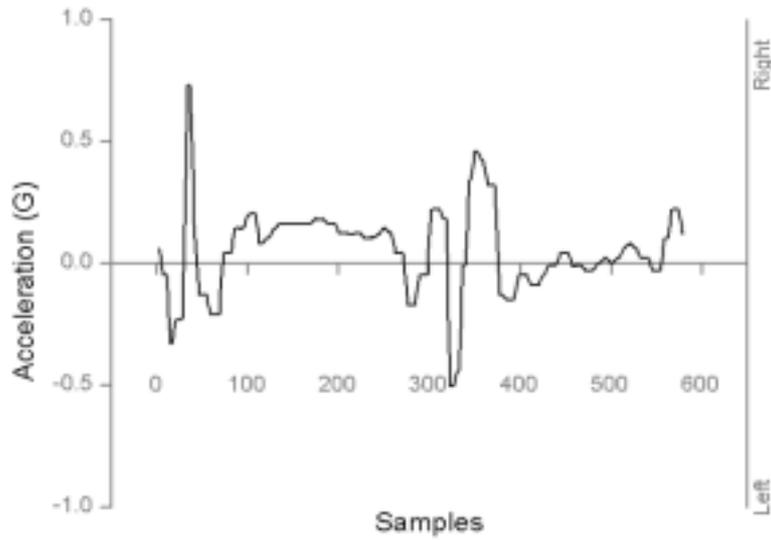


그림 20. 한 대상자의 좌우 가속도 (한 보행주기)

그림 21은 각 대상자의 수직 가속도를 평균내어 표준편차와 함께 표시한 그림이다. 수직 가속도는 매 보마다 반복되므로 그림 22와 같이 한 보 단위로 나타낼 수도 있다.

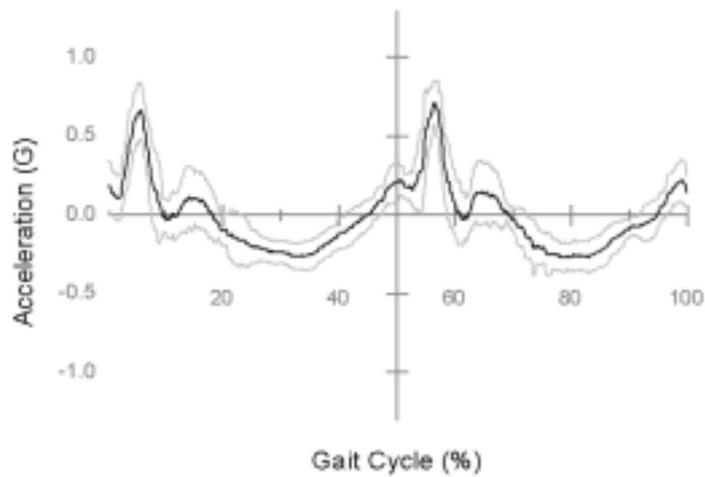


그림 21. 표준편차와 함께 나타낸 수직 가속도 평균 (한 활보 기준)

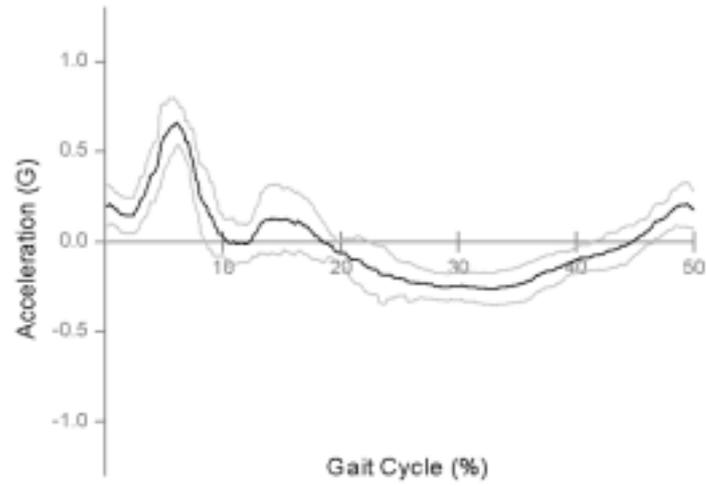


그림 22. 표준편차와 함께 나타낸 수직 가속도 평균 (한 보 기준)

그림 23은 각 대상자의 좌우 가속도를 평균내어 표준편차와 함께 표시한 그림이다.

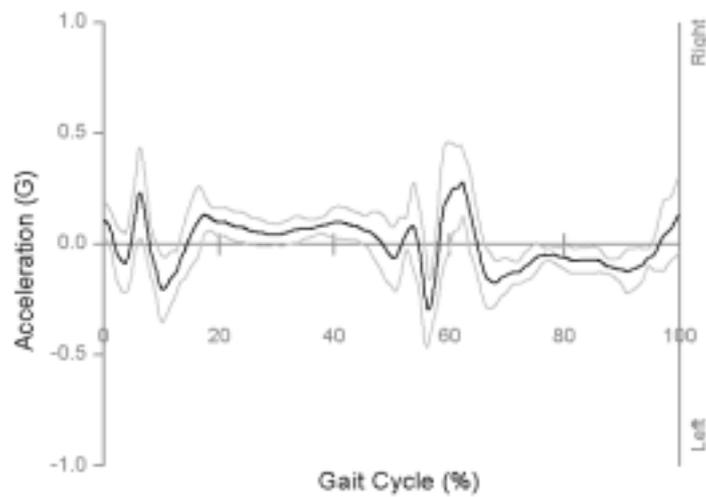


그림 23. 표준편차와 함께 나타낸 좌우 가속도 평균 (한 활보 기준)

수직 가속도에는 세 번의 정점과 세 번의 저점이 있었다. 정점 I은 하중 수용기(loading-response) 가운데에 있었고, 정점 II는 중간 입각기(mid-stance)의 초기에 있었으며, 정점 III은 초기 접지(initial-contact) 시점에 있었다. 한편 저점 ii는 하지 들림(toe-off) 시점의 위치에 있었고 저점 iii은 중간 입각 시점에 있었다.

좌우 가속도 곡선은 매 보마다 좌우 대칭으로 반복되었으므로 이를 통해 좌우의 구별이 가능하였다. 정점 a는 초기 접지 시점에 가깝게 위치하여 있었고, 정점 A, b는 하중 수용기 안에, 정점 B는 하지 들림 시점에 가깝게 위치하여 있었다.

수직 가속도의 정점들 가운데 I은 다른 특징점들과 확연하게 구분될 만큼 그 크기가 커서 본 연구에서는 매 보를 구분하는 주요 지표로 삼고 “주정점”으로 칭하였다.

