

보행주기검출 및 자극 알고리즘을
적용한 보행보조 무선 FES 시스템 개발

연세대학교 대학원

의공학과

류 기 홍

보행주기검출 및 자극 알고리즘을
적용한 보행보조 무선 FES 시스템 개발

지도 김 영 호 교수

이 논문을 박사 학위논문으로 제출함

2010년 12월 일

연세대학교 대학원

의공학과

류 기 홍

류기홍의 박사 학위논문으로 인준함

심사위원 _____ 인

심사위원 _____ 인

심사위원 _____ 인

심사위원 _____ 인

심사위원 _____ 인

연세대학교 대학원

2010년 12월 일

감사의 글

석사입학에서 박사졸업까지 긴 여정을 어느덧 마무리 할 시간이 되었다는 게 아쉬움과 기쁨이 함께 머릿속을 스쳐가며 내 가슴을 벅차게 합니다. 10평 남짓 되는 연구실에서 책상 두 개와 컴퓨터 두 대만 가지고 시작한 석사입학 시절부터 지금까지 저에게 넓은 이해심과 인내력과 끈기로 부족한 저를 지도해 주신 김영호 교수님께 감사의 모든 마음을 전하고 싶습니다. 그리고 항상 곁에서 우리 연구실 학생들을 바라보며 신경 써 주시고 챙겨주신 교수님 사모님께도 감사드립니다.

집안 농사일을 돕느라고 수업시간에 졸다가 호출되어 갔지만 이를 이해해 주시고 학부 졸업 시 첫 직장 소개를 해주신 이경중 교수님, 함께 연구프로젝트를 진행하시고 임상적으로 많은 도움을 주신 재활의학과 이영희 교수님, 항상 미소짓는 얼굴과 냉철함을 겸비한 이용흠 교수님, 한방의료기기 센터장으로 계시면서 한방의료기 발전에 전념하시는 이상석 교수님께 감사드리고 윤형로 교수님, 이운선 교수님, 김동윤 교수님, 윤영로 교수님의 의공학과 모든 교수님께 감사드립니다.

그동안 모든 후배들이 졸업하면서 남긴 감사의 글에는 항상 내 이름을 넣어 좋은 평가의 글을 남기었지만 나에게는 생체역학연구실 1회 입학생이라는 부담감과 후배들에게 여러모로 인정받는 선배가 되어주지 못했다는 아쉬움이 항상 나의 마음속에 자리 잡고 있었습니다. 하지만 이제는 이 논문을 마무리하면서 모든 부담감을 떨쳐버리고 앞으로 내가 후배들에게 해줄 수 있는 것이 무엇인가를 더 생각하고 이를 실천하고자 노력할 것입니다. 이로써 그동안 함께 해준 모든 후배들에게 조금이나마 보답하고 선배로서 보다 더 좋은 모습을 만들고자합니다.

마지막으로 그 누구보다도 오늘의 제가 있기까지 큰 힘이 되어주시고 농사를 천직으로 알고 넉넉지 않은 살림에 뒷바라지 해주신 아버지 어머니께 머리 숙여 감사의 마음을 전합니다. 지금은 곁에 계시지는 않지만 할아버지 할머니께도 감사드리고 타지에 계신 두 형님께도 감사드립니다. 항상 곁에서 동고동락하며 함께해 준 사랑하는 아내 조은아, 에너지가 넘치는 아들 류태중, 늦둥이라 애교 많고 이쁜 딸 류은서, 이들 모두에게 곁에 있어 감사하다는 말을 전합니다.

