

보행주기 검출용 센서 시스템

연세대학교 대학원
의 공 학 과
박 선 우

보행주기 검출용 센서 시스템

지도 김 영 호 교수

이 논문을 석사 학위논문으로 제출함

2009년 1월 16일

연세대학교 대학원
의 공 학 과
박 선 우

박선우의 석사 학위논문을 인준함

심사위원 인

심사위원 인

심사위원 인

연세대학교 대학원

2009년 1월 16일

감사의 글

짧지 않은 시간동안 적지 않은 고통과 고민 끝에 나온 논문이라 도움을 주신 많은 분들이 더욱 소중하게 느껴집니다.

본 논문이 있기까지 부족한 제자에게 학문의 스승으로서 가르침과 지혜를 주시고, 아버지와 같은 사랑과 관심을 주신 김영호 교수님께 깊은 감사의 말씀을 드립니다. 항상 자상하게 지도해주신 이경중 교수님과 바쁘신 가운데도 부족한 논문을 꼼꼼하게 지적해 주신 원주대학 송성재 교수님께도 감사드립니다. 연세 의공학부를 최고로 만들기 위해 오늘도 불철주야 노력하시고, 학생들에게 눈과 귀로 귀감이 되시는 윤형로 교수님, 이운선 교수님, 김동운 교수님, 윤영로 교수님, 신태민 교수님, 김한성 교수님, 김경환 교수님, 정병조 교수님, 김지현 교수님, 이상우 교수님, 임창환 교수님, 윤대성 교수님, 서종범 교수님, 이용흠 교수님께 감사드립니다.

3년의 시간을 가족과 같이 보냈고 앞으로의 시간도 함께할 생체역학 연구실 식구들에게 고마움을 전하고 싶습니다. 연구실의 대선배님으로써 창업이라는 새로운 지평을 열어주시고 사업 때문에 바쁘지만 항상 후배를 챙겨 주시는 주식회사 휴레브의 CEO 기홍형님, 연구실 1호 박사님으로 얼마 전 이쁜 형수님을 맞이하신 기석형님, 바쁘신 와중에도 주말마다 연구실에 오셔서 조언과 점심을 날려주시는 성재형님, 현역 학생들 못지않은 연구에 대한 열정을 보여주시고 큰형님과 같은 관심과 조언을 해 주셨던 곤성형님, 연구실의 최고참으로 보dana은 자신의 미래와 선배의 모습을 보여주기 위해 끊임없이 노력하는 친구 성재, 항상 자신을 싫어한다고 하지만 언젠간 나의 진심을 알아줄 거라고 굳게 믿고 싶은 인간미 넘치는 희석형님, 후배에서 이제는 박사과정의 길을 함께 가게 될 귀차니즘 천재 정윤, 공통된 관심사로 많은 아이디어 제공과 실험을 함께해준 량희, 불어가는 몸무게와 커져가는 머리만큼 성숙해져 가는 똘똘이 종상이, 앞으로 한식구가 될 진섭이 그리고 누구보다도 단순한 입학동기에서 마음을 나눌 수 있는 형님이 되어준 더머 (dumber) 선홍형님에게 감사드립니다.

같은 연구실 식구는 아니지만 즐거울 때나 힘들 때나 함께해준 선배님, 동료,

후배들에게도 고마움을 전합니다. 항상 분석적으로 기승전결의 짜임새 있는 충고와 직언을 해주시고 끊임없이 노력하는 자세를 보여주시는 승관형님, 형으로 태어나게 해주신 부모님께 항상 감사한 마음을 갖게 해주는 카리스마 연식이, 올해 이쁜 아기를 얻으신 듄직한 성필이형, 신호처리에 결정적 도움을 준 효기, 비록 형대우는 받지 못한 짧은 시간의 만남이었지만 이제는 10년 지기같이 편한 친구이자 동료가 된 현석이, 그 외에 의공 대학원 동료들... 또한 친오빠처럼 대해주고 내일을 자신의 일처럼 걱정하고 기뻐해준 귀염둥이 아윤이, 인생의 선배로써 따듯한 위안과 충고를 해주신 성욱형님과 형수님, 그리고 긴 시간동안 나와 함께해준 소중한 미야에게도 고마움을 전합니다.

끝으로, 당신들의 인생보다는 두 아들을 위해 헌신하시고 나의 가장 큰 후원자이자 버팀목이 되 주시는 부모님과 같은 공학도의 길을 걸어가는 선배이자 이제는 한 가정의 의젓한 가장이 된 형님 그리고 시동생을 친동생처럼 챙기고 아껴주시는 형수님과 앞으로 태어날 버둥이까지... 모두 감사드리며 사랑합니다.

2009년 1월

박 선 우 드림

차 례

그림 차례	iii
표 차례	v
국문 요약	vi
제1장 서론	1
제2장 방법	4
2.1 실험 대상	4
2.2 실험 시스템	5
2.2.1 삼차원 동작분석 시스템	5
2.2.2 보행주기 검출 모션센서 시스템	6
2.2.2.1 모션센서	6
2.2.2.2 모션 센서 시스템 및 신호 입출력부	8
2.3 실험 방법	9
2.3.1 센서 및 마커 프로토콜	9
2.3.2 기준 보행주기 검출	10
2.3.2.1 힘측정판 방법	10
2.3.2.2 Foot velocity algorithm (FVA)	10
2.3.3 모션 센서를 이용한 보행주기 검출 및 검증 방법	12
2.3.3.1 센서 신호 전처리	12

2.3.3.2 보행주기 검출 및 검증방법	14
제3장 결 과	16
3.1 힘측정판 방법과 FVA 비교 및 검증	16
3.2 모션 센서를 이용한 보행주기 검출	18
3.2.1 정상보행시 보행주기 검출	18
3.2.1.1 기울기센서를 이용한 보행주기 검출	18
3.2.1.2 자이로센서를 이용한 보행주기 검출	20
3.2.1.3 가속도센서를 이용한 보행주기 검출	22
3.2.2 편마비보행시 보행주기 검출	27
3.2.2.1 기울기센서를 이용한 보행주기 검출	29
3.2.2.2 자이로센서를 이용한 보행주기 검출	31
3.2.2.3 가속도센서를 이용한 보행주기 검출	35
3.3 센서 검출법의 편마비보행 적용에 대한 유효성 검증	44
제4장 고 찰	45
제5장 결 론	47
참고 문헌	49
영문 요약	51

그림 차례

그림 2.1	힘측정판이 동기화 된 삼차원 동작분석 시스템	5
그림 2.2	기울기센서용 필름형 PCB	6
그림 2.3	제작된 센서 시스템	8
그림 2.4	센서 시스템 부착 모습	9
그림 2.5	정상보행 시 발 중심의 수직 속도 곡선과 지면 반발력	11
그림 2.6	센서 신호 전처리 과정	12
그림 2.7	한 보행주기 동안의 발 중심 수직 속도 곡선	14
그림 2.8	두 시스템을 비교한 Bland-Altman plot의 예	15
그림 3.1	지면반발력과 FVA 검출 보행주기와의 관계	16
그림 3.2	FVA 검출법과 힘측정판 검출법에 대한 Bland-Altman plot	17
그림 3.3	정상보행 시 기울기센서로 검출된 보행주기	18
그림 3.4	FVA 검출법과 기울기센서 검출법에 대한 Bland-Altman plot	19
그림 3.5	정상보행 시 자이로센서로 검출된 보행주기	20
그림 3.6	FVA 검출법과 자이로센서 검출법에 대한 Bland-Altman plot	21
그림 3.7	정상보행 시 가속도센서로 검출된 보행주기	23
그림 3.8	FVA 검출법과 전후방향 가속도센서 검출법에 대한 Bland-Altman plot	24
그림 3.9	FVA 검출법과 내외방향 가속도센서 검출법에 대한 Bland-Altman plot	25

그림 3.10 FVA 검출법과 상하방향 가속도센서 검출법에 대한 Bland-Altman plot	26
그림 3.11 편마비보행 시 기울기센서로 검출된 보행주기	28
그림 3.12 FVA 검출법과 기울기센서 검출법에 대한 Bland-Altman plot(환자군 A)	29
그림 3.13 FVA 검출법과 기울기센서 검출법에 대한 Bland-Altman plot(환자군 B)	30
그림 3.14 편마비보행 시 자이로센서로 검출된 보행주기	32
그림 3.15 FVA 검출법과 자이로센서 검출법에 대한 Bland-Altman plot(환자군 A)	33
그림 3.16 FVA 검출법과 자이로센서 검출법에 대한 Bland-Altman plot(환자군 B)	34
그림 3.17 편마비환자군 A에서 가속도센서로 검출된 보행주기	36
그림 3.18 편마비환자군 B에서 가속도센서로 검출된 보행주기	37
그림 3.19 FVA 검출법과 전후방향 가속도센서 검출법에 대한 Bland-Altman plot(환자군 A)	38
그림 3.20 FVA 검출법과 내외방향 가속도센서 검출법에 대한 Bland-Altman plot(환자군 A)	39
그림 3.21 FVA 검출법과 상하방향 가속도센서 검출법에 대한 Bland-Altman plot(환자군 A)	40
그림 3.22 FVA 검출법과 전후방향 가속도센서 검출법에 대한 Bland-Altman plot(환자군 B)	41
그림 3.23 FVA 검출법과 내외방향 가속도센서 검출법에 대한 Bland-Altman plot(환자군 B)	42
그림 3.24 FVA 검출법과 상하방향 가속도센서 검출법에 대한 Bland-Altman plot(환자군 B)	43

표 차례

표 2.1 정상군 피험자의 특성	4
표 2.2 환자군 피험자의 특성	4
표 2.3 모션센서 동작특성	7
표 2.4 센서별 주 주파수와 선정된 디지털 필터	13

국 문 요 약

보행주기 검출용 센서 시스템의 비교 연구

보행주기 검출은 편마비환자의 보행기능의 회복을 평가하는 중요한 지표가 되며, 보행보조 기능적 전기자극(functional electrical stimulation, FES)과 같은 보행보조기구의 동작 시점 결정에 중요한 역할을 한다. 가장 정확하고 객관적으로 보행주기를 검출하는 방법으로 삼차원 동작분석 시스템과 힘측정판을 이용하지만, 실험이 실내의 정해진 구역에서만 이루어지고 장비가 고가인 문제점을 갖고 있다. 이러한 한계를 극복하고 기존의 측정 시스템과 같은 정확도를 가지며 휴대와 사용의 편리성을 갖는 보행주기 검출 방법에 대한 요구에 따라 다양한 모션 센서들을 이용한 보행주기 검출 연구들이 진행되고 있다.

본 연구에서는 보행 시 다양한 센서들(기울기센서, 자이로센서, 가속도센서)에서 획득한 출력 곡선의 특징점을 이용하여 정상보행과 편마비보행에서의 보행주기(발뒤축접지(heel strike, HS), 발뒤축들림(toe off, TO))를 검출하고, 센서 검출법의 타당성과 편마비보행 적용에 대한 유효성을 검증하였다.

10명의 정상인과 4명의 편마비환자(40 steps/min 2명, 70 steps/min 2명)를 대상으로 보행실험을 실시하였고, 센서를 피험자의 하퇴와 발뒤꿈치에 부착하여 삼차원 동작분석 시스템과 동기화된 신호를 획득하였다. 센서 출력곡선의 특징점을 이용하여 검출된 보행주기와 FVA(foot velocity algorithm)를 이용하여 검출한 기준 보행주기와의 시간적 차이를 두 가지 측정 시스템 및 방법의 타당성을 검증하는 방법인 Bland-Altman plot으로 검출법의 타당성을 알아보았다. 또한, 정상보행 시 센서의 가장 큰 오차로 유효오차범위를 선정하여 편마비보행에 대한 센서별 적용 유효성을 알아보았다.

정상보행과 편마비보행에서 센서를 이용한 보행주기 검출법은 FVA 보행주기 검출법과 비교하였을 때, 95 % 이상의 데이터가 신뢰구간 내에 분포하므로 모두 검출의 타당성이 있다고 할 수 있었다. 기준 보행주기와의 시간적 오차는 정상보

행에서는 기울기센서와 내외방향 가속도센서에서 가장 작았고, 편마비보행에서는 HS의 경우 환자군 A는 상하방향 가속도센서, 환자군 B는 자이로센서에서 가장 작았으며, TO의 경우 환자군 A와 환자군 B 모두 자이로센서에서 가장 작았다.

정상보행 시 기준 보행주기와 가장 큰 시간적 오차로 선정된 검출유효오차범위는 HS에서 상하방향 가속도센서(3.9 %), TO에서 기울기센서(13.6 %)로 선정하였으며, 이를 이용하여 편마비보행 시 센서 검출법의 적용 유효성을 분석한 결과 환자군 A와 환자군 B 모두에서 TO 검출은 유효하였으나, HS 검출은 환자군 A에서는 상하방향 가속도센서, 환자군 B에서는 자이로센서를 이용한 검출만 유효하였다.

본 연구를 통해서, 편마비환자를 대상으로 다양한 보행속도와 보행형태를 고려한 실험을 통하여 편마비보행에서의 유효오차범위를 선정한다면 좀 더 객관적이고 효율적인 보행주기 검출 및 평가가 이루어질 수 있으며, 센서를 이용한 보행주기 검출법은 향후 보행보조 시스템에도 다양하게 적용할 수 있을 것으로 기대된다.

핵심되는 말 : 모션 센서, 보행주기 검출, 편마비, 보행보조 FES

제 1 장 서 론

보행분석은 기원전 4세기경, 그리스의 철학자인 아리스토텔레스가 동물의 움직임
을 해부학을 바탕으로 정량적으로 해석하려 시도한 것에 그 기원을 둔다[1]. 보행
분석에 있어 가장 기본이 되는 보행주기 검출은 보행 장애인(편마비 환자 등)의
재활치료 전후의 시공간 보행인자를 제공하여 운동기능의 회복을 평가하는 중요한
지표가 된다[2]. 또한, 뇌손상 환자의 보행 시 발끝림(drag foot)을 방지하기 위한
보행보조 FES 같은 보행보조 시스템의 정확한 작동 시점을 결정하는데 중요한 기
준이 되기 때문에 보행주기를 검출하기 위한 다양한 방법이 연구되어 왔다.

가장 널리 쓰이는 방법은 삼차원 동작분석 시스템을 이용하는 것으로, 적외선
카메라 등을 힘측정판과 동기화하여 사용되거나 마커의 궤적 같은 운동학적 데이
터를 이용하는 것이다. 삼차원 동작분석 시스템을 이용한 방법은 정확한 보행주기
검출 및 다양한 보행분석이 가능하다는 장점이 있지만, 장비가 매우 비싸고 장비
가 갖추어진 실험실내에서만 사용할 수 있으며 매 실험마다 번거로운 장비보정 및
준비 과정을 수반해야 하고 카메라의 유효공간 내에서의 한 두 보행주기의 자료만
을 추출할 수 있다는 한계를 지니고 있다. 삼차원 동작분석 시스템과 동기화하여
사용되는 힘측정판을 이용하는 경우, 비싼 가격과 센서 개수에 따른 측정 가능한
보행주기의 제한이 있으며, 하나의 힘측정판 내에 한 발씩 디터야 하므로 정상인에
비해 상대적으로 보장(step length)이 짧은 편마비 환자의 경우 적용하는데 어려움
이 있다. 이러한 힘측정판의 단점을 보완하기 위해 삼차원 동작분석 시스템에서
추적하는 마커들의 운동학적 데이터를 이용하여 보행주기를 검출하는 연구들도
진행되었다. 대표적인 운동학적 데이터 방법으로는 Hreljac과 Marshall[3]에 의해
제안된 HMA(hreljac marshall algorithm)와 O'conner 등[4]에 의해 제안된
FVA(foot velocity algorithm)가 있다. HMA는 네 번째 중족골두 마커와 발뒤꿈치
마커의 위치-시간 데이터에서 가속도와 유연성(jerk)을 도출하여 보행주기를 검출
하는 방법이고, FVA는 두 번째 중족골두 마커와 발뒤꿈치 마커 사이를 발의 중심
으로 가정하고 이 위치에서의 수직 속도를 도출하여 보행주기를 검출하는 방법이

다. 이 방법들은 힘측정판 방법과 같은 정확도를 가지며 보다 많은 수의 보행주기를 검출할 수 있지만, 근본적으로 삼차원 동작분석 시스템에서 적용할 수 있는 연구들이라는 점에서 그 한계점은 마찬가지라고 할 수 있다.