1. 4. 가속도를 이용한 보행단계 검출

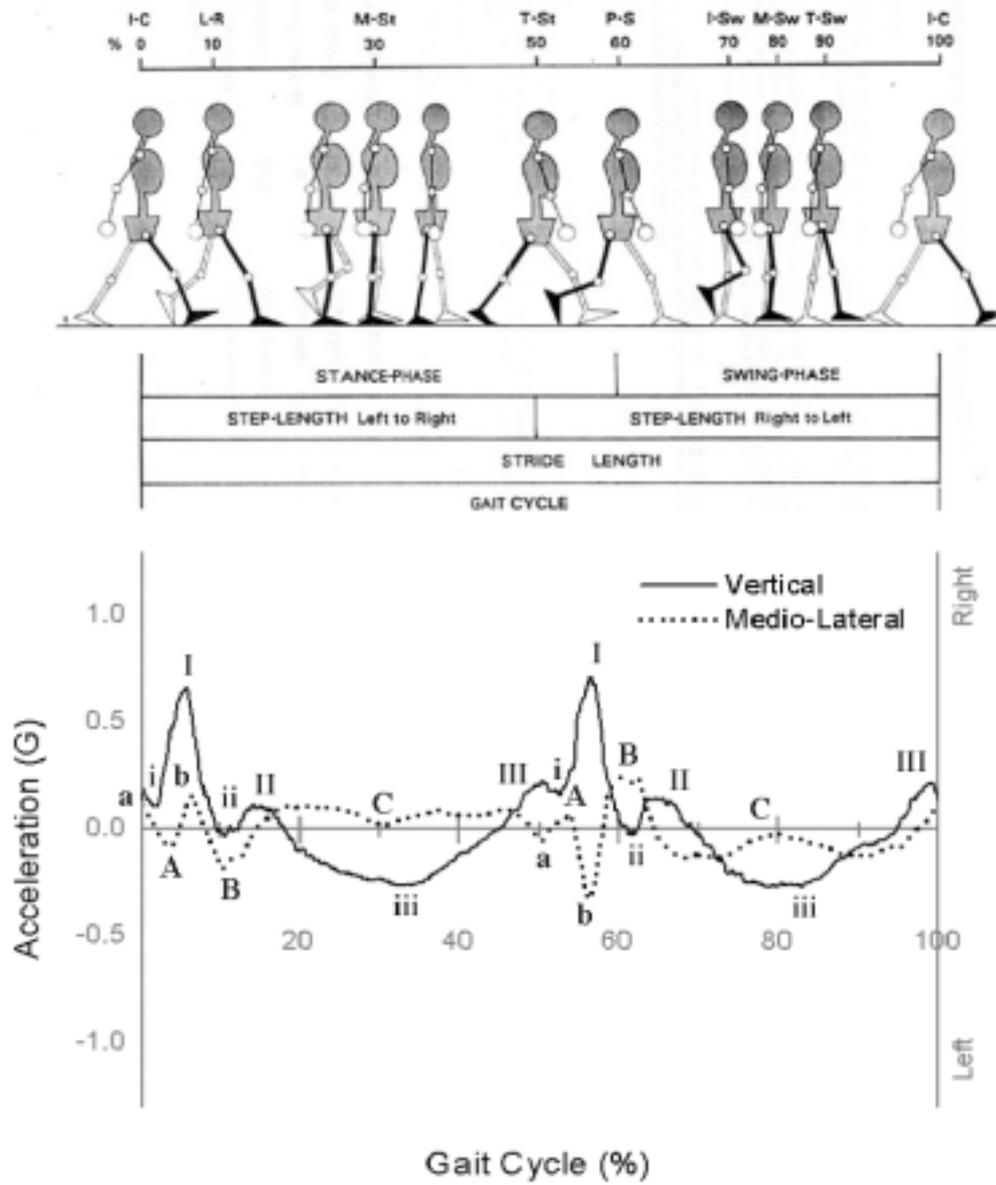


그림 24. 보행단계에 따른 수직 및 좌우 가속도 곡선(평균)

수직 가속도에서 나타난 정점 III은 삼차원 보행분석시스템으로부터 검출된 초기 접지 시점에 대해 $1.8 \pm 2.35\%$ 전(한 보행주기 기준)에 나타났다.

모든 대상자를 통틀어 총 30회의 측정 중 네 경우에서 이 정점 III이 나타나지 않거나 불분명했으며 이 경우에는 초기 접지 시점을 나타내는 것으로 보이는 다른 특징점은 발견할 수 없었다. 이 정점 III은 한 대상자를 제외하고는 모두 초기 접지 시점보다 앞서 나타났다.

수직 가속도에서 나타난 저점 ii는 보행주기의 50%(그림 22)로 나타나는 한 보에서 볼 때 $10.9 \pm 0.18\%$ 에서 나타났다. 하지 들림은 삼차원 보행분석시스템에서 $11.7 \pm 1.37\%$ 지점에서 관찰되었다. 저점 ii와는 $0.8 \pm 0.11\%$ 의 차이를 보였다.

대상자의 평균 수직 가속도 곡선에서 중간 입각 시점은 완만한 저점 iii에 근사하게 관찰되나 침도가 매우 낮아 정확도도 낮고 무엇보다도 각각의 실험에서 측정된 가속도 신호에서는 분명한 위치를 검출하기 어려웠다(그림 19).

좌우 가속도에서 나타난 정점 a는 초기 접지 시점에 비해 $1.6 \pm 2.80\%$ 앞서 나타났다. 좌우 가속도에서 나타난 정점 B는 하지 들림 시점에 비해 $0.7 \pm 1.41\%$ 앞서 나타났다.

대상자의 평균 좌우 가속도 곡선에서 중간 입각 시점은 정점 C에 가깝게 관찰되나 침도가 낮아 정확도도 낮고 무엇보다도 각각의 실험에서 측정된 가속도 신호에서는 분명한 위치를 검출하기 어려웠다(그림 20).

보행단계 가운데 초기 유각기와 중간 유각기 및 말기 유각기를 나타내거나 구분할 수 있는 특징점은 관찰할 수 없었다.

기존의 보행단계와는 별개로 보행시 나타나는 생체역학적 특성들과 비교해 보았다. 무릎관절은 체중심의 수직 움직임에 대해 매우 큰 역할을 담당한다. 그 각도의 변화량은 발목관절과 엉덩관절의 변화를 합한 것과 같다(그림 25). 이러한 무릎 관절은 한 보행주기에서 두 번의 굴곡을 보인다. 입각기에서 20° 정도의 작은 굴곡이 있고 유각기에서 60° 에 가까운 큰 굴곡이 있다. 이 가운데 입각기에서의 최대 굴곡점은 수직 가속도의 정점 II보다 단지 $0.2 \pm 2.52\%$ 늦게 나타날 정도로 일치하였다. 최대 굴곡점은 굴곡이 끝나는 시점을 뜻하게도 되는데, 이때를 전

후하여 무릎 굴곡에 순응하던 체중심이 가장 큰 반력을 받게 되면서 수직 가속도가 정점을 이루게 되는 것으로 생각할 수 있다.

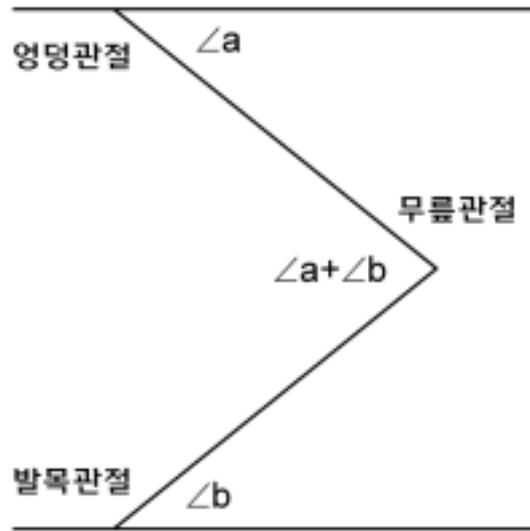


그림 25. 하지 관절들의 각도 변화량

표 3. 보행 단계 및 특정 시점과 가속도 특징점 간의 일치 관계

보행단계	보행주기 대비 차이	가속도 특징점
초기 입각	1.8±2.35 %	수직 정점 III
	1.6±2.80 %	좌우 정점 a
하지 들림	0.8±0.11 %	수직 저점 ii
	0.7±1.41 %	좌우 정점 B
입각기 무릎관절의 최대 굴곡 시점	0.2±2.52 %	수직 정점 II

1. 5. 가속도와 보행의 생체역학적 인자

수직 가속도에서 보이는 첫 번째 정점 I 은 하중 수용기의 중간 지점에서 나타났다. 이 위치는 무릎 펌근인 안쪽곧은근과 골반을 지탱하는 중간볼기근이 활성화된다고 알려진 시점과 동일하다[19][20]. 지면반발력 벡터가 무릎의 뒤쪽으로 지나가면서[19] 무릎 펌근의 원심성 수축에 의한 신전 모멘트가 발생하고[20], 유각기로 들어서는 반대발의 발끝 떼기를 위해 중간볼기근(gluteus medius)이 활성화되어[12] 윗방향의 가속도 정점이 발생한다.

입각기의 무릎 굴곡에 의해 중력에 순응하며 하강하던 체중심은 최대 굴곡 시점을 전후하여 가장 큰 반력을 받게 되며 이로 인해 수직 가속도 정점이 발생하게 되는데 이것이 정점 II이다.

단하지 지지기에 보이는 체중심의 수직 가속도는 아랫방향의 가속도 범위에서 완만한 만곡선 형태를 보이며 자유 낙하 상태인 $-1g$ (중력 가속도를 뺀 후) 쪽으로 치우쳤다. 이는 양하지 지지기 직후까지 발생하는 추진력에 의해 체중심이 앞 방향과 동시에 위쪽으로 던져졌음을 뜻한다. 자유낙하인 $-1g$ (중력 가속도를 뺀 후)에 미치지 못하는 것은 항중력근(anti-gravity muscle)들의 원심성 수축(eccentric contraction)에 의해서 통제되고 있다는 것을 보여준다. 이 시기 동안 체중심은 보행주기 동안에 이루어지는 대부분의 전진을 달성한다.

단하지 지지기가 끝나면서 반대발의 초기 접지 이전에 체중심은 이미 윗방향의 가속도가 발생하여 정점 III을 나타내었다. 이 때 윗방향의 힘을 제공하는 주요 요인은 저굴을 일으키는 가자미근(soleus), 긴발가락굽힘근(flexor digitorum longus), 긴엄지굽힘근(flexor hallucis longus)등의 활성화이다[19][20]. 이들의 작용은 추진력을 제공함과 동시에 수직 지면반발력을 증가시킴으로써 윗방향의 수직 가속도를 만들어내는 것이다.

1. 6. 가속도와 지면 반발력

그림 26은 수직 가속도와 수직 지면반발력을 비교한 그림으로 중간 입각 시점을 전후하여 서로 매우 유사한 형태임을 보여주고 있다. 이는 좌우 가속도와 좌우 지면반발력의 그림에서도 확인할 수 있다(그림 27). 양하지 지지기에도 가속도는 지면 반발력을 반영한다. 그러나 체중심의 가속도는 두 하지의 역할을 함께 나타내기 때문에 양하지 지지기에는 두 하지의 지면 반발력에 의한 영향이 합성되어 보여지게 된다. 이 과정에서 특히 두드러진 정점인 I이 발생하는 것이다. 결국 보행시 체중심의 가속도는 지면 반발력을 반영하고 있었다.

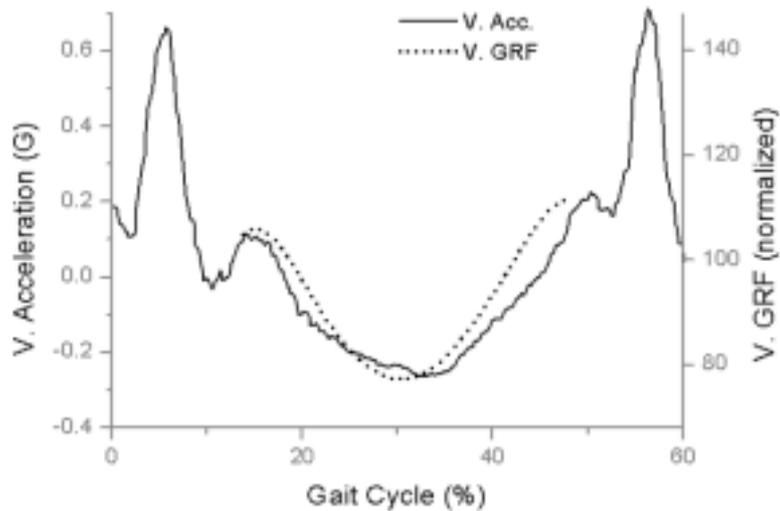


그림 26. 단하지 지지기에 보이는 수직 가속도와 수직 지면 반발력 곡선의 유사성(평균)