따라서, 이러한 한계들을 극복하고 기존의 고가의 복잡한 측정 시스템과 필적할 만한 성능을 가질 뿐 아니라 저가이며 휴대와 사용의 편리성을 갖는 보행주기 검출 방법에 대한 요구가 필요함에 따라 다양한 모션 센서를 이용한 방법이 연구되고 있다.

풋 스위치[5]는 보행주기 검출에 가장 간편하고 널리 사용되어 왔으나, 발바닥에 부착하여 사용해야 하기 때문에 부착 위치와 접촉면에 따라 결과값이 변화하는 문제를 갖고 있다.

1873년 Marey[1]에 의해 최초로 기록된 가속도센서는 동작분석에 6개의 가속도계를 사용한 Morris의 연구[6] 이후 소형의 piezoresistive 방식의 가속도센서가 개발되었고 이를 계기로 활발한 연구가 진행되었다. Evans 등[7]은 각각의 발뒤축접지(HS)를 구별하는데 단축 가속도센서를 사용하였고, Auvinet 등[8]은 보행주기, 활보의 대칭성과 규칙성 등을 구하기 위해 2축 가속도센서를 사용하였다. 이주현 등[9]은 가속도계를 이용하여 뇌졸중 환자의 보행을 분석하였다.

Tong과 Grant[10]는 두 개의 자이로센서를 이용하여 하퇴와 대퇴의 각속도와 자이로센서의 회전축에 대한 경사도를 측정하여 보행주기를 검출하였고, 안승찬 등[11]은 발바닥에 부착한 저항센서(FSR sensor)와 발뒤꿈치에 부착한 자이로센서를 이용하여 보행주기를 검출하는 시스템을 개발하여 평지보행 및 계단보행에서의 보행주기를 검출하고 신뢰성을 평가하였다.

Dai 등[12]은 하퇴와 대퇴에 기울기센서를 부착하여 각 체절에서 출력값을 각도로 변환하여 보행주기를 분석하였다, Weber 등[13]은 편마비환자의 하퇴에 부착한 기울기센서를 이용하여 보행보조 FES(WalkAide 2, canada)에 적용하기 위한 보행주기를 검출하였다.

이러한 모션 센서를 이용한 보행주기 검출방법은 검출된 보행주기의 정확성과 검출법의 타당성을 검증할 수 있는 평가 방법이 필요하다. 따라서, 본 연구에서는 다양한 모션 센서 출력 곡선의 특징점을 이용하여 정상보행과 편마비보행 시 보

행주기를 검출하였고, 두 가지 측정 시스템 및 방법의 타당성을 검증하기 위하여 FVA로 검출한 기준 보행주기와 시간적 차이를 Bland-Altman plot으로 나타내어 검출법의 타당성을 평가할 뿐만 아니라 편마비보행에 대한 센서별 적용 유효성을 분석하였다.

제 2 장 방 법

2.1 실험 대상

본 연구에서는 신경계 및 근골격계에 질환이 없는 건강한 성인 남자 10명과 분속수가 약 40 steps/min, 약 70 steps/min인 편마비 환자 각 2명씩을 피실험자로 선정하였다. 표 2.1과 2.2는 실험에 참여한 정상인과 편마비 환자의 특성이다. 피험자들은 10분 동안 보행연습을 실시한 후 편안한 보행속도로 15m 평지보행을 실시하였으며, 각각 10회 반복 측정하였다.

표 2.1 정상군 피험자의 특성 (N=10)

		평균 ± 표준편차	범위
나이	(세)	23.5 ± 0.8	22 ~ 24
몸무게	(kg)	66.5 ± 6.4	55.6 ~ 74.5
키	(cm)	172.1 ± 6.0	163.4 ~ 183.5
분속수	(steps/min)	110.5 ± 2.2	108.6 ~ 115.2

표 2.2 환자군 피험자의 특성 (N=4)

		환자군 A	환자군 B
나이	(세)	52	54
유병기간	(개월)	53 ± 0.7	58 ± 5.7
성별 (명)	남성	2	2
	여성	-	-
마비위치 (명)	우측	2	-
	좌측	-	2
보행형태		회선 보행	회선 보행
분속수	(steps/min)	38.8 ± 1.0	68.9 ± 1.9

2.2 실험 시스템

2.2.1 삼차원 동작분석(Three-dimensional motion analysis)

여섯 대의 적외선 카메라(MCam2)와 네 대의 힘측정판(2 Kistler forceplates; 2 AMTI forceplates), 모션 센서 시스템을 삼차원 동작분석 시스템(VICON 612 Motion Analysis System, Vicon Motion System Ltd., UK)(그림 2.1)에 동기화하여 피검자의 보행을 측정 및 분석하였다. 적외선 카메라와 모션 센서들의 아날로그 신호는 120Hz의 샘플링률(sampling rate)로 데이터를 획득하였다.

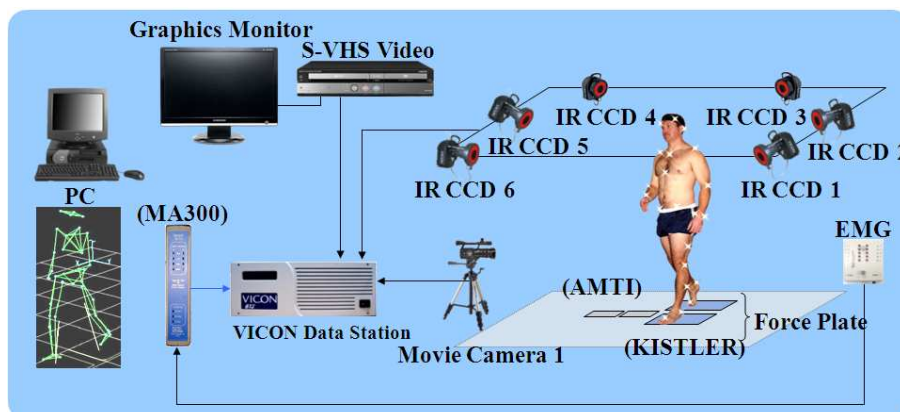
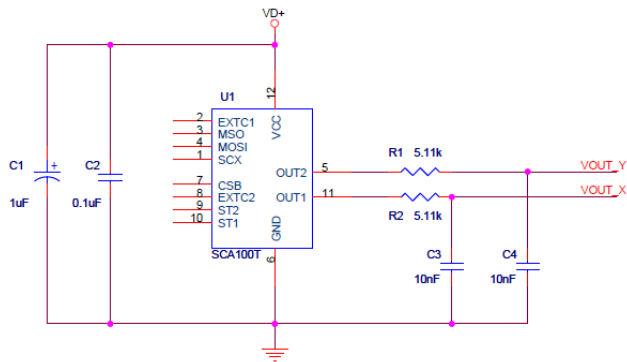


그림 2.1 삼차원 동작분석 시스템

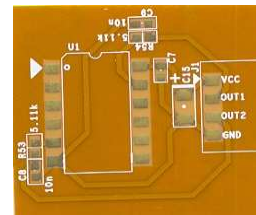
2.2.2 보행주기 검출 모션센서 시스템

2.2.2.1 모션센서

본 연구에서는 보행주기 검출을 위해 세 가지 모션 센서를 삼차원 동작분석 시스템과 동기화하여 사용하였다. 표 2.3은 사용된 센서들의 동작 특성이다. 기울기 센서의 경우 보행보조 FES의 보행주기 검출 센서 시스템에 적용하기 위해 전극 패드에 부착할 수 있도록 하드웨어 필터(차단 주파수: 5Hz, 저역 통과 필터)를 내장한 필름형 PCB(그림 2.2)를 제작하여 사용하였다.



(a)


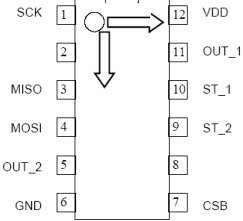

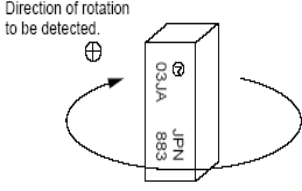

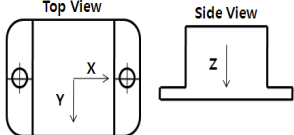


(b)

그림 2.2 기울기센서용 필름형 PCB

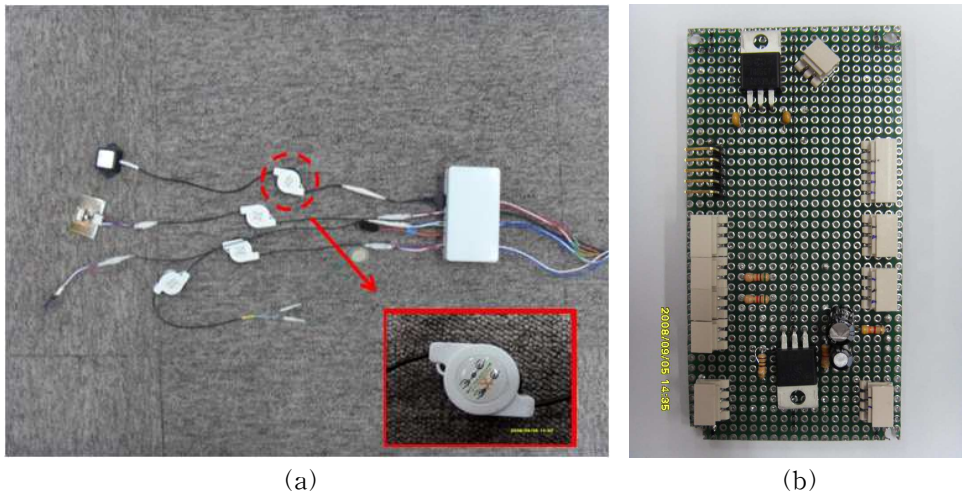
(a) 회로도, (b) 제작된 필름형 PCB

표 2.3 모션 센서 동작특성

모션 센서	제조회사	동작 특성
 <p style="text-align: center;">기울기 센서 (SCA100T0D02)</p>	<p>VTI (Finland)</p>	<ul style="list-style-type: none"> · Range : $\pm 90^\circ$ · 2-axis · Supply voltage (Vdd) : +5V · Offset output : Vdd / 2V · Sensitivity : 35mV/°  <p style="text-align: center;"><기울기 센서 축></p>
 <p style="text-align: center;">자이로 센서 (ENC-03J)</p>	<p>Murata (Japan)</p>	<ul style="list-style-type: none"> · Max. angular velocity : $\pm 300^\circ/\text{s}$ · Supply voltage (Vdd) : +2.7~5V · Offset output : +1.35V · Scale factor : 0.67mV/°/s  <p style="text-align: center;"><자이로 센서 축></p>
 <p style="text-align: center;">가속도 센서 (CXL01LF3)</p>	<p>Crossbow (USA)</p>	<ul style="list-style-type: none"> · Range : $\pm 2g$ · 3-axis · Supply voltage (Vdd) : +5V · Offset output : +2.5V · Sensitivity : 1V/g  <p style="text-align: center;"><가속도 센서 축></p>

2.2.2.2 신호 입출력부

센서 시스템의 출력 신호를 삼차원 동작분석 시스템과 동기화하여 얻기 위해 신호 입출력부를 제작하였다. 또한 릴 방식으로 신호 입출력부와 피험자의 몸에 부착된 센서간의 유선 문제를 개선하였다. 그림 2.3은 제작된 센서 시스템과 신호 입출력부이다.



(a)

(b)

그림 2.3 제작된 센서 시스템

(a) 릴 장치를 이용한 센서 시스템, (b) 신호 입출력부

2.3 실험 방법

2.3.1 센서 및 마커 프로토콜(Reflective marker protocol)

정상보행과 편마비보행 시 운동학적 데이터를 획득하기 위해, 피실험자의 대퇴(thigh), 무릎관절, 정강뼈(tibia), 발목관절의 가쪽복사뼈(lateral malleolus), 둘째 중족골두(second metatarsal head), 발뒤꿈치(heel) 등의 해부학적 위치에 16개의 14mm 반사 마커(reflective marker)를 Davis 프로토콜[15]에 따라 부착하였다.

보행 시 센서 데이터를 측정하기 위해 센서와 신호 입출력부를 그림 2.4와 같이 피험자들의 몸에 부착하였다. 기울기센서는 정상인의 경우 우측 무릎관절 마커에서 하방 10cm 밑, 편마비 환자의 경우 환측의 무릎관절 마커에서 하방 10cm 밑에 부착하였으며, 보행 진행 방향을 음(negative)의 방향으로 설정하였다. 자이로센서는 정상인의 경우 우측 발뒤꿈치 마커 위, 편마비 환자의 경우 환측의 발뒤꿈치 마커 위에 부착하였으며, 시계방향으로 회전하였을 때를 양(positive)의 방향으로 설정하였다. 가속도센서는 정상인의 경우 우측 기울기센서 부착위치 밑, 편마비 환자의 경우 환측 기울기센서 부착위치 밑에 부착하였으며, 보행 진행 방향(X축), 내측방향(Z축), 아랫방향(Y축)을 양의 방향으로 설정하였다. 신호 입출력부는 센서를 부착한 쪽 대퇴부에 고정하였다.

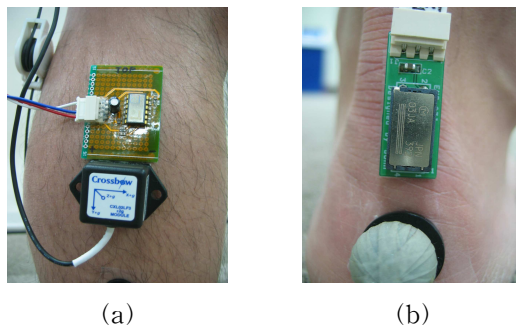


그림 2.4 센서 시스템 부착 모습

(a) 기울기센서와 가속도센서, (b) 자이로센서

2.3.2 기준 보행주기 검출

정상인과 편마비 환자의 보행 시 모션 센서로 검출된 보행주기의 정확성을 비교 분석할 수 있는 기준 보행주기가 필요하기 때문에 마커들의 운동학적 데이터를 이용하여 보행주기를 검출하는 FVA로 기준 보행주기를 검출하였다.

2.3.2.1 힘측정판 방법

힘측정판[14] 방법은 피검자가 힘측정판을 가로질러 걸어가갈 때의 지면반발력을 측정하여 가해지는 힘이 기준치(10N) 이상일 때와 기준치(5N) 이하일 때 자동적으로 HS과 TO를 검출한다. 힘측정판을 사용할 때 중요한 것은 보정과 힘측정판 간의 위치관계이다. 피검자에게 힘측정판의 위치를 알려주면 인공적인 보행형태를 초래할 수 있기 때문에, 적절한 자료가 얻어질 때까지 시작위치를 조금씩 바꾸어 가면서 수많은 걸음을 걷게 해야 한다. 또한, 일반적인 힘측정판의 배열은 정상 성인의 활보장을 기준으로 배열하기 때문에 편마비환자나 어린이처럼 활보장이 짧고 일정하지 않은 경우에는 적용하기 어렵다.

2.3.2.2 Foot velocity algorithm(FVA)

FVA는 삼차원 동작 분석 장치를 통해 얻어진 발뒤꿈치 마커와 둘째 중족골두 마커의 궤적-시간 데이터를 이용하여 보행주기를 검출하는 방법이다. 삼차원 동작 분석 장치에서 주어지는 마커 데이터는 진행방향 (X축), 내외방향 (Y축), 수직방향(Z축)의 삼차원 좌표로 제공되지만, FVA에서는 수직방향(Z축)의 데이터만을 이용하여 보행주기를 검출한다. 발뒤꿈치 마커와 둘째 중족골두 마커의 중심을 발의 중심으로 가정하고 발 중심 위치의 수직방향 궤적을 도출하여 수직 속도를 계산한다. 그림 2.5는 정상보행 중에 반복하여 나타나는 발 중심의 수직 속도 곡선과 힘측정판에서 주어지는 지면반발력 곡선이다[4]. 발 중심의 수직 속도 곡선에서는 한 보행주기 동안 세 번의 음의 정점과 두 번의 양의 정점이 발생하는 데

첫 번째 음의 정점으로 발뒤축접지(heel strike, HS)를 검출하고, 첫 번째 양의 정점으로 발가락들림(toe off, TO)을 검출한다. 가장 큰 음의 정점 뒤에 나타나는 음의 정점으로 다음번 HS를 검출한다.