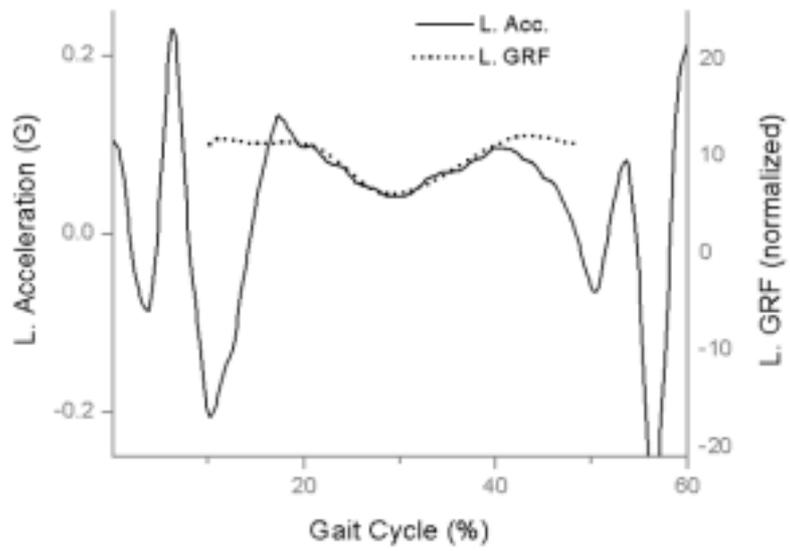


그림 27. 단하지 지지기에 보이는 좌우 가속도와 좌우 지면 반 발력 곡선의 유사성(평균)

1. 7. 가속도와 분속수

대상자의 분속수를 느리게, 보통, 빠르게 등으로 달리 했을 경우 수직 가속도에
서 크기의 변화가 있었다. 느리게는 85, 보통은 105, 빠르게는 125로 분속수를 통
제하였다.

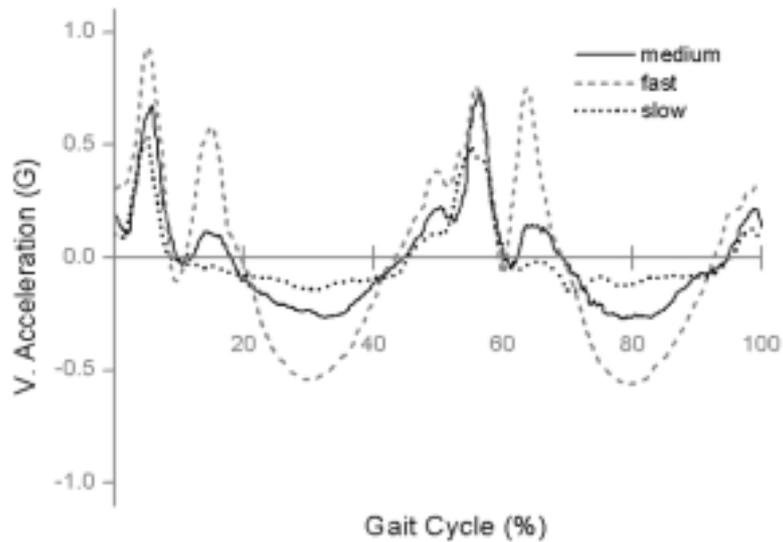


그림 28. 분속수에 따른 수직 가속도의 변화

분속수가 클수록 가속도의 크기도 커지는 것을 알 수 있었다. 낮은 분속수에서
는 정점 II와 III이 분명치 않았으며 단하지 지지기의 만곡도 분명하지 않았다. 분
속수가 커질수록 정점 II와 III은 분명해졌으며 단하지 지지기의 만곡도 매우 뚜
렷해졌다.

Winter(1991)는 분속수에 따라 무릎관절의 굴곡 곡선에 변화가 있다고 하였다
[16]. 그림 29에서 볼 수 있듯이 분속수가 클수록 특히 무릎관절의 입각기 최대 굴
곡의 크기 변화가 두드러진다. 그림 30에서는 같은 시점의 수직 가속도 역시 분속
수가 클수록 그 크기 변화가 매우 분명하다는 것을 보여줌으로써 입각기의 무릎
굴곡과 수직 가속도 정점 II가 매우 깊은 연관이 있음을 보여주고 있다.