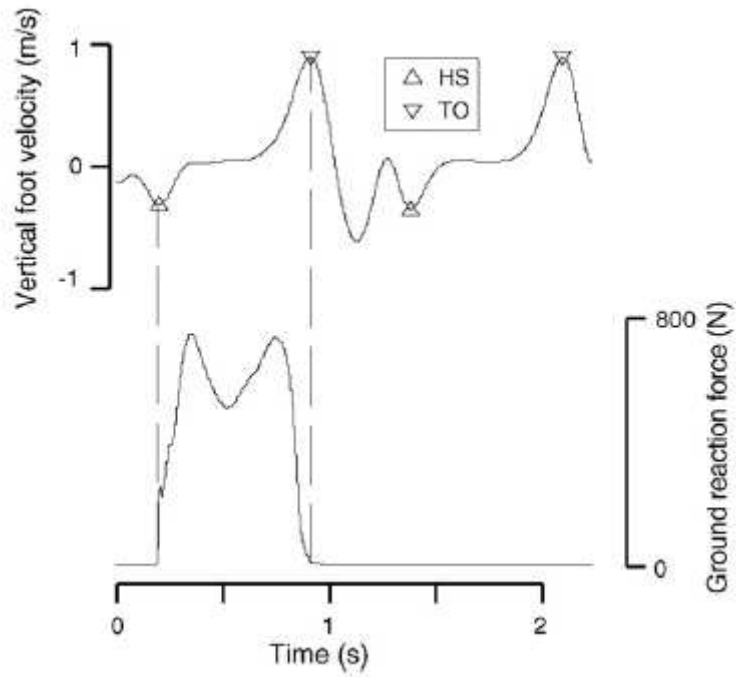


그림 2.5 정상보행 시 발 중심의 수직 속도 곡선과 지면반발력

2.3.3 모션 센서를 이용한 보행주기 검출 및 검증 방법

2.3.3.1 센서 신호 전처리

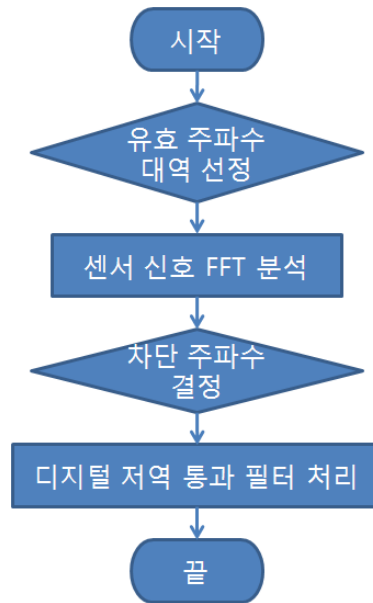


그림 2.6 센서 신호 전처리 과정

그림 2.6은 정상보행 및 편마비보행 시 센서 신호의 전처리 과정이다. 본 연구에서는 정상보행과 편마비보행 시 발생하는 센서 출력 신호의 정점을 이용하여 보행주기를 검출하는 알고리즘을 사용하기 때문에 특정 정점을 검출할 수 있는 적합한 필터 선정이 중요하다. 센서의 출력 신호의 주파수 특성은 센서 부착위치, 보행 속도, 보행 패턴, 정상보행 시와 편마비보행 시 등 여러 요인에 의해 변화하기 때문에 다양한 상황에서 적절한 차단 주파수를 선정할 수 있는 방법이 요구된다. 먼저, 불안정한 보행과 외부의 요인에 의한 불규칙적인 고주파 신호 성분을 제거하기 위하여 본 연구에서는 디지털 저역 통과 필터(2차, butterworth)를 사용하였다. 또한, 유효 주파수 대역 내에서 주파수 분석(FFT) 시 가장 전력(power)이 큰 주파수를 차단 주파수로 사용함으로써 필터가 사용자에게 따라 적응성을 갖도록 하였

다. 유효 주파수 대역의 최소값은 각 센서에서 정상 피험자의 한 활보장(stride) 소요 시간동안 발생할 수 있는 신호 중 가장 큰 저주파 신호의 주기를 주파수로 변환하여 선정하였다. 각 센서별 유효 주파수 범위의 최소값은 기울기센서는 1.5Hz, 자이로센서는 3Hz, 가속도센서의 전후방향은 2Hz, 내외방향은 4Hz, 상하방향은 3Hz이다. 편마비보행 시 발생하는 센서 출력 신호의 경우 한쪽 다리의 마비로 인하여 보행의 안정성이 떨어지기 때문에 정상보행 시 센서 신호와 비교해 볼 때 고주파 성분이 많이 섞여 있기 때문에 10Hz를 유효 주파수 최대점으로 선정하였다. 표 2.4는 정상보행과 편마비보행 시 각 모션 센서별 주 주파수와 선정된 디지털 저역 통과 필터에 대한 정보이다. 각 센서 신호는 Matlab 6.5(Mathworks, USA)를 사용하여 분석하였다.

표 2.4 센서별 주 주파수와 선정된 디지털 필터

		주파수 (Hz)	디지털 필터
정상군	기울기센서	1.82	LP_2Hz_2nd
	자이로센서	3.26	LP_4Hz_2nd
	전후방향	3.75	LP_4Hz_2nd
	가속도센서 내외방향	6.71	LP_7Hz_2nd
	상하방향	3.84	LP_4Hz_2nd
환자군 A	기울기센서	0.93	LP_1Hz_2nd
	자이로센서	3.65	LP_4Hz_2nd
	전후방향	2.92	LP_3Hz_2nd
	가속도센서 내외방향	4.65	LP_5Hz_2nd
	상하방향	2.77	LP_3Hz_2nd
환자군 B	기울기센서	0.79	LP_1Hz_2nd
	자이로센서	4.21	LP_4Hz_2nd
	전후방향	1.87	LP_2Hz_2nd
	가속도센서 내외방향	3.72	LP_4Hz_2nd
	상하방향	3.75	LP_4Hz_2nd

2.3.3.2 보행주기 검출 및 검증 방법

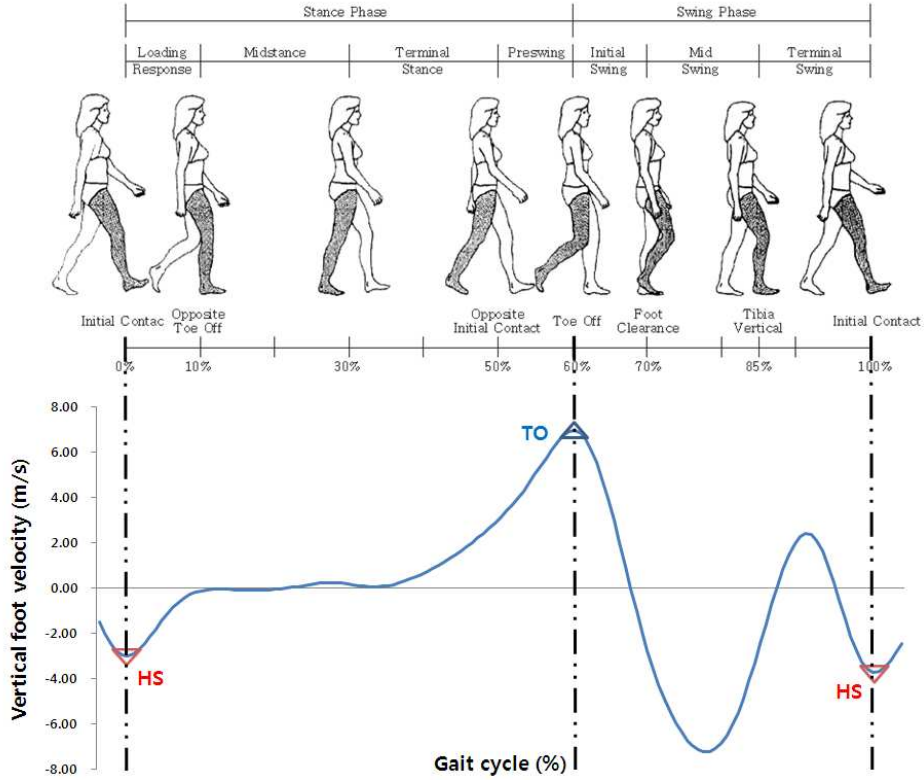


그림 2.7 한 보행주기 동안의 발 중심 수직 속도 곡선

그림 2.7은 정상 보행에서의 한 보행주기를 발 중심의 수직 속도 곡선을 기준으로 나타낸 것이다. 보행주기로 구분된 구간에서 발생하는 센서 출력 곡선의 특징 정점의 위치에 따라 HS와 TO의 보행주기를 검출하였다. 각 센서 검출법의 타당성을 검증하기 위해 두 가지 측정 시스템 및 방법의 타당성을 검증할 수 있는 Bland-Altman plot 통계 방법을 이용하여 기준 보행주기 검출방법인 FVA 검출법과 비교 분석하였다. 그림 2.8은 두 가지 측정 시스템의 타당성을 비교하기 위한 Bland-Altman plot의 예이다.

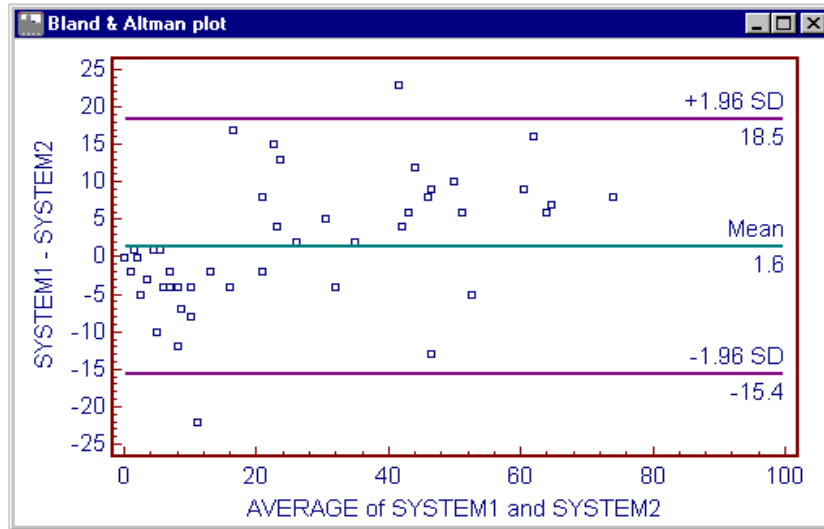


그림 2.8 두 시스템을 비교한 Bland-Altman polt의 예

X축은 두 측정 시스템의 평균값이고, Y값은 두 측정 시스템의 차이이다. 평균값 (mean)을 중심으로 두 시스템 차이의 분포가 신뢰구간 내에 많이 분포할수록 타당성이 높은 것이다. 신뢰구간은 다음과 같이 설정된다.

$$\begin{aligned} \text{신뢰구간 최대값} &= \text{평균}(\text{mean}) + 1.96 \times \text{표준편차} \\ \text{신뢰구간 최소값} &= \text{평균}(\text{mean}) - 1.96 \times \text{표준편차} \end{aligned}$$

본 연구에서는 각 센서 검출법을 기준 보행주기 검출법인 FVA 검출법과의 Bland-Altman polt 분석으로 타당성을 분석하였고, 정량적인 기준을 세우기 위해 신뢰구간 내에 95% 이상이 분포하면 검출법이 타당한 것으로 하였다. 통계 분석은 MedCalc statistical software(Medcalc software, USA)를 사용하였다.

제 3 장 결 과

3.1 힘측정판 방법과 FVA 비교 및 검증

그림 3.1은 정상보행 시 지면반발력(ground reaction force)과 FVA로 검출된 보행주기와의 관계이다. HS는 힘측정판으로 결정된 보행주기보다 -0.0 ± 8.1 ms 전에 검출되었고, TO에서는 -0.1 ± 9.0 ms 전에 검출되었다.

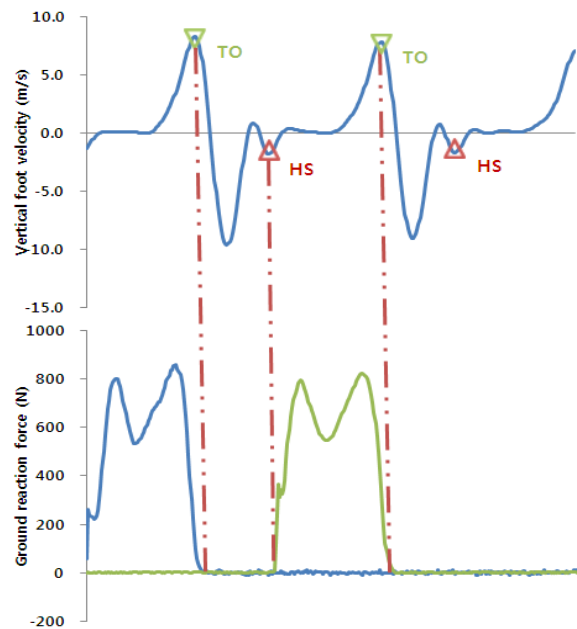
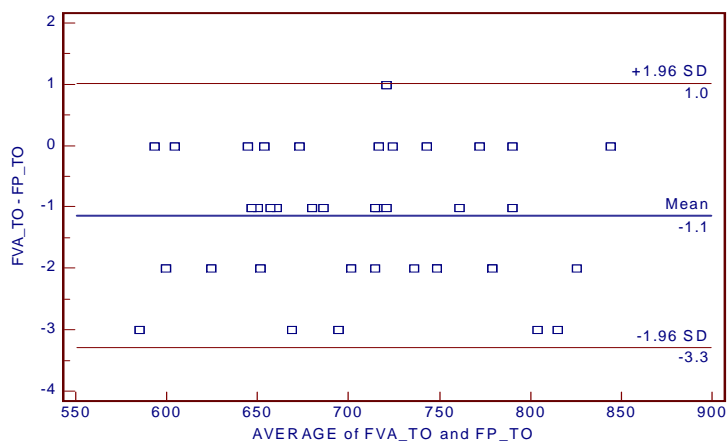


그림 3.1 지면반발력과 FVA 검출 보행주기와의 관계

그림 3.2는 힘측정판 검출법과 FVA 검출법에 대한 Bland-Altman plot이다. 두 검출법의 차이는 HS에서는 평균 -0.1 frame, 유효범위($-1.4 \sim 1.3$ frame) 내의 분포는 100 %이고, TO에서는 평균 -1.1 frame, 유효범위($-2.0 \sim 1.0$ frame) 내의 분포는 99.8 %이므로 FVA 검출법은 타당성이 있고, 운동학적 데이터의 1 frame(8.0 ms) 내의 오차로 거의 일치했다.



(a)



(b)

그림 3.2 FVA 검출법과 힘측정판 검출법에 대한 Bland-Altman plot

(a) HS, (b) TO

3.2 모션 센서를 이용한 보행주기 검출

3.2.1 정상보행 시 보행주기 검출

3.2.1.1 기울기센서를 이용한 보행주기 검출

○ 보행주기 검출 알고리즘

그림 3.3은 정상보행 시 기울기센서로 검출한 두 주기의 보행주기 곡선이다. 기울기 센서는 진행 방향(anterior)을 음의 방향으로 설정하였기 때문에, 시상면에서 볼 때 몸 보다 발이 앞에 위치하면 음의 값, 뒤에 위치하면 양의 값이 출력된다. 실제 보행 시 HS 바로 직전에 발이 가장 앞에 위치하고, TO 후에 발이 가장 뒤에 위치하지만 시간적 차이가 작기 때문에 기울기 센서의 가장 큰 양의 정점으로 TO를 검출하였고, 그 다음에 발생하는 음의 정점으로 HS를 검출하였다.