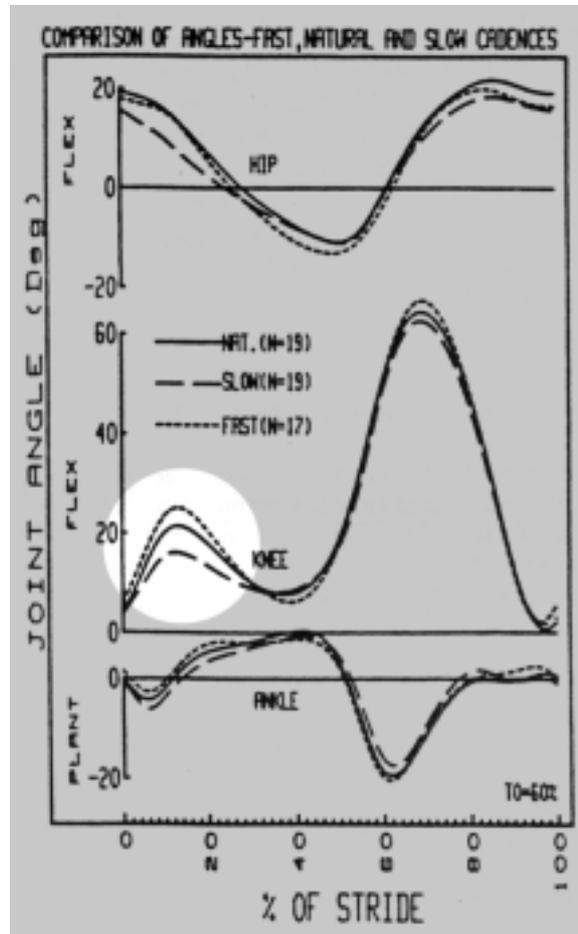


그림 29. 분속수에 따른 무릎관절의 굴곡 곡선

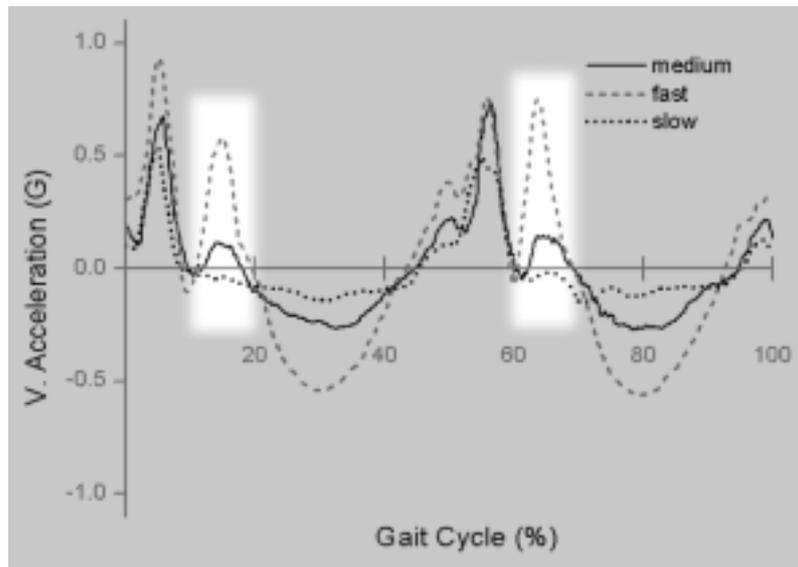


그림 30. 분속수에 따른 수직 가속도 정점 II의 크기 변화

2. 편마비보행시 체중심의 가속도 특성

2. 1. 편마비 대상자의 일반적 특성

편마비 대상자들은 각각 주치의를 의해 Brunstrom 회복 단계와 환측 무릎 관절의 경직 단계(Modified Ashworth Scale)가 평가되었다.

표 4. 편마비 대상자의 일반적인 특성 (17명)

연령별 (명)	31~40	4
	41~50	4
	51~60	4
	61~70	4
	71~80	1
성별 (명)	남	16
	여	1
마비 부위 (명)	좌측	7
	우측	10
유병기간 (개월)	평균	8.7 (1.6~48)
Brunstrom 회복 단계 (명)	3	8
	4	4
	5	2
	6	3

2. 2. 수직 및 좌우 가속도 특성

정상 보행에서 나타나는 전형적인 가속도 곡선과 비교하면 수직 가속도에서 하중 수용기를 나타내는 주정점을 제외하고는 분명한 특징이 없는 불규칙성을 보여 곡선 형태의 특징을 이용한 분석은 어려웠다.

특히 단하지 지지기에서는 정상 보행에서 관찰되는 만곡선이 거의 관찰되지 않았다. 이는 정상 보행에서처럼 체중심을 효율적으로 던지지 못하기 때문이다. 즉 단하지 지지기에 해당하는 수직 가속도의 만곡 형태는 해당 보행의 추진 능력을 반영한다.

그림 31부터 34까지는 편마비 보행시 나타나는 가속도를 Brunnstrom 회복 단계에 따라, 그림 35부터 37까지는 경직 평가인 MAS(Modified Ashworth Scale)에 따라 예시한 것이다.

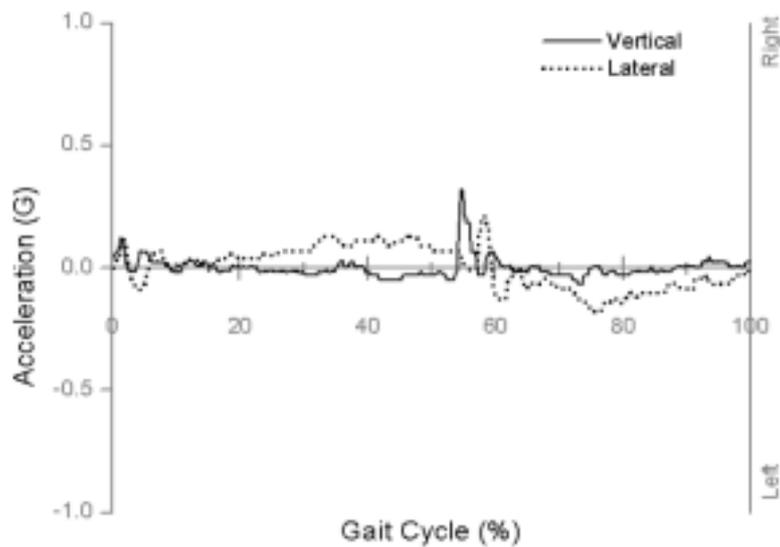


그림 31. 편마비 보행의 가속도 예 (Brunnstrom 3단계, MAS 1+)

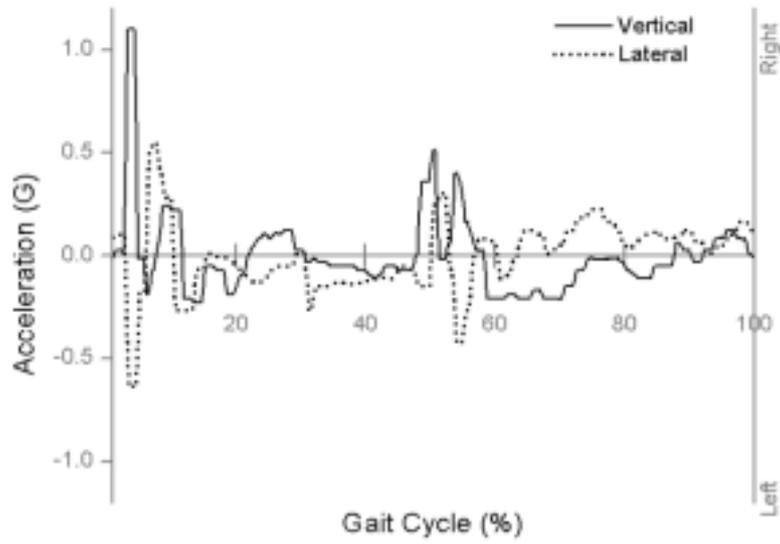


그림 32. 편마비 보행의 가속도 예 (Brunnstrom 4단계, MAS 1+)

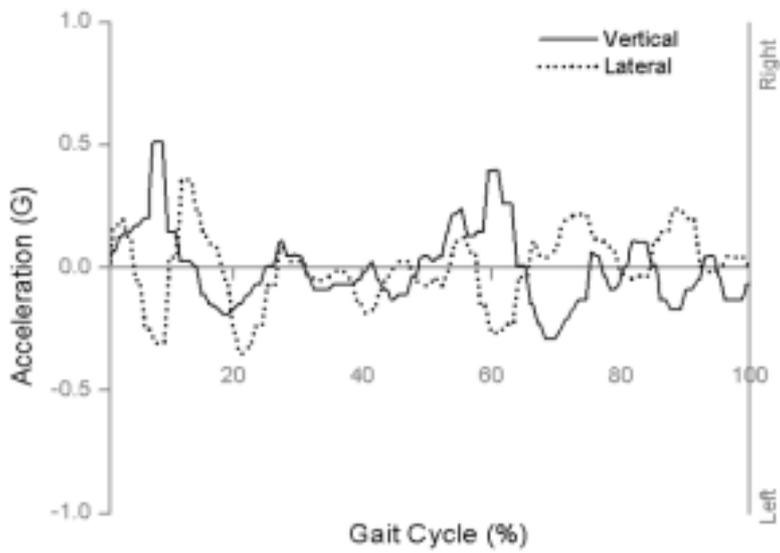


그림 33. 편마비 보행의 가속도 예 (Brunnstrom 5단계, MAS 1)