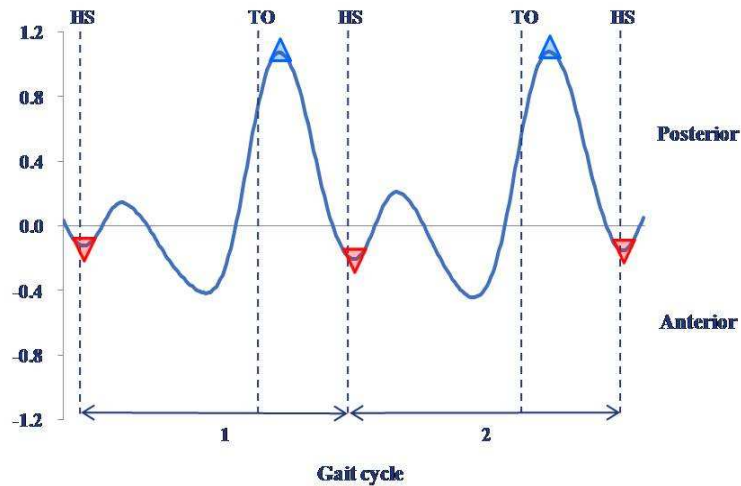
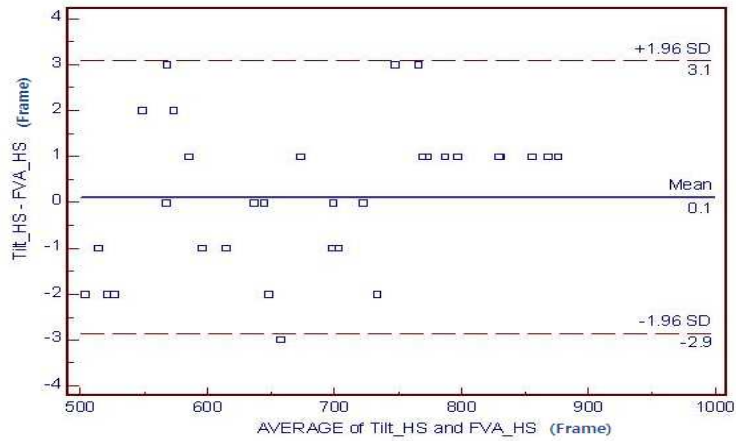


그림 3.3 정상보행 시 기울기센서로 검출된 보행주기

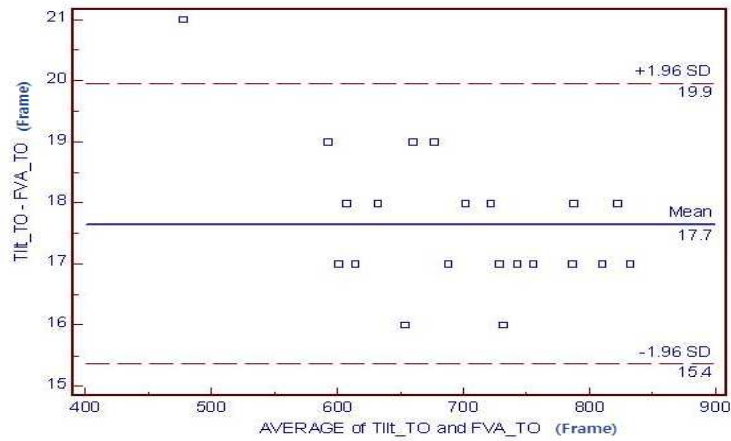
기준 보행주기와 비교하였을 때, 기울기센서에서 검출된 보행주기는 HS는 0.9 ± 12.6 ms 후에, TO는 147.1 ± 9.7 ms 후에 검출되었다.

○ 통계 분석

그림 3.4는 FVA 검출법과 기울기센서 검출법의 Bland-Altman plot이다. HS에서는 평균 0.1 frame, 유효범위(-2.9 ~ 3.1 frame) 내의 분포는 98.8 %이고, TO에서는 평균 17.7 frame, 유효범위(15.4 ~ 19.9 frame) 내의 분포는 97.6 %이므로, 기울기센서를 이용한 보행주기 검출법은 타당성이 있다.



(a)



(b)

그림 3.4 FVA 검출법과 기울기센서 검출법에 대한 Bland-Altman plot

(a) HS, (b) TO

3.2.1.2 자이로센서를 이용한 보행주기 검출

○ 보행주기 검출 알고리즘

그림 3.5는 정상보행 시 자이로센서로 검출한 두 주기의 보행주기 곡선이 다. 정상보행의 발뒤축접지 시 발은 내번(inversion)을 하면서 지면에 닿으므로 발뒤꿈치가 시계방향회전(clockwise rotation)을 하게 되어 자이로센서에서는 양의 값이 출력된다. 또한 발바닥에서의 COP(center of pressure)의 궤적은 발뒤꿈치에서 시작되고 발바닥의 외측을 지나 입각기 말기에 제 2 중족골두와 엄지발가락으로 빠져나가고 이때 지면을 밀면서 전방으로 추진을 하기 때문에 발뒤꿈치는 반시계방향회전(counter-clockwise rotation)하게 되고 이때 자이로센서는 음의 값이 출력된다. 따라서, 자이로센서의 음의 정점 이후에 발생하는 첫 번째 양의 정점으로 HS를 검출하였고 세 번째 양의 정점으로 TO를 검출하였다.

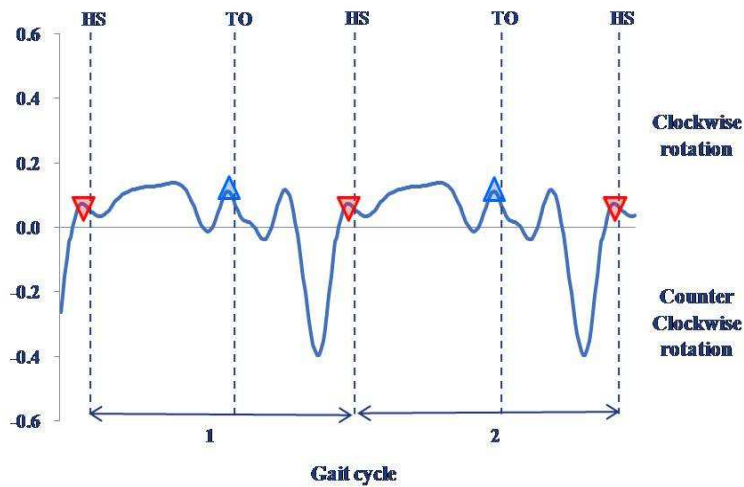
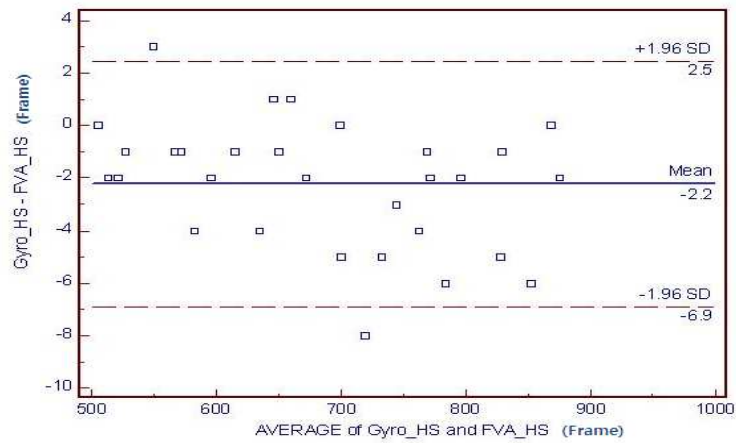


그림 3.5 정상보행 시 자이로센서로 검출된 보행주기

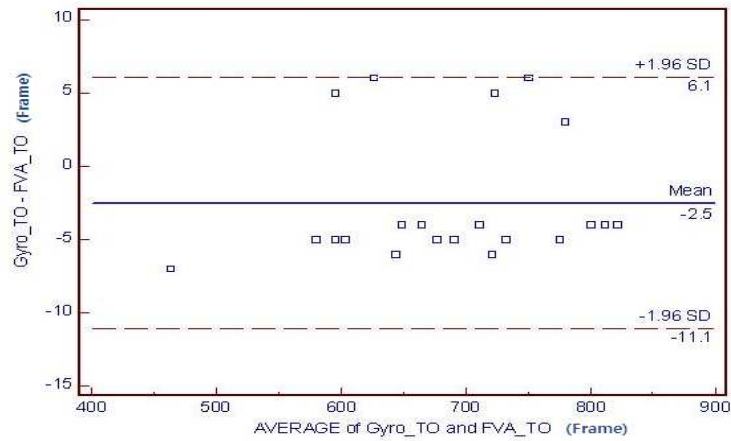
기준 보행주기와 비교하였을 때, 자이로센서에서 검출된 보행주기는 HS는 -18.4 ± 19.9 ms 전에, TO는 -21.0 ± 36.5 ms 전에 검출되었다.

○ 통계 분석

그림 3.6은 FVA 검출법과 자이로센서 검출법의 Bland-Altman plot이다. HS에서는 평균 -2.2 frame, 유효범위(-6.9 ~ 2.5 frame) 내의 분포는 96.4 %이고, TO에서는 평균 -2.5 frame, 유효범위(-11.1 ~ 6.1 frame) 내의 분포는 97.6 %이므로, 자이로센서를 이용한 보행주기 검출법은 타당성이 있다.



(a)



(b)

그림 3.6 FVA 검출법과 자이로센서 검출법에 대한 Bland-Altman plot

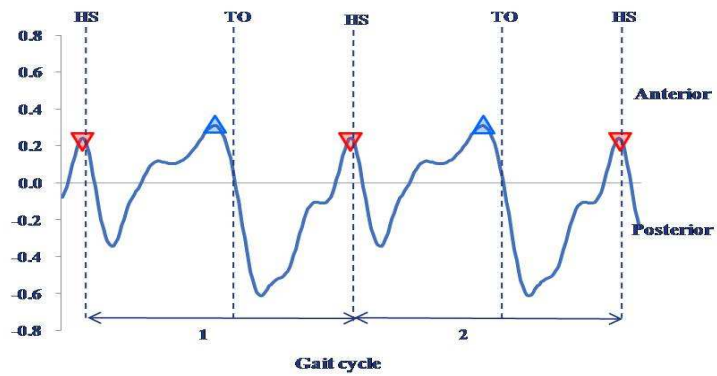
(a) HS, (b) TO

3.2.1.3 가속도센서를 이용한 보행주기 검출

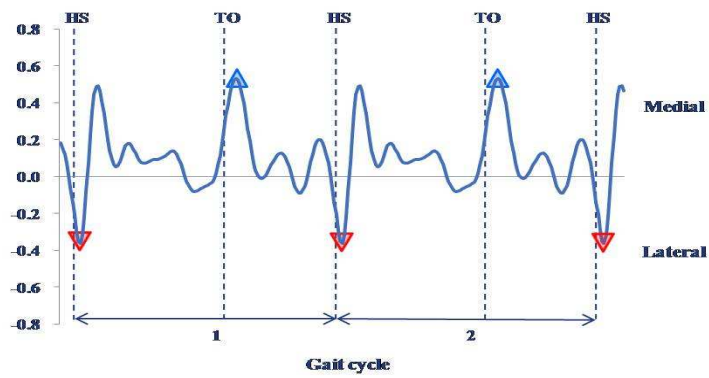
○ 보행주기 검출 알고리즘

그림 3.7은 정상보행 시 가속도센서로 검출한 두 주기의 보행주기 곡선이 다. 전후방향의 경우 하퇴에서의 가속도는 발뒤축접지 후 급격하게 감소한 후 입각기 동안 전방(anterior)으로 증가하다가 발뒤축들림 이후부터 무릎관절과 발목관절의 굴곡으로 인하여 감소하게 된다. 후방(posterior)으로 증가하던 가속도는 전유각기에서 발들림(foot clearance)을 위한 발가림들림 이후의 하퇴의 최대 후방이동으로 인해 최소값이 되었다가 증가하게 된다. 따라서, 두 개의 양의 정점 중 첫 번째 양의 정점을 이용하여 HS를 검출하였고, 두 번째 양의 정점을 이용하여 TO를 검출하였다. 내외방향의 경우 발뒤축접지 시 발이 닿는 측의 외측(lateral)으로 가속도가 증가하게 되고, 발가락들림 시 COP 궤적에 의해 발이 외전되기 때문에 반대편 발 측으로 가속도가 증가하게 되기 때문에 가장 큰 음의 정점으로 HS를 검출하였고, 두 개의 양의 정점 중 두 번째 양의 정점을 이용하여 TO를 검출하였다. 상하방향의 경우 발뒤축접지 직전에 발이 가장 앞에 위치하였다가 뒤쪽 후방으로 움직이면서 발이 닿게 되므로 발뒤축접지 부근에서 가속도의 감소가 발생하고, 중간입각기 이후 엉덩이관절, 무릎관절, 발목관절의 굴곡과 발들림을 위한 하퇴의 들림으로 인하여 발가락들림 부근에서 급격한 가속도의 변화가 발생하게 된다. 따라서, 가장 큰 양의 정점 후에 발생하는 작은 음의 정점 중 두 번째 음의 정점으로 HS를 검출하였고, 가장 큰 양의 정점으로 TO를 검출하였다.

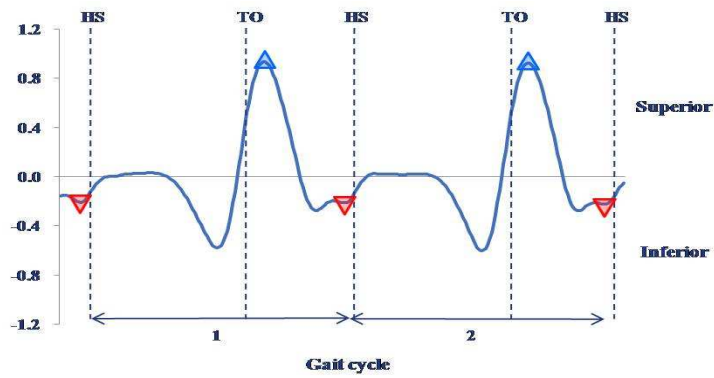
기준 보행주기와 비교하였을 때, 각 축에서 검출된 보행 인자는 전후방향에서 HS는 -13.8 ± 10.3 ms 전에, TO는 -77.1 ± 18.0 ms 전에 검출되었고, 좌우방향에서 HS는 29.4 ± 4.6 ms 후에, TO는 42.4 ± 7.5 ms 후에 검출되었다. 상하방향에서 HS는 -33.0 ± 12.1 ms 전에, TO는 67.0 ± 4.2 ms 후에 검출되었다.



(a)



(b)



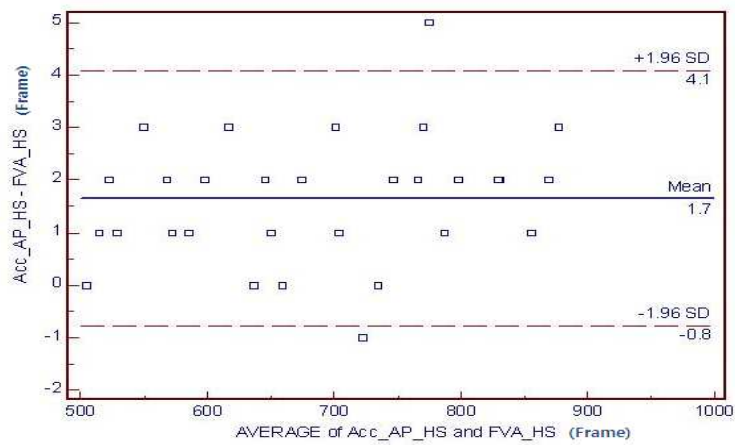
(c)

그림 3.7 정상보행 시 가속도센서로 검출된 보행주기

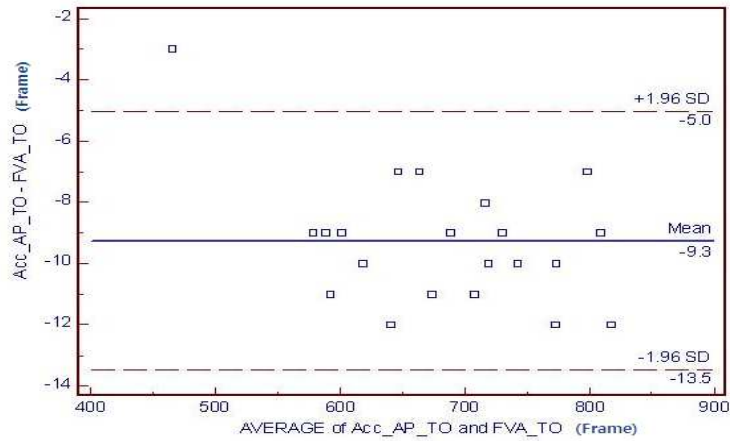
(a) 전후방향, (b) 내외방향, (c) 상하방향

○ 통계 분석

그림 3.8은 FVA 검출법과 전후방향 가속도센서 검출법의 Bland-Altman plot이다. 두 검출법의 차이는 HS에서는 평균 1.7 frame, 유효범위(-0.8 ~ 4.1 frame) 내의 분포는 100 %이고, TO에서는 평균 -9.3 frame, 유효범위(-13.5 ~ -5.0 frame) 내의 분포는 98.8 %이므로, 전후방향 가속도센서를 이용한 보행주기 검출법은 타당성이 있다.



(a)

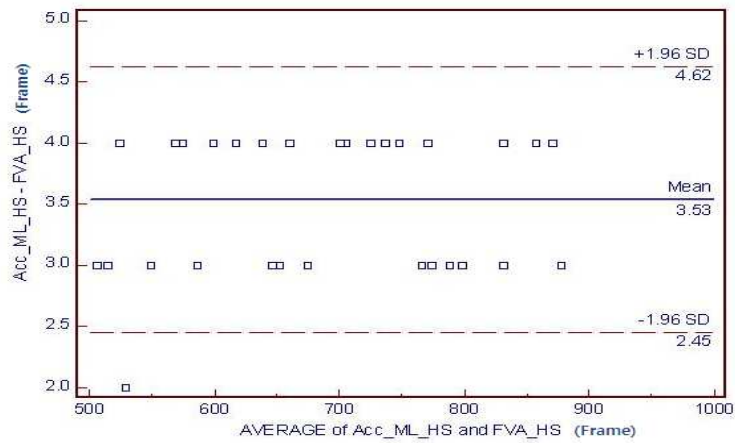


(b)

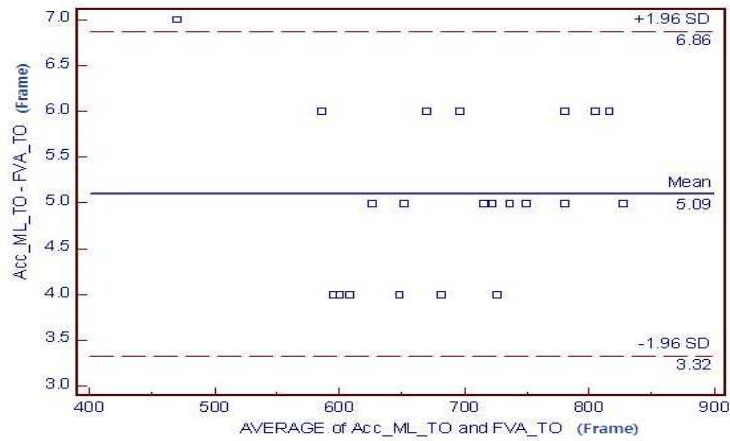
그림 3.8 FVA 검출법과 전후방향 가속도센서 검출법에 대한 Bland-Altman plot

(a) HS, (b) TO

그림 3.9는 FVA 검출법과 내외방향 가속도센서 검출법의 Bland-Altman plot이다. 두 검출법의 차이는 HS에서는 평균 3.5 frame, 유효범위(2.5 ~ 4.6 frame) 내의 분포는 97.6 %이고, TO에서는 평균 5.1 frame, 유효범위(3.3 ~ 6.9 frame) 내의 분포는 98.8 %이므로, 내외방향 가속도센서를 이용한 보행주기 검출법은 타당성이 있다.



(a)

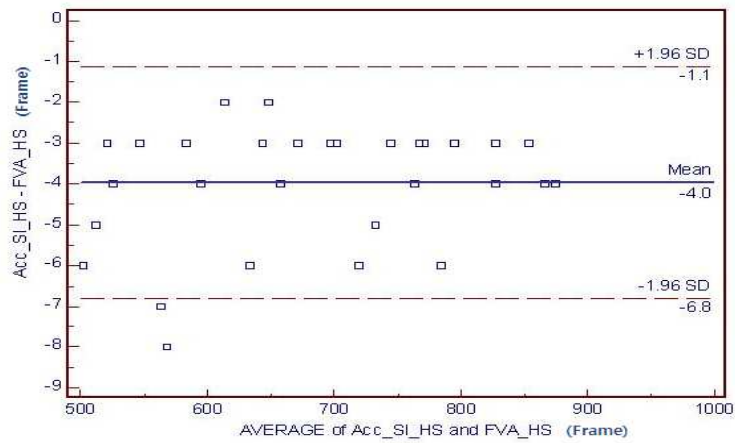


(b)

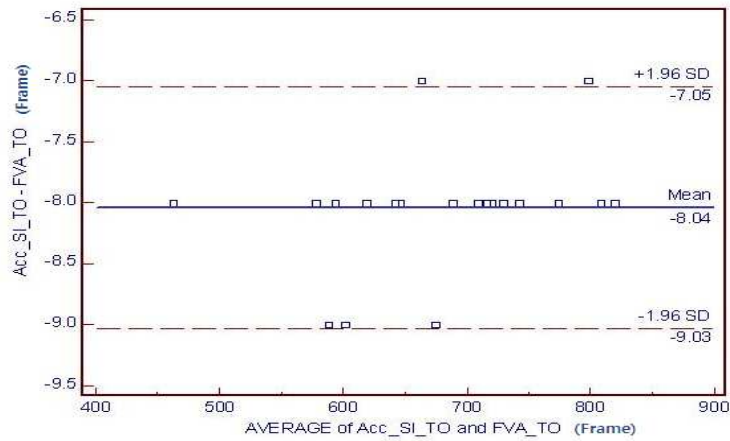
그림 3.9 FVA 검출법과 내외방향 가속도센서 검출법에 대한 Bland-Altman plot

(a) HS, (b) TO

그림 3.10은 FVA 검출법과 상하방향 가속도센서 검출법의 Bland-Altman plot이다. 두 검출법의 차이는 HS에서는 평균 -4.0 frame, 유효범위(-6.8 ~ -1.1 frame) 내의 분포는 98.8 %이고, TO에서는 평균 -8.0 frame, 유효범위(-9.0 ~ -7.1 frame) 내의 분포는 96.4 %이므로, 상하방향 가속도센서를 이용한 보행주기 검출법은 타당성이 있다.



(a)



(b)

그림 3.10 FVA 검출법과 상하방향 가속도센서 검출법에 대한 Bland-Altman plot

(a) HS, (b) TO

3.2.2 편마비보행 시 보행주기 검출

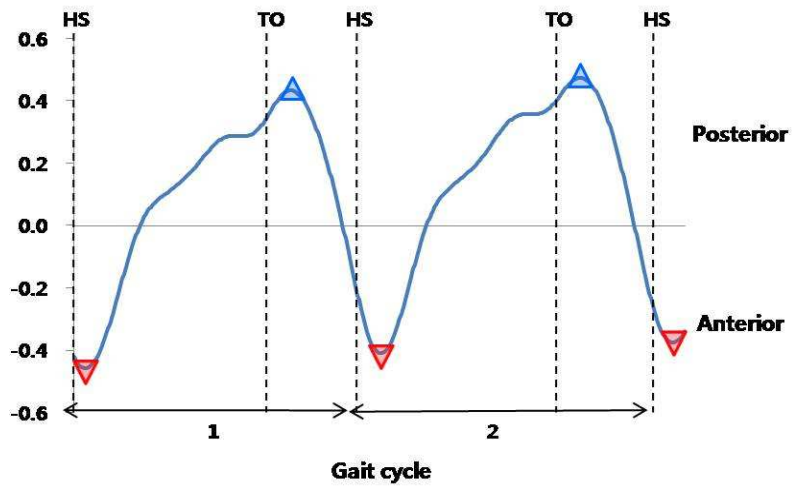
환자군 A(cadence 40 steps/min)와 환자군 B(cadence 70 steps/min)의 편마비 보행 시 모션 센서의 출력 곡선을 이용하여 보행 인자를 검출하였다.

3.2.2.1 기울기센서를 이용한 보행주기 검출

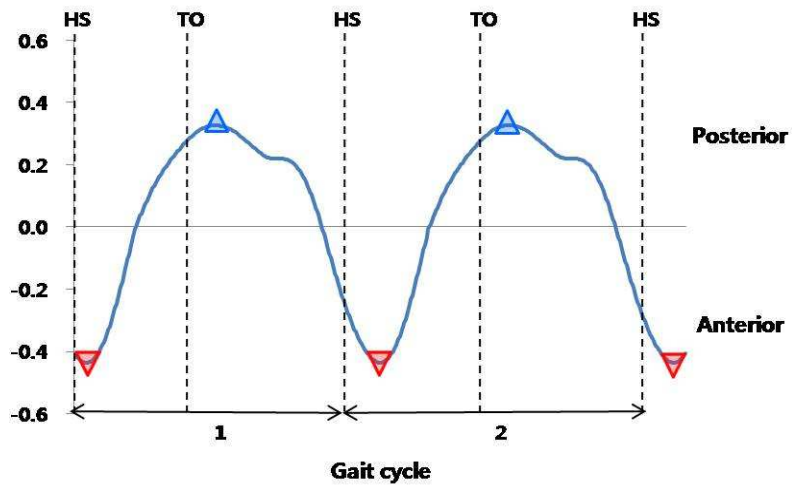
○ 보행주기 검출 알고리즘

그림 3.11은 편마비보행 시 기울기센서로 검출한 두 주기의 보행주기 곡선이다. 환자군 A와 B의 편마비환자들은 모두 골반과 엉덩관절 및 무릎관절을 이용하여 환측 발을 몸 앞쪽으로 던지듯이 걷는 회선보행(circumduction gait)의 특성을 보이고 있기 때문에 발뒤축접지 시 발이 가장 앞에 위치하고, 발가락들림 직전에 가장 뒤에 위치하게 된다. 따라서, 환자군 A와 B 모두 음의 정점을 이용하여 HS를 검출하였고, 양의 정점을 이용하여 TO를 검출하였다.

기준 보행주기와 비교하였을 때, 기울기센서로 검출된 보행주기는 환자군 A의 경우 HS는 210.3 ± 12.5 ms 후에, TO는 120.9 ± 31.5 ms 후에 검출되었다. 환자군 B의 경우 HS는 155.6 ± 45.5 ms 후에, TO는 114.4 ± 28.6 ms 후에 검출되었다.



(a)



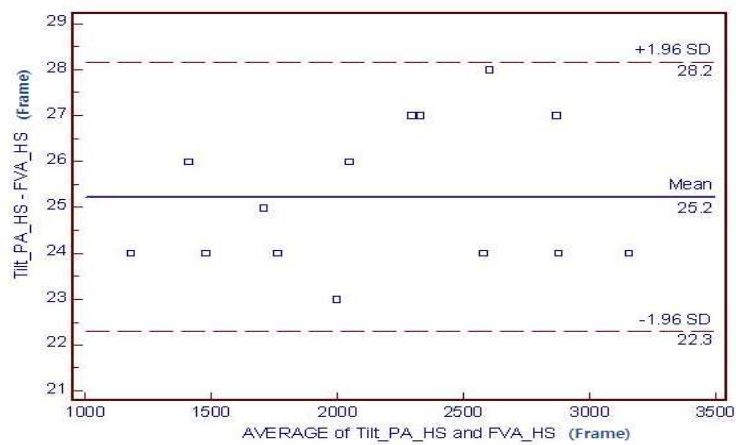
(b)

그림 3.11 편마비보행 시 기울기센서로 검출된 보행주기

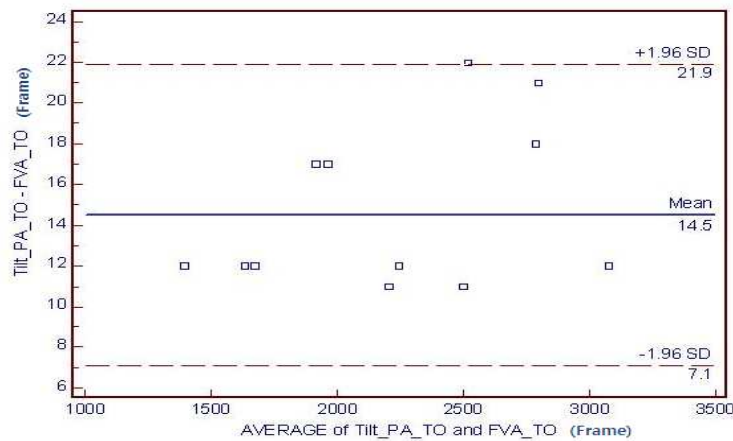
(a) 환자군 A, (b) 환자군 B

○ 통계 분석

그림 3.12는 환자군 A에서의 FVA 검출법과 기울기센서 검출법의 Bland-Altman plot이다. 두 검출법의 차이는 HS에서는 평균 25.2 frame, 유효범위 (22.3 ~ 28.2 frame) 내의 분포는 100 %이고, TO에서는 평균 14.5 frame, 유효범위 (7.1 ~ 21.9 frame) 내의 분포는 98.81 %이므로, 환자군 A에서 기울기센서를 이용한 보행주기 검출법은 타당성이 있다.



(a)

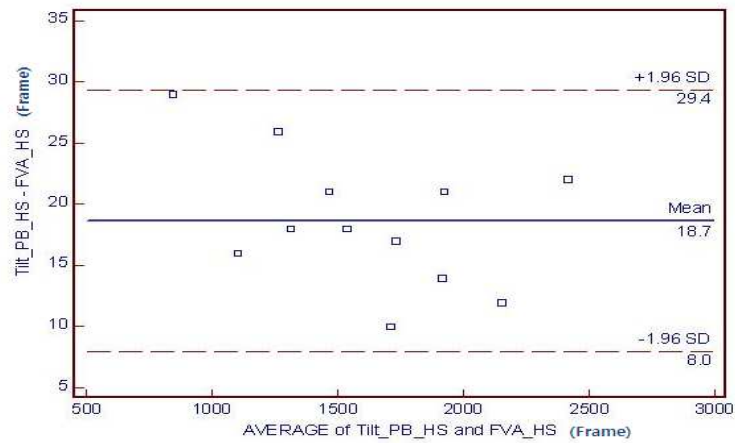


(b)

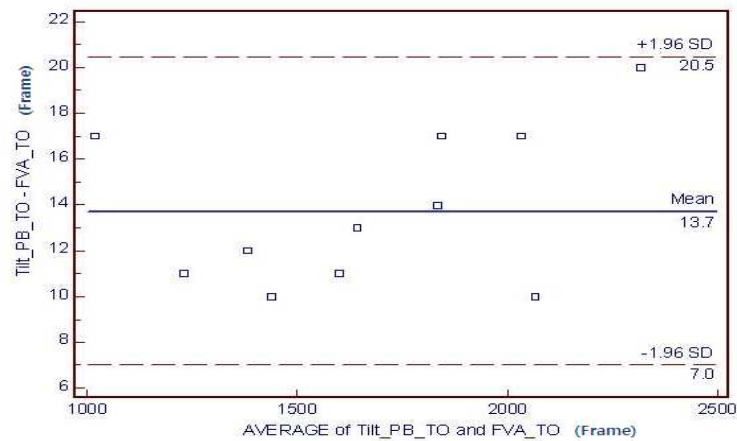
그림 3.12 FVA 검출법과 기울기센서 검출법에 대한 Bland-Altman plot(환자군 A)

(a) HS, (b) TO

그림 3.13은 환자군 B에서의 FVA 검출법과 기울기센서 검출법의 Bland-Altman plot이다. 두 검출법의 차이는 HS에서는 평균 18.7 frame, 유효범위 (8.0 ~ 29.4 frame) 내의 분포는 98.8 %이고, TO에서는 평균 13.7 frame, 유효범위 (7.0 ~ 20.5 frame) 내의 분포는 97.6 %이므로, 환자군 B에서 기울기센서를 이용한 보행주기 검출법은 타당성이 있다.