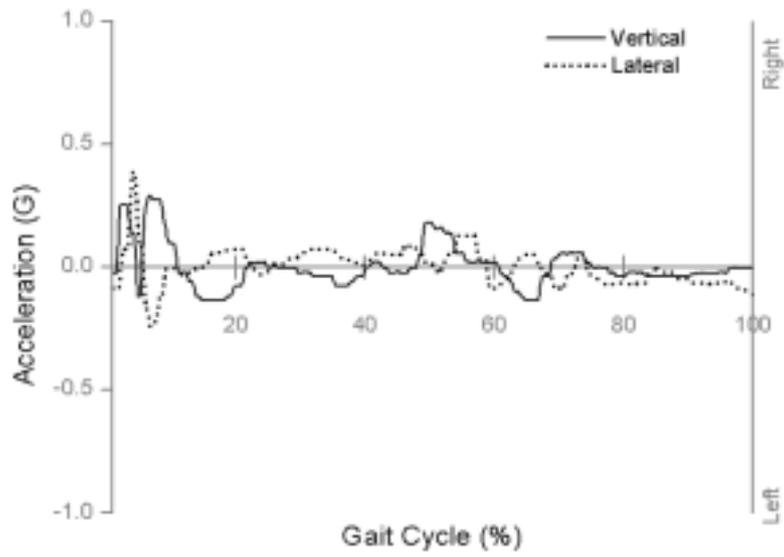


그림 34. 편마비 보행의 가속도 예 (Brunnstrom 6단계, MAS 0)

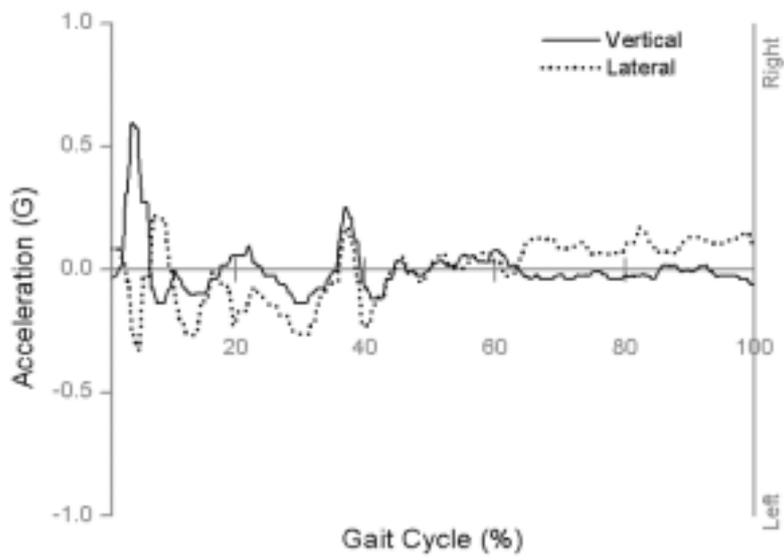


그림 35. 편마비 보행의 가속도 예 (MAS 0, Brunnstrom 3단계)

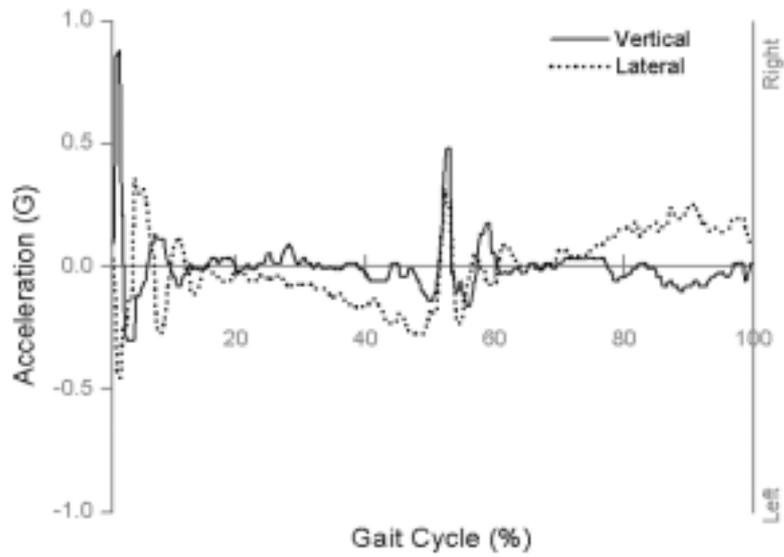


그림 36. 편마비 보행의 가속도 예 (MAS 1, Brunnstrom 3단계)

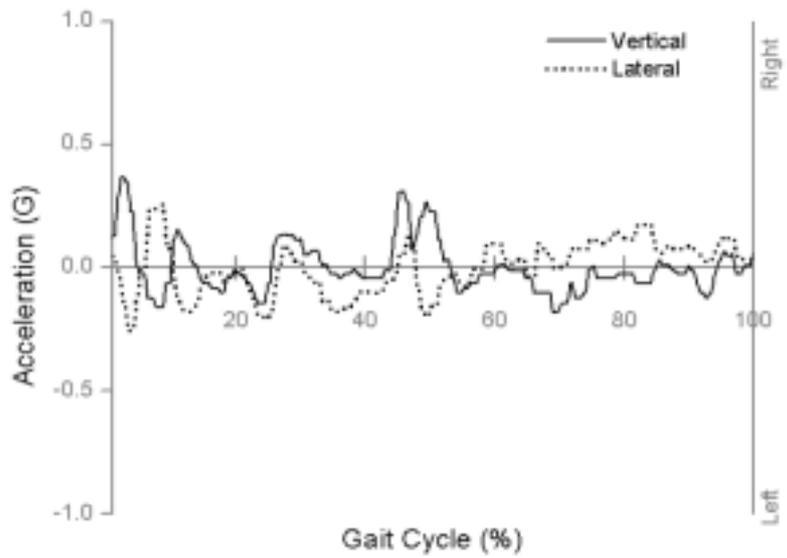


그림 37. 편마비 보행의 가속도 예 (MAS 2, Brunnstrom 3단계)

2. 3. 가속도와 보행의 생체역학적 인자

대상자의 보행 속도와 두 추정점 평균 및 rms 간에는 통계적으로 유의한 상관관계가 있었다(표 5). 즉 대상자의 분속수가 향상될수록 수직 가속도 값이 증가함을 알 수 있었다.