(a)



(b)

그림 3.13 FVA 검출법과 기울기센서 검출법에 대한 Bland-Altman plot(환자군 B)

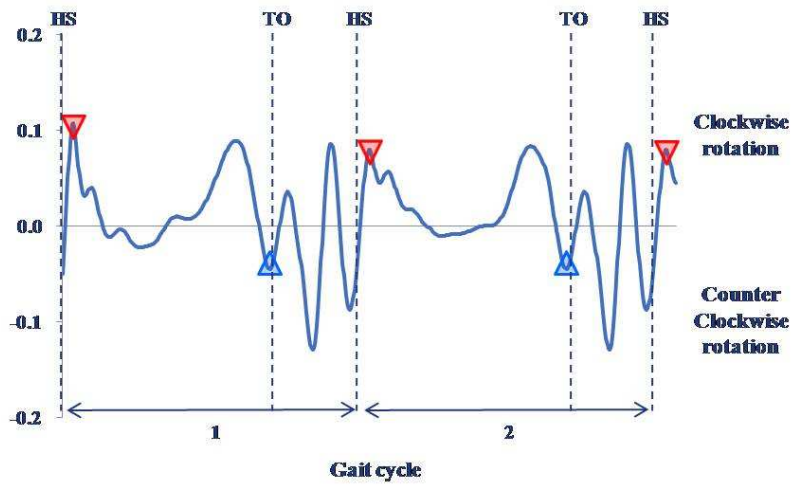
(a) HS, (b) TO

3.2.2.2 자이로센서를 이용한 보행주기 검출

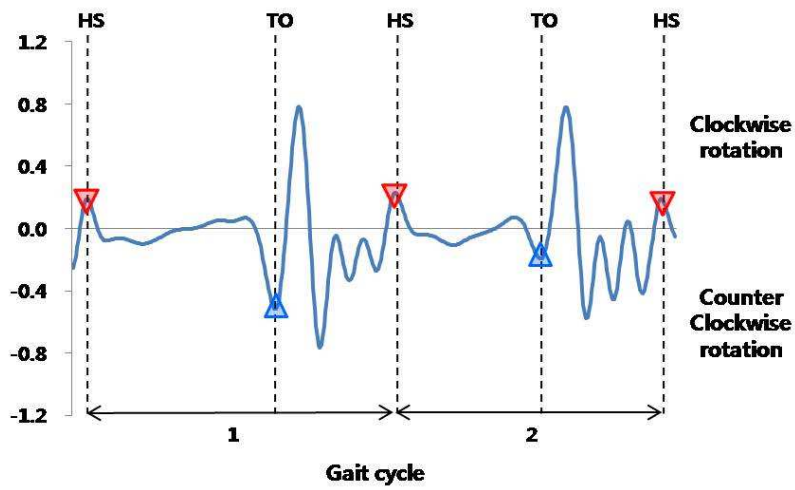
○ 보행주기 검출 알고리즘

그림 3.14는 편마비보행 시 자이로센서로 검출한 두 주기의 보행주기 곡선이다. 발뒤축접지 시에 발을 몸의 외측으로 돌려서 앞으로 던질 때의 관성과 발목근육의 기능 상실에 의해 발뒤꿈치가 몸의 내측으로 시계방향 회전을 하게 되고, 발가락들림 시에는 골반을 이용하여 발을 들기 때문에 발뒤꿈치가 반시계방향 회전을 하면서 먼저 떨어지게 되고 이때 발이 고정되지 못하고 흔들림에 따라 고주파 성분이 생기게 된다. 또한, 발뒤축접지 후 몸의 균형을 잡기위해 골반과 반대측 발을 이용하여 발뒤꿈치를 외측방향으로 틀기 때문에 그림 3.14와 같이 넓은 음의 굴곡이 생기게 된다. 따라서, 환자군 A의 경우 이 굴곡을 중심으로 직전에 생기는 양의 정점으로 HS를 검출하였고, 직후에 생기는 음의 정점으로 TO를 검출하였다. 같은 보행 형태로 인하여 환자군 B에서도 크기는 작지만 음의 굴곡이 생기게 되므로 HS는 굴곡 직전의 양의 정점, TO는 굴곡 직후의 음의 정점으로 검출하였다.

기준 보행주기와 비교하였을 때, 자이로센서로 검출된 보행주기는 환자군 A의 경우 HS는 101.7 ± 55.6 ms 후에, TO는 -15.8 ± 79.2 ms 전에 검출되었다. 환자군 B의 경우 HS는 -9.4 ± 20.6 ms 전에, TO는 -18.1 ± 20.7 ms 전에 검출되었다.



(a)



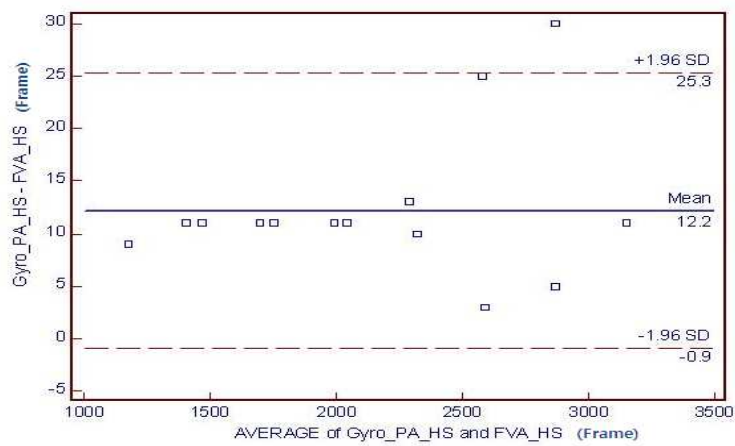
(b)

그림 3.14 편마비보행 시 자이로센서로 검출된 보행주기

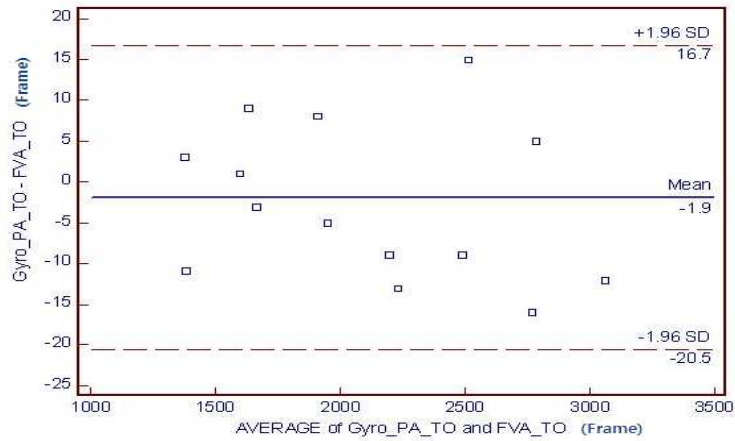
(a) 환자군 A, (b) 환자군 B

○ 통계 분석

그림 3.15는 환자군 A에서의 FVA 검출법과 자이로센서 검출법의 Bland-Altman plot이다. 두 검출법의 차이는 HS에서는 평균 12.2 frame, 유효범위 (-0.9 ~ 25.3 frame) 내의 분포는 98.0 %이고, TO에서는 평균 -1.9 frame, 유효범위 (-20.5 ~ 16.7 frame) 내의 분포는 98.6 %이므로, 환자군 A에서 자이로센서를 이용한 보행주기 검출법은 타당성이 있다.



(a)

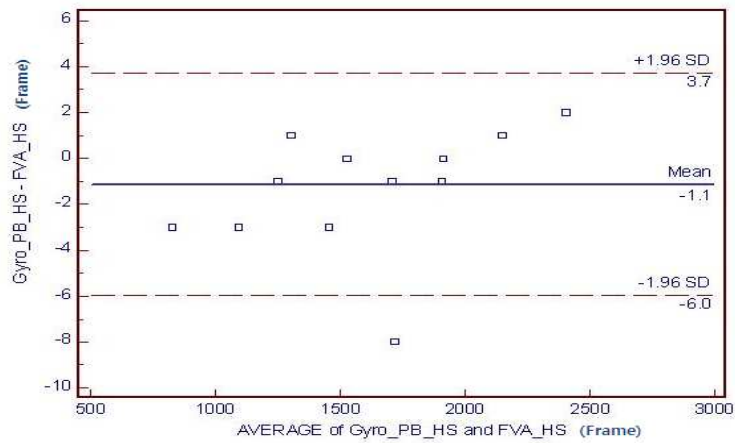


(b)

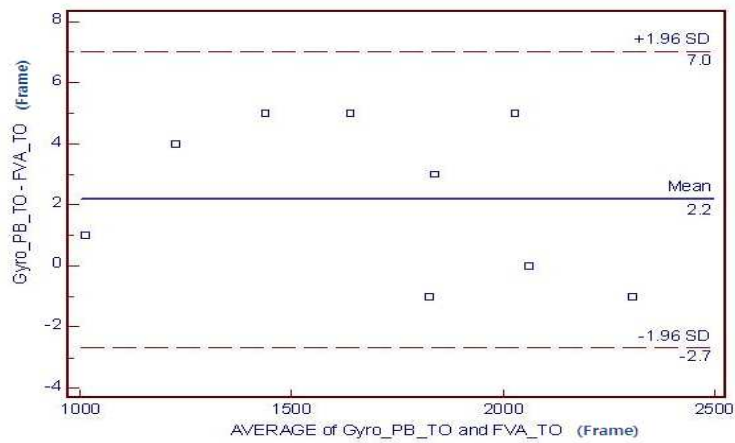
그림 3.15 FVA 검출법과 자이로센서 검출법에 대한 Bland-Altman plot(환자군 A)

(a) HS, (b) TO

그림 3.16은 환자군 B에서의 FVA 검출법과 자이로센서 검출법의 Bland-Altman plot이다. 두 검출법의 차이는 HS에서는 평균 -1.1 frame, 유효범위(-6.0 ~ 3.7 frame) 내의 분포는 100 %이고, TO에서는 평균 2.2 frame, 유효범위(-2.7 ~ 7.0 frame) 내의 분포는 100 %이므로, 환자군 B에서 자이로센서를 이용한 보행주기 검출법은 타당성이 있다.



(a)



(b)

그림 3.16 FVA 검출법과 자이로센서 검출법에 대한 Bland-Altman plot(환자군 B)

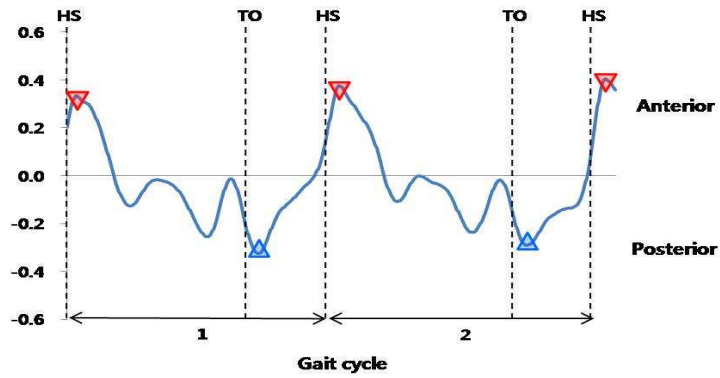
(a) HS, (b) TO

3.2.2.3 가속도센서를 이용한 보행주기 검출

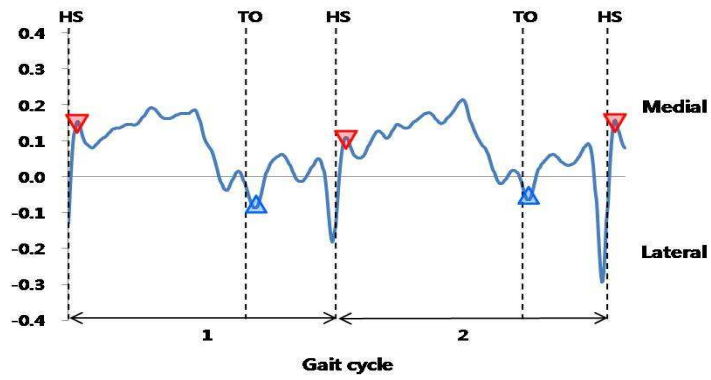
○ 보행주기 검출 알고리즘

그림 3.17(환자군 A)과 그림 3.18(환자군 B)은 편마비보행 시 가속도센서로 검출한 두 주기의 보행주기 곡선이다. 전후방향의 경우 발뒤축접지 시 전방 가속도가 급격하게 감소하고, 발가락들림 시 발을 돌때 전방 가속도가 급격하게 증가하기 때문에 양의 정점을 이용하여 HS를 검출하였고, 양의 정점 직전에 발생하는 가장 큰 음의 정점을 이용하여 TO를 검출하였다. 정상보행 시 가속도센서 곡선보다 정점들이 많이 발생하는 것으로 전후방향의 균형이 불안정하다는 것을 알 수 있다. 내외방향의 경우 발가락들림 시 하퇴가 외측으로 이동한 후 발뒤축접지 시 내측으로 급격하게 이동하므로, 가장 큰 음의 정점 후에 발생하는 양의 정점으로 HS를 검출하였고, 큰 양의 정점 후에 발생하는 두 번째 음의 정점으로 TO를 검출하였다. 상하방향의 경우 정상인과 같이 관절들의 굴곡 작용이 없이 몸의 균형을 잡기위해 지지하고 있는 다리를 수직으로 유지하기 때문에 가속도의 변화가 없고, 발가락들림 시 반동을 이용하여 골반을 드는 과정에서 하측 방향으로 가속도가 감소하다가 상측 방향으로 급격히 증가하게 된다. 따라서, 기준 전압 부근의 평평한 부분을 중심으로 직전에 발생하는 음의 정점을 이용하여 HS를 검출하였고, 직후에 발생하는 음의 정점을 이용하여 TO를 검출하였다.

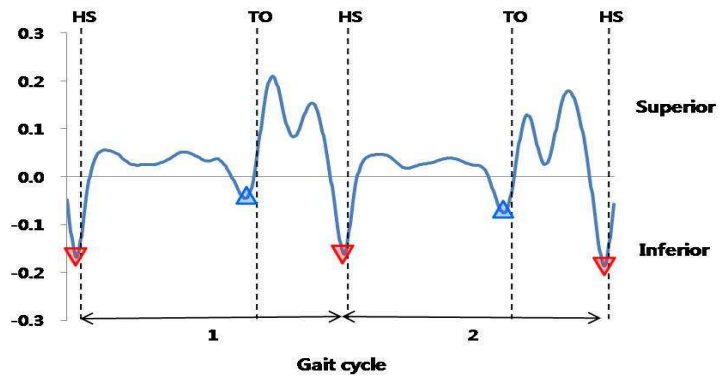
기준 보행주기와 비교하였을 때, 환자군 A의 경우 전후 방향에서 HS는 136.1 ± 11.0 ms 후에, TO는 103.6 ± 95.8 ms 후에 검출되었고, 내외 방향에서 HS는 243.9 ± 5.3 ms 후에, TO는 87.0 ± 103.1 ms 후에 검출되었다. 상하 방향에서 HS는 -22.2 ± 8.8 ms 전에, TO는 -140.0 ± 40.8 ms 전에 검출되었다. 환자군 B의 경우 전후 방향에서 HS는 122.5 ± 48.0 ms 후에, TO는 -53.3 ± 96.4 ms 전에 검출되었고, 내외 방향에서 HS는 214.7 ± 32.6 ms 후에, TO는 133.3 ± 106.1 ms 후에 검출되었다. 상하 방향에서 HS는 69.4 ± 17.4 ms 후에, TO는 -80.0 ± 25.2 ms 전에 검출되었다.



(a)



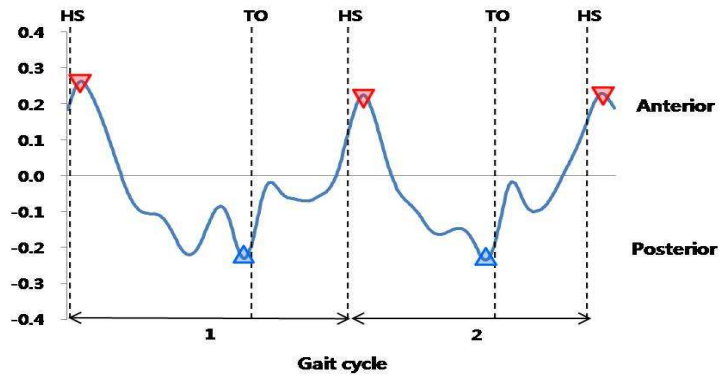
(b)



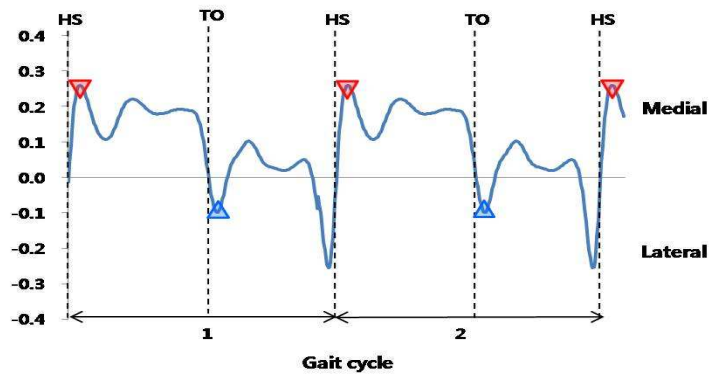
(c)

그림 3.17 편마비환자군 A에서 가속도센서로 검출된 보행주기

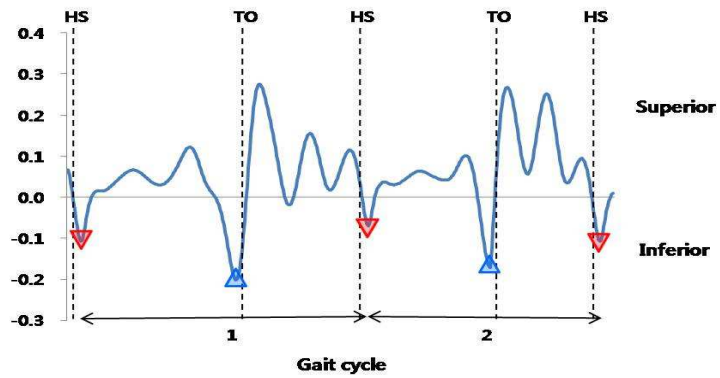
(a) 전후 방향, (b) 내외방향, (c) 상하 방향



(a)



(b)

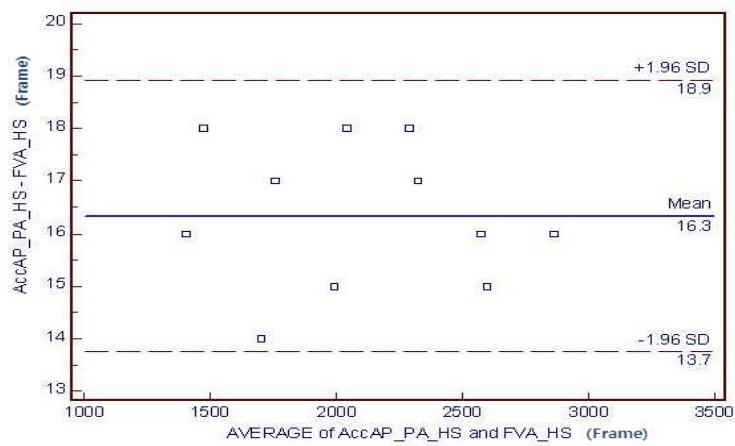


(c)

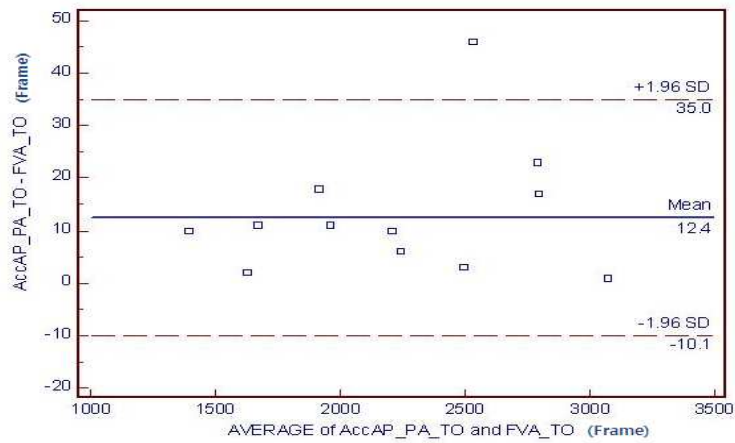
그림 3.18 편마비환자군 B에서 가속도센서로 검출된 보행주기
(a) 전후 방향, (b) 내외 방향, (c) 상하 방향

○ 통계 분석

그림 3.19는 환자군 A에서의 FVA 검출법과 전후방향 가속도센서 검출법의 Bland-Altman plot이다. 두 검출법의 차이는 HS에서는 평균 16.3 frame, 유효범위(13.7 ~ 16.9 frame) 내의 분포는 98.8 %이고, TO에서는 평균 12.4 frame, 유효범위(-10.1 ~ 35.0 frame) 내의 분포는 100 %이므로, 환자군 A에서 전후방향 가속도센서를 이용한 보행주기 검출법은 타당성이 있다.



(a)

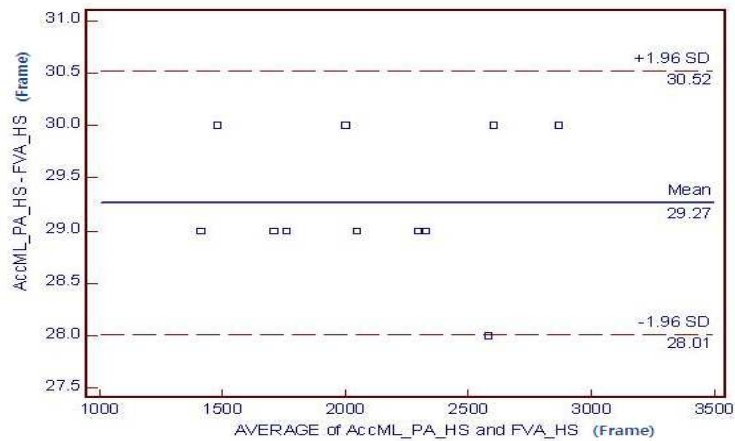


(b)

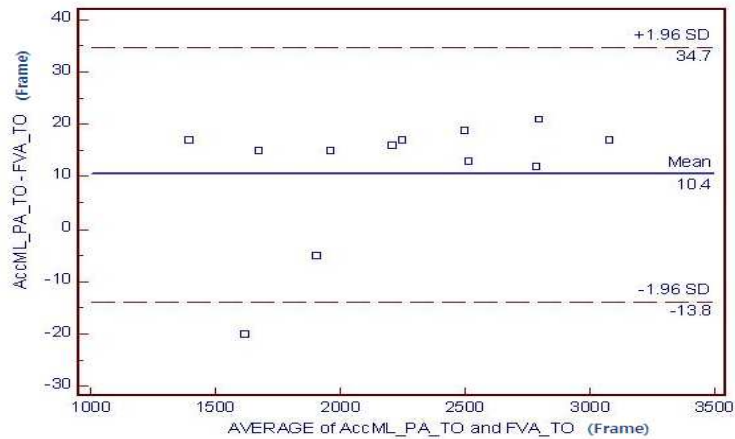
그림 3.19 FVA 검출법과 전후방향 가속도센서 검출법에 대한 Bland-Altman plot(환자군 A)

(a) HS, (b) TO

그림 3.20은 환자군 A에서의 FVA 검출법과 내외방향 가속도센서 검출법의 Bland-Altman plot이다. 두 검출법의 차이는 HS에서는 평균 29.3 frame, 유효범위(28.0 ~ 30.5 frame) 내의 분포는 97.6 %이고, TO에서는 평균 10.4 frame, 유효범위(-13.8 ~ 34.7 frame) 내의 분포는 100 %이므로, 환자군 A에서 내외방향 가속도센서를 이용한 보행주기 검출법은 타당성이 있다.



(a)

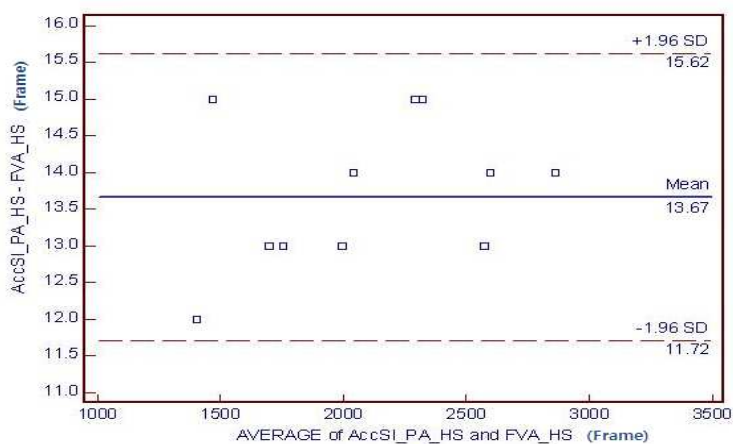


(b)

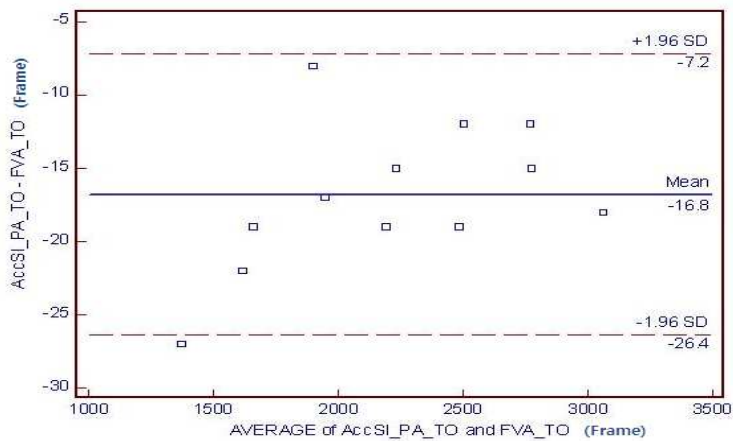
그림 3.20 FVA 검출법과 내외방향 가속도센서 검출법에 대한 Bland-Altman plot(환자군 A)

(a) HS, (b) TO

그림 3.21은 환자군 A에서의 FVA 검출법과 상하방향 가속도센서 검출법의 Bland-Altman plot이다. 두 검출법의 차이는 HS에서는 평균 13.7 frame, 유효범위 (11.7 ~ 15.6 frame) 내의 분포는 100 %이고, TO에서는 평균 -16.8 frame, 유효범위 (-26.4 ~ -7.2 frame) 내의 분포는 96.7 %이므로, 환자군 A에서 상하방향 가속도센서를 이용한 보행주기 검출법은 타당성이 있다.



(a)

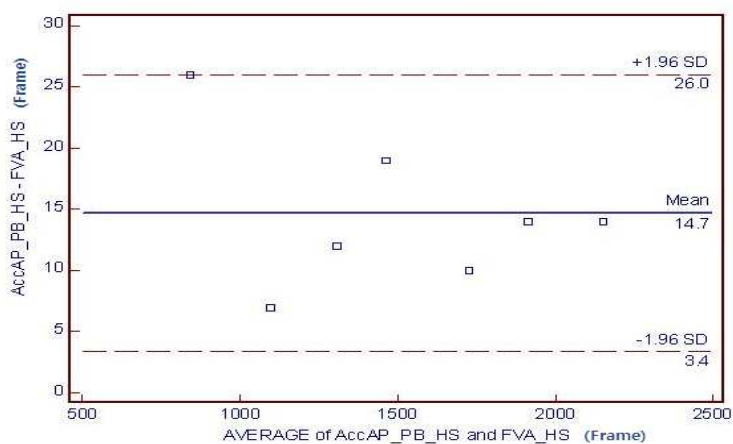


(b)

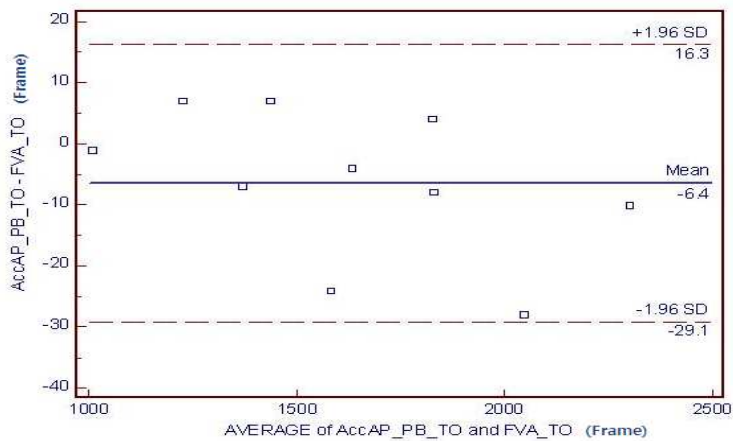
그림 3.21 FVA 검출법과 상하방향 가속도센서 검출법에 대한 Bland-Altman plot(환자군 A)

(a) HS, (b) TO

그림 3.22는 환자군 B에서의 FVA 검출법과 전후방향 가속도센서 검출법의 Bland-Altman plot이다. 두 검출법의 차이는 HS에서는 평균 14.7 frame, 유효범위 (3.4 ~ 26.0 frame) 내의 분포는 96.8 %이고, TO에서는 평균 -6.4 frame, 유효범위 (-29.1 ~ 16.3 frame) 내의 분포는 98.2 %이므로, 환자군 B에서 전후방향 가속도 센서를 이용한 보행주기 검출법은 타당성이 있다.



(a)

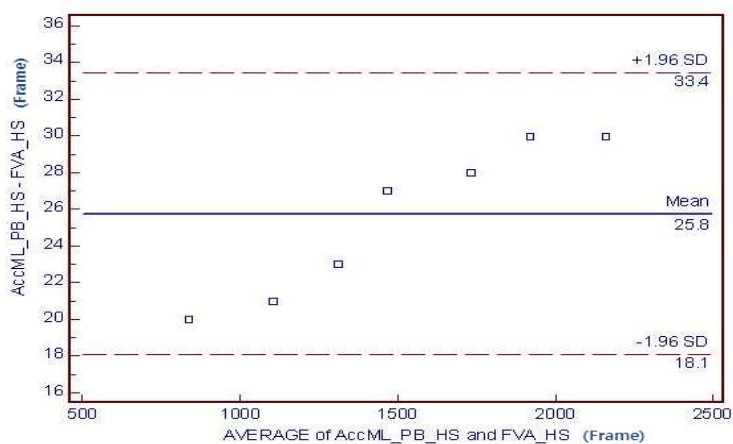


(b)

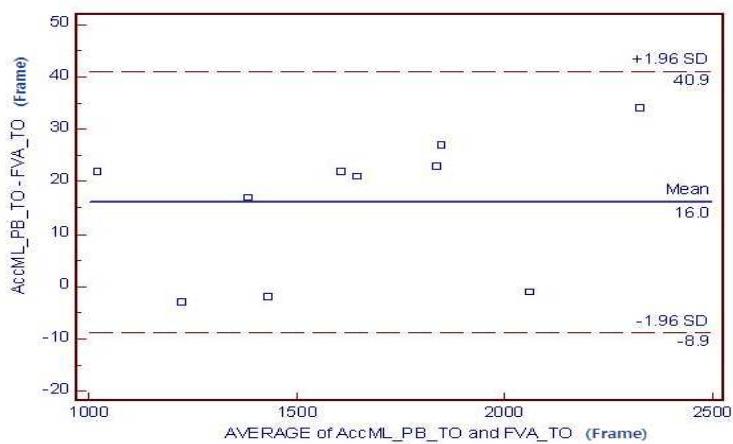
그림 3.22 FVA 검출법과 전후방향 가속도센서 검출법에 대한 Bland-Altman plot(환자군 B)

(a) HS, (b) TO

그림 3.23은 환자군 B에서의 FVA 검출법과 내외방향 가속도센서 검출법의 Bland-Altman plot이다. 두 검출법의 차이는 HS에서는 평균 25.8 frame, 유효범위 (18.1 ~ 33.4 frame) 내의 분포는 96.9 %이고, TO에서는 평균 16.0 frame, 유효범위 (-8.9 ~ 40.9 frame) 내의 분포는 99.1 %이므로, 환자군 B에서 내외방향 가속도 센서를 이용한 보행주기 검출법은 타당성이 있다.