표 5. 보행 속도, 수직 가속도 간의 상관관계(Spearman's rho 검정)

구분	추정점 평균*		rms**	
	상관계수	p	상관계수	p
보행속도	.529	.015	.696	.001

* Correlation is significant at the .05 level (1-tailed)

** Correlation is significant at the .01 level (1-tailed)

또한 대상자의 보행 속도는 Brunnstrom 회복 단계와도 통계적으로 유의한 상관관계가 있었다(표 6).

표 6. 보행 속도, Brunnstrom 회복 단계 간의 상관관계(Spearman's rho 검정)

구분	Brunnstrom 회복 단계	
	상관계수	p
보행속도	.630	.003

Correlation is significant at the .01 level (1-tailed)

수직 가속도의 추정점은 환측과 건측이 차이를 보였다.

가. 12명의 대상자에서 환측이 더 컸으며 5명의 대상자에서 건측이 더 컸다.

나. 활보장에서 환측보장이 차지하는 비율과 환측을 기준으로 한 주정점 차이의 비율 간에는 통계적으로 유의한 상관관계가 있었다(표 7).

표 7. 환측보장 비율, 환측 기준 주정점 차이 비율 간의 상관관계(Spearman's rho 검정)

구분	환측 기준 주정점 차이 비율	
	상관계수	p
환측보장 비율	.721	.001

Correlation is significant at the .01 level (1-tailed)

환측의 주정점이 더 큰 12명의 대상자 중, 11명의 대상자에서 환측 보의 경과 시간도 더 길었다.

가. 환측 보의 기간이 건측보다 더 긴 13명의 대상자 가운데 11명에서 환측 수직가속도도 건측보다 컸다.

나. 건측 보의 기간이 환측보다 더 긴 4명의 대상자 가운데 3명에서 건측 수직가속도도 환측보다 컸다.

건측과 환측의 유각기 경과 시간에 차이가 있었으며 이 차이와 수직 가속도 간의 상관관계를 살펴보았다.

가. 15명의 대상자에서 환측이 0.22 ± 0.184 초, 보행주기 대비 $15.2 \pm 8.07\%$ 더 길었다.

나. 2명의 대상자에서 건측이 길기는 했지만 0.08 ± 0.057 초, 보행주기 대비 $6.9 \pm 5.2\%$ 로 아주 근소한 차이였다.

다. 환측 유각기 대비 유각기 간 차이와 MAS 및 Brunnstrom 회복 단계 간에는 통계적으로 유의한 상관관계가 있었다(표 8).

표 8. 환측 유각기 대비 유각기 간 시간차, MAS, Brunnstrom 회복 단계 간의 상관관계(Spearman's rho 검정)

구분	MAS*		Brunnstrom**	
	상관계수	p	상관계수	p
환측 유각기 대비 유각기 간 시간차	.540	.013	-.668	.002

* Correlation is significant at the .05 level (1-tailed)

** Correlation is significant at the .01 level (1-tailed)

수직 가속도의 주정점 간 시간 간격과, 실제 보 간의 시간 간격 간에는 통계적으로 매우 유의한 상관관계가 있었다(표 9). 수직 가속도의 주정점 간 시간 간격은 실제 보 간의 시간 간격과, 보 간 시간 간격 대비 $-0.1 \pm 3.16\%$ 의 차이를 나타냈다. 이와 같은 결과를 통해 수직 가속도의 주정점 간 시간 간격을 이용하면 보 간의 시간 간격을 매우 정확히 검출할 수 있음을 알 수 있다.

표 9. 수직 가속도의 주정점 간 시간 간격, 보 간의 시간 간격 간 상관관계 (Spearman's rho 검정)

구분	수직 가속도의 주정점 간 시간 간격	
	상관계수	p
보 간의 시간 간격	.887	.000

Correlation is significant at the .01 level (1-tailed)

2. 4. 가속도와 지면 반발력

단하지 지지기 동안의 가속도 신호는 정상보행에서와 마찬가지로 지면반발력 곡선을 반영하므로(그림 38) 힘측정판의 역할을 부분적으로 대체할 수 있다.

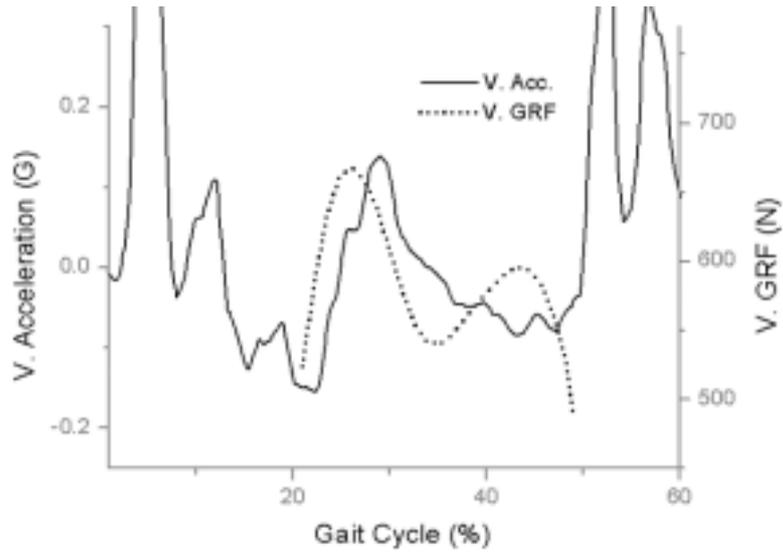


그림 38. 편마비 대상자의 단하지 지지기 수직 가속도 곡선과 수직 지면 반발력 곡선

제 5 장 결 론

본 연구에서는 기존의 삼차원 보행분석시스템과 동기화되어 연동되는 무선 가속도 측정기를 개발하고 10명의 건강한 20대 자원자와 17명의 편마비 환자를 대상으로 체중심의 가속도를 측정하여 보행단계별 특징과 병적보행인자 검출 가능성을 알아보았다.

정상보행을 대상으로 하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 체중과 수직 가속도는 유의한 상관관계를 보이지 않았다.
2. 좌우 가속도 곡선은 좌우 대칭으로 반복되므로 이를 이용하면 좌우를 구분할 수 있다.
3. 수직 가속도 곡선에서 정점 I을 포함한 곡선은 하중 수용기를 잘 보여준다.
4. 가속도 곡선에서 저점 ii와 정점 III 및 정점 a와 B는 각각 하지 들림 시점 및 초기 접지 시점과 매우 일치하였으므로 이를 이용하면 보행 단계 검출이 부분적으로 가능하다.
5. 수직 가속도 곡선에서 정점 II는 입각기 무릎 굴곡 곡선의 첨점을 반영한다.
6. 단하지 지지기에는 가속도 곡선이 지면 반발력 곡선을 반영한다.
7. 분속수는 수직 가속도의 크기에 영향을 주며 특히 정점 II와 저점 iii에서 그 차이가 두드러진다.