(a)

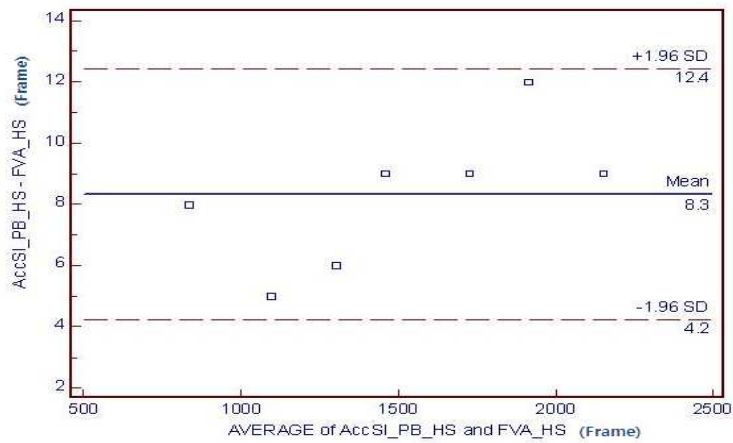


(b)

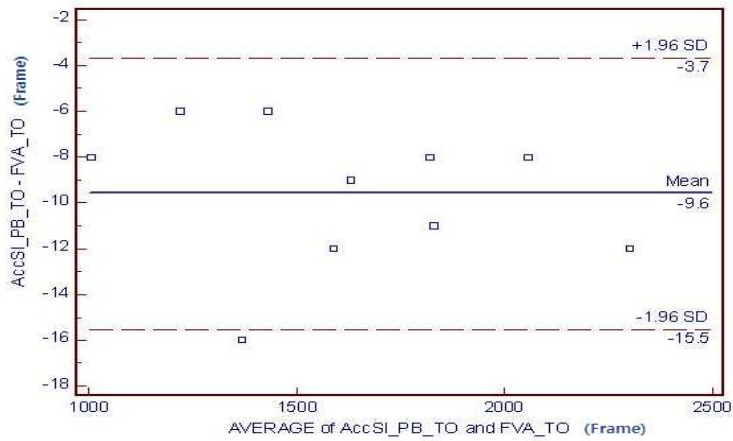
그림 3.23 FVA 검출법과 내외방향 가속도센서 검출법에 대한 Bland-Altman plot(환자군 B)

(a) HS, (b) TO

그림 3.24는 환자군 B에서의 FVA 검출법과 상하방향 가속도센서 검출법의 Bland-Altman plot이다. 두 검출법의 차이는 HS에서는 평균 8.3 frame, 유효범위 (4.2 ~ 12.4 frame) 내의 분포는 96.8 %이고, TO에서는 평균 -9.6 frame, 유효범위 (-15.5 ~ -3.7 frame) 내의 분포는 100 %이므로, 환자군 B에서 상하방향 가속도센서를 이용한 보행주기 검출법은 타당성이 있다.



(a)



(b)

그림 3.24 FVA 검출법과 상하방향 가속도센서 검출법에 대한 Bland-Altman plot(환자군 B)

(a) HS, (b) TO

3.3 센서 검출법의 편마비보행 적용에 대한 유효성 검증

편마비보행 적용에 대한 센서 검출법의 유효성을 검증하기 위해 정상보행에서 각 센서별 오차 범위 중 가장 큰 오차 범위를 유효오차범위로 선정하여 그 범위 내에 있으면 유효한 것으로 하였다.

정상보행 시 각 센서별 오차 범위는 다음과 같이 정의하였다.

$$\text{오차 비율}(\%) = \frac{(|\text{기준 보행주기와의 시간차}| + |\text{표준편차}|)(ms)}{(\text{한 보장의 소요 시간} + |\text{표준편차}|)(ms)} \times 100$$

정상군의 평균 한 활보장의 소요시간은 1112.5 ± 42.0 ms 이다. 각 센서별 오차범위는 HS의 경우 기울기센서 1.2 %, 자이로센서 3.3 %, 전후방향 가속도센서 2.1 %, 내외방향 가속도센서 3.0 %, 상하방향 가속도센서 3.9 %였고, TO의 경우 기울기센서 13.6 %, 자이로센서 5.0 %, 전후방향 가속도센서 8.2 %, 내외방향 가속도센서 4.3 %, 상하방향 가속도센서 6.2 %였다. 따라서, 유효오차범위는 HS는 상하방향 가속도센서의 오차 범위인 3.9 %, TO는 기울기센서 오차 범위인 13.6 %로 선정하였다.

편마비환자의 평균 한 활보장의 소요시간은 각 각 2590.6 ± 451.6 ms(환자군 A), 1758.1 ± 136.5 ms(환자군 B) 이다. 각 센서별 오차범위를 유효오차범위와 비교해 본 결과, 환자군 A의 경우 HS에서는 상하방향 가속도센서, TO에서는 모든 센서가 유효하였고, 환자군 B의 경우 HS에서는 자이로센서, TO에서는 모든 센서가 유효함을 알 수 있었다.

제 4 장 고 찰

본 연구에서는 정상보행 시 기준 보행주기 검출법으로 적용한 FVA 검출법을 편마비보행에서도 신뢰할 수 있다고 가정하여 편마비보행에서의 검출 타당성을 검증하는 기준 보행주기 검출법으로 사용하였다. 이를 검증하기 위해 편마비환자 보행 시 풋 스위치를 환자의 발뒤꿈치와 두 번째 중족골두에 각각 부착하여 HS와 TO를 검출하여 FVA 검출법으로 검출한 보행주기와의 시간적 차이를 Bland-Altman plot 검증을 한 결과 99.9%의 분포가 신뢰구간 내에 분포하므로 타당성을 확인하였다.

모션 센서는 센서의 종류, 기계적 충격, 센서 부착위치 등의 외부요인에 따라 센서의 출력 특성이 달라지기 때문에 정상보행과 편마비보행에서 센서 출력이 다르게 나타날 뿐만 아니라, 편마비보행이라 할지라도 환자의 상태, 보행속도, 보행 형태 등 개인별 특성에 따라서도 다르게 나타난다. 또한, 센서 출력 데이터에 적용하는 필터의 선정에 따라서 다른 출력 곡선을 얻게 된다. 따라서, 여러 가지 조건 하에서의 다양한 실험이 이루어져야 하지만 본 연구에서는 몇 가지의 제한된 조건 하에서 실험을 실시하였다.

센서 위치의 경우 기울기센서와 가속도센서는 하퇴의 옆면에 부착하였고, 자이로센서는 발뒤꿈치에 부착하였다. 선행 연구에 대한 참조 및 정상인에 대한 초기 실험을 거쳐 선정된 위치이지만, 차후 보행 시 센서의 특성이 잘 표현될 수 있는 여러 위치에 대한 실험이 필요하다. 예를 들어, 기울기센서의 경우 센서의 출력 패턴은 비슷하겠지만, 정강이뼈와 같은 위치에 부착한다면 보행 시 발생하는 피부 떨림(skin movement)이나 발뒤꿈치가 지면에 닿을 때 발생하는 기계적 충격으로 인한 고주파 성분의 영향을 줄일 수 있을 것이라 생각된다.

필터 선정의 경우 본 연구에서 검출하는 HS와 TO가 보행주기에서 입각기와 유각기를 구분할 수 있는 가장 큰 특징시점이므로 보행 시 하퇴의 가속도와 기울기가 특징적으로 증가하거나 감소하기 때문에 센서 출력 곡선에 큰 특징점이 발생한다. 따라서 주파수 변환 시 유효 주파수 대역 내에서 가장 전력이 큰 주파수

를 차단 주파수로 사용함으로써 여러 가지 요인에 의해 다른 출력이 나올 수 있는 센서의 출력에 대해 사용자에게 대한 적응성을 갖도록 하였다. 하지만, 피험자의 보행 시 나타나는 보행 특성에 대한 조정(calibration) 단계를 거쳐야 하고, 선정된 필터를 적용한 후에도 센서 출력 곡선에 떨림(oscillation) 현상이 발생하기 때문에 이러한 성분을 제거할 수 있는 추가 적인 필터의 적용이나 하드웨어 필터의 적용과 같은 개선 및 보완이 필요하다.

위와 같이 센서의 출력에는 여러 요인이 작용할 수 있고 이에 따라 발생할 수 있는 특징점의 위치나 개수도 달라지기 때문에 모든 편마비보행에 대하여 동일한 보행주기 검출 알고리즘을 사용하기 보다는 개인별 맞춤 알고리즘 적용으로 보행 주기를 검출해야 한다. 본 연구에서 개인별, 센서별 출력 특성의 차이는 있으나, 보행시 반복적으로 나타나는 센서 출력 곡선의 특징점을 이용하여 개인별 최적의 센서 검출법과 검출 알고리즘을 적용하여 타당성 있는 범위 내에서 보행주기를 검출할 수 있음을 확인하였다.

편마비보행 시 센서 검출법의 유효성을 검증하기 위한 기준으로 정상보행 시 도출된 유효오차범위를 이용한 것은 다소 무리가 있다. 또한 다양한 편마비환자의 보행 중 분속수 약 40 steps/min과 약 70 steps/min의 회선보행 특성을 가진 환자의 경우로 제한된 실험을 실시하였으므로, 다양한 분속수와 보행특성에 대한 데이터를 바탕으로 편마비보행에 대한 유효오차범위를 선정한다면 좀 더 객관적이고 정량화된 비교 분석을 할 수 있을 것으로 생각된다.

제 5 장 결 론

본 연구에서는 기울기센서, 자이로센서, 가속도센서의 정상보행과 편마비보행 시 출력 곡선의 특징 정점을 이용하여 보행주기를 검출하였고, 기준 보행주기와의 시간적 차이를 도출하였다. 또한 센서 검출법의 편마비보행에 대한 적용 유효성을 알아보기 위해 정상보행 시 검출된 가장 큰 오차범위를 유효 범위로 선정하여 편마비보행 시 검출된 오차범위와 비교 분석한 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 센서를 이용한 보행주기 검출방법은 정상보행과 편마비보행 모두에서 타당하였다.
2. 정상보행 시 HS는 기울기센서에서(0.9 ± 12.6 ms), TO는 내외방향 가속도센서에서(42.4 ± 7.5 ms) 가장 작은 오차로 검출되었다.
3. 편마비보행 시 환자군 A(분속수: 38.8 steps/min, 회선보행)의 경우 HS는 가속도센서 상하방향(22.2 ± 8.8 ms), TO는 자이로센서(15.8 ± 79.2 ms)에서 가장 작은 오차로 검출되었고, 환자군 B(분속수: 68.9 steps/min)의 경우 HS와 TO 모두 자이로센서(9.4 ± 20.6 ms), (1.6 ± 2.0 ms)에서 가장 작은 오차로 검출되었다.
4. 정상보행 시 센서 오차 범위로 도출한 유효오차범위(HS: 3.9 %, TO: 13.6 %)로 편마비보행 시 센서 검출법의 유효성을 알아본 결과 환자군 A에서는 HS는 상하방향 가속도센서, TO는 모든 센서에서 유효하였고, 환자군 B에서는 HS는 자이로센서, TO는 모든 센서에서 유효하였다.

이상의 결론으로부터, 모션 센서를 이용한 보행주기 검출은 삼차원 동작분석 시스템을 대체할 수 있는 가능성을 가지고 있음을 알 수 있었다. 하지만, 정상보행 시 도출된 유효오차범위를 편마비환자의 경우에도 적용한 결과 10 % 내외의 오차율을 보였음에도 적용이 유효하지 않다는 결론을 얻었다. 따라서, 다양한 편마비환자의 다양한 보행 속도와 보행 패턴에 대한 추가적인 실험을 통한 편마비보행에

서의 유효오차범위를 선정한다면 좀 더 객관적이고 효율적인 보행주기 검출을 할 수 있을 것이고, 이것은 향후 보행분석 뿐만이 아니라 보행보조 FES 같은 보행보조기구에 다양하게 적용할 수 있을 것으로 기대된다.

참고 문헌

- [1] V. Medved, "Measurement of Human Locomotion", CRC Press, 2001.
- [2] M. Sekine, Y. Abe, M. Sekimoto, Y. Higashi, T. Fujimoto, T. Tamura, Y. Fukui, "Assessment of gait parameter in hemiplegic patients byaccelerometry", Engineering in Medicine and Biology Society, Vol. 3, pp. 1879-1882, 2000.
- [3] A. Hreljac, R.N. Marshall, "Algorithm to determine event timing during normal walking using kinematic data", Journal of Biomechanics, Vol. 33, pp. 783-786, 2000.
- [4] C.M. O'Conner, S.K. Thorpe, M.J. O'Malley, C.L. Vaughan, "Automatic detection of gait events using kinematic data", Gait & Posture, Vol. 25, pp. 469-474, 2007.
- [5] B.R. Brandell, "Development of a universal control unit for functional electrical stimulation (FES)", Am. J. Phys. Med., Vol. 6, pp. 279-301, 1982.
- [6] J.R. Morris, "Accelerometry - a technique for the measurement of human body movements", J Biomech, Vol. 6, pp. 729-736, 1973.
- [7] A.L. Evans, G. Duncan, W. Gilchrist, "Recording accelerations in body movements", Med. Biol. Eng. Comput., Vol. 29, pp. 102-104, 1991.
- [8] B. Auvinet, D. Chaleil, E. Barrey, "Accelerometric gait analysis for use in hospital outpatients", Rev. Rhum. Engl. Ed., Vol. 66, pp. 389-397, 1999.
- [9] 이주현, 박시운, 김동아, 장순자, 김영호, 이진복, "가속도계를 이용한 뇌졸중 환자의 보행분석", 대한재활의학회지, Vol. 28, pp. 488-493, 2004.
- [10] K. Tong, M.H. Granat, "A practical gait analysis system using gyroscopes", Medical Engineering & Physics, Vol. 21, pp. 87-94, 1999.
- [11] 안승찬, 황성재, 강성재, 김영호, "저항센서와 자이로센서를 이용한 새로운 보

- 행주기 검출 시스템의 개발 및 평가”, 한국정밀공학회지, Vol. 21, pp. 196-203, 2004.
- [12] R. Dai, R.B. Stein, B.J. Andrews, K.B. James, M. Wieler, "Application of tilt sensors in functional electrical stimulation", Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on, Vol. 4, pp. 63-72, 1996.
- [13] D.J. Weber, R.B. Stein, K.M. Chan, G. Loeb, F. Richmond, R. Rolf, K. James, Su Ling Chong, "BIONic WalkAide for Correcting Foot Drop", Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on, Vol. 13, pp. 242-246, 2005.
- [14] M. Whittle, "Gait Analysis : An Introduction." Elsevier Health Sciences, 2002.
- [15] R.B. Davis, S. Ounpuu, D. Tyburski, J.R. Gage, "A gait analysis data collection and reduction technique", Hum. Mov. Sci., Vol. 10, pp. 575-587, 1991.

ABSTRACT

Sensor Systems for Gait Phase Detection

Park Sun Woo

Dept. of Biomedical Engineering

The Graduate School

Yonsei University

Gait phase detection is important for evaluating the recovery of gait ability in patients with paralysis, and for determining the stimulation timing in FES(functional electrical stimulation) walking. Although the three-dimensional motion analysis system with force plates can provide the most objective and accurate information about gait phase detection, it is very expensive and limited inside the laboratory. Many researches about simple and portable motion sensors have been performed to detect gait phases more easily.

In this study, three different motion sensors(accelerometer, gyrosensor and tilt sensor) were used to detect gait events(heel strike, HS; toe off, TO) and they were compared one another to determine the most applicable sensor for gait phase detection.

Ten normal adults and four hemiplegic patients were volunteered for the study. Motion sensors were attached on the shank and the heel of subjects and their signals were recorded, synchronized with three dimensional motion analysis system. Gait phases determined by the characteristics of each sensor's signal were compared with those from FVA(foot velocity algorithm). Gait phase detections using three different motion sensors(accelerometer, gyrosensor

and tilt sensor) were valid, since they all have reliabilities more than 95%, when compared with FVA.

HS and TO were determined by both FVA(objective standard) and motion sensor signals, and the accuracy of detecting HS and TO with motion sensors were assessed by the time differences between FVA and motion sensors. The tilt sensor and the accelerometer could detect gait phase more accurately in normal subjects. Vertical acceleration from the accelerometer could detect HS most accurately in hemiplegic patient group A(cadence 40 steps/min). The gyrosensor could detect HS and TO most accurately in hemiplegic patient group A and B(cadence 70 steps/min).

Valid error ranges of HS and TO were determined by 3.9 % and 13.6 % in normal subjects, respectively. The detection of TO from all sensor signals was valid in both patient group A and B. However, the vertical acceleration detected HS validly in patient group A and the gyrosensor detected HS validly in patient group B.

In this study, we could determine the most applicable motion sensors to detect gait phases in hemiplegic patients. However, since hemiplegic patients have much different gait patterns one another, further experimental studies using various simple motion sensors would be required to determine gait events in pathologic gaits.

Key words : Motion sensors, Gait phase detection, hemiplegia, FES walking