편마비 보행을 대상으로 하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 수직 가속도의 크기는 보행 속도와 유의한 상관관계가 있으므로 이를 이용하면 보행 속도의 호진 여부를 평가할 수 있다.

2. 수직 가속도의 정점 크기 차이는 보장의 차이와 유의한 상관관계가 있으므로 이를 이용하면 좌우 보장 대칭성의 호전 여부를 평가할 수 있다.
3. 수직 가속도의 주정점간 시간차는 실제 보간 시간차를 반영하므로 보간 시간차 대칭성의 호전 여부를 평가할 수 있다.
4. 단하지 지지기에는 가속도 곡선이 지면 반발력 곡선을 반영한다.

이상의 결론으로부터, 가속도 측정 시스템이 삼차원 보행분석시스템을 대체할 수는 없지만 구별된 장점을 가지고 가치있는 새로운 보행 평가 영역을 열었음을 알 수 있었다. 특히 삼차원 보행분석시스템과 비교하여 사용이 간편하고 제약이 적기 때문에 훨씬 다양한 임상 환경에 적용될 수 있을 것이다. 가속도계의 응용에 관한 더욱 깊은 연구는 보행분석에서의 유용성을 더욱 높여줄 것으로 기대된다.

참 고 문 헌

- [1] Medved, Vladimir., 2001. "Measurement of Human Locomotion", CRC Press LLC
- [2] Whittle, M. W., 2002. "Gait Analysis: an introduction", Butterworth-Heinemann, 3rd ed.
- [3] Morris, J. R. W., 1973. "Accelerometry-A Technique for the Measurement of Human Body Movements", J Biomech, 6 : 729-736
- [4] Moe-Nilssen, R., 1998. "A new method for evaluating motor control in gait under real-life environmental conditions. Part 1: The instrument", Clin Biomech, 13 : 320-327
- [5] Moe-Nilssen, R., 1998. "Test-Retest Reliability of trunk accelerometry during standing and walking", Arch Phys Med Rehabil, 70 : 1377-1385
- [6] Winter, D. A., 1990. "Biomechanics and Motor Control of Human Movement", John Wiley & Sons, 2nd ed., 34
- [7] Evans, A. L., Duncan, G., Gilchrist, W., 1991. "Recording accelerations in body movements", Med Biol Eng Comput, 29 : 102-104
- [8] Bouten, C. V., Westerterp, K. R., Verduin, M., et al, 1994. "Assessment of energy expenditure for physical activity using a triaxial accelerometer", Med Sci Sports Exerc, 1516-1523
- [9] Moe-Nilssen, R., 1998. "A new method for evaluating motor control in gait under real-life environmental conditions. Part 2: Gait Analysis", Clin Biomech, 13 : 320-327
- [10] Moe-Nilssen, R. 1999. "Dynamic adjustments of walking behavior dependent on noxious input in experimental low back pain", Pain, 83 : 477-485

- [11] Auvinet, B., Berrut, G., Touzard, C., et al, 2002, "Reference data for normal subjects obtained with an accelerometric device", *Gait Posture*, 16 : 124-134
- [12] Saunders, J. B., Inman, V. T., Eberhart, H. D., 1953. "The major determinants in normal and pathological gait", *J Bone Joint Surg Am*, 35-A : 543-558
- [13] Kerrigan, D. C., Riley, P. O., Lelas, J. L., et al, 2001. "Quantification of pelvic rotation as a determinant of gait", *Arch Phys Med Rehabil*, 82 : 217-20
- [14] Olney, Sandra J., Richards, Carol, 1996. "Hemiparetic gait following stroke. Part I: Characteristics", *Gait Posture*, 4 : 136-148
- [15] Sekine, M., Abe, Y., Sekimoto, M., et al, 2000. "Assessment of gait parameter in hemiplegic patients by accelerometry", *Proceedings of the 22nd EMBS Int. Conference*, 1879-1882
- [16] Winter, D. A., 1991. "The Biomechanics and Motor Control of Human Gait", University of Waterloo Press, 2nd ed., 23
- [17] Rose, J., Gamble, J. G., 1994. "Human Walking", Williams & Wilkins, 2nd ed. 6
- [18] Perry, J., 1992. "Gait Analysis: Normal and Pathological Function", Slack Inc.
- [19] Koerner, I., 1986. "Observation of Human Gait", University of Alberta, 14-16, 41, 49
- [20] Craik, R. L., Oatis, C.A., 1995. "Gait Analysis: Theory and application", Mosby-Year Book, Inc., 313

Abstract

Gait Analysis of the Normal and the Hemiplegic Walking Using the Acceleration of the CoM

Yi, Jin-bock

Graduate Program in Medical Engineering

The Graduate School

Yonsei University

With the accelerometric device, the kinematic and the kinetic aspects could be analyzed more precisely at desired location. The accelerometry is a more convenient method to use than 3D gait analysis system. Therefore in the last several decades there have been many studies on the utility of the accelerometry in the gait analysis field.

In this study the telemetry accelerometer which was synchronized with the 3D gait analysis system was developed. Also this device was applied to ten normal volunteers and seventeen hemiplegic patients for measuring the vertical and lateral accelerations.

In the normal group, there was no significant correlation between the body weight and the vertical acceleration. The specific peak points in the measured acceleration curve were matched closely with the initial-contact and the toe-off. There was the other peak point which reflected the maximum knee flexion instant in the stance phase. And the acceleration curves during the single limb support period resembled the ground reaction curves.

In the hemiplegic group, there was a significant correlation between the

velocity and the vertical acceleration value. There were significant correlations between several elements of hemiplegic gait and the correspondent acceleration values. Furthermore there was no significant difference between the interval of the successive main peaks in the vertical acceleration curve and the duration of the corresponding steps. By using this results, the clinicians would be able to evaluate the symmetry of the hemiplegic gait by the acceleration data.

This study showed that detecting the initial-contact and the toe-off, and the capability of the accelerometry to extract several biomechanical aspects would be possible in normal gait. Also another results about hemiplegic gait showed that the improvements in spasticity, Brunnstrom recovery stage and the symmetry could be assessed. The capability for the successive gait cycle measurement is the distinct advantage of the accelerometry, unlike 3D gait analysis system. Further studies would make it possible for the accelerometry to replace partly the use of the 3D gait analysis system in clinics.

Key words : acceleration, CoM, gait analysis, gait phases, hemiplegic gait, ground reaction force, symmetry