2010 년 12월

류기홍 드림

차 례

그림 차례	iv
표 차례	vi
국문 요약	vii
제 1 장 서 론	1
제 2 장 보행 및 병적보행 보조수단	4
2.1 보행	4
2.2 Ankle-Foot Orthosis (AFO)	6
2.2.1 특성	6
2.2.2 제한점	7
2.3 Functional Electrical Stimulation (FES)	8
2.3.1 특성	8
2.3.2 제한점	9
2.4 목적	10
제 3 장 보행주기 검출 모션 센서 시스템 개발	11
3.1 방법	11
3.1.1 실험 대상	11
3.1.2 시스템	12
3.1.2.1 삼차원 동작분석 (Three-dimensional analysis)	12
3.1.2.2 보행주기 검출 모션 센서 시스템	13
3.1.3 실험 방법	16
3.1.3.1 센서 및 마커 프로토콜 (Sensor and marker protocol)	16
3.1.3.2 기준 보행주기 검출	17
3.1.3.3 모션 센서를 이용한 보행주기 검출 및 평가	19
3.1.3.3.1 센서 신호 처리	19
3.1.3.3.2 보행주기 검출 및 평가 방법	21
3.2 결과 및 고찰	23
3.2.1 힘측정판 방법과 FVA 방법 비교 및 검증	23
3.2.2 모션 센서를 이용한 보행주기 검출	25
3.2.2.1 정상보행시 보행주기 검출	25
3.2.2.1.1 보행주기 검출 알고리즘	25

3.2.2.1.2 타당성 분석	26
3.2.2.2 편마비보행시 보행주기 검출	27
3.2.2.2.1 보행주기 검출 알고리즘	27
3.2.2.2.2 타당성 분석	28
3.3. 결론	31
제 4 장 FES 보행보조 알고리즘 개발	32
4.1 FES 자극 신호 검출 알고리즘	32
제 5 장 범용 FES 메인 시스템 개발	34
5.1 하드웨어	35
5.1.1 FES 메인 시스템	35
5.1.2 리모트컨트롤 시스템	38
5.1.3 일체형 전극 시스템	40
5.2 소프트웨어	41
5.3 결과	44
제 6 장 개발된 FES 시스템 평가	47
6.1 방법	47
6.2 결과 및 고찰	48
6.2.1 FES 자극 신호 발생률	48
6.2.2 Kinematic data 분석	53
6.3 결론	55
제 7 장 고찰	56
제 8 장 결론	59
참고 문헌	62
영문 요약	67

그림 차례

그림 2.1	정상보행 주기	4
그림 2.2	단하지 보조기	6
그림 2.3	기능적 전기 자극 보행보조	9
그림 3.1	삼차원 동작분석 시스템	12
그림 3.2	제작된 센서 시스템 및 제어부	13
그림 3.3	신호 디스플레이 소프트웨어	14
그림 3.4	센서 시스템 부착 모습	16
그림 3.5	정상보행 시 발 중심의 수직 속도 곡선과 지면반발력	18
그림 3.6	한 보행주기 동안의 발 중심 수직 속도 곡선	22
그림 3.7	FVA 검출법과 힘 측정관 검출법에 대한 Bland-Altman plot	24
그림 3.8	정상보행시 센서로 검출된 보행주기	29
그림 3.9	편마비보행시 센서로 검출된 보행주기	30
그림 4.1	개발된 보행보조 FES 시스템 흐름도	33
그림 4.2	개발된 보행보조 FES 자극 시점 검출 알고리즘	33
그림 5.1	보행보조 FES 시스템 구성도	34
그림 5.2	FES 메인 시스템 회로도	35
그림 5.3	제작된 FES 메인 시스템 보드 및 케이스 외관	37
그림 5.4	리모트컨트롤 시스템 회로도	38
그림 5.5	리모트컨트롤 시스템 보드 및 케이스 외관	39
그림 5.6	일체형 전극 시스템 구성도	40
그림 5.7	전기 자극 파라미터에 대한 정보	41

그림 5.8 Channel 구조체 선언	42
그림 5.9 전기 자극 발생 함수의 흐름도	43
그림 5.10 펄스 생성 함수의 흐름도	43
그림 5.11 구현된 보행보조 FES 시스템 적용 모식도	44
그림 5.12 전체 시스템 구성품 외관	44
그림 5.13 자극 강도를 변화시켰을 때의 결과	45
그림 5.14 펄스 지속 시간을 변화시켰을 때의 결과	45
그림 5.15 4 종류의 서로 다른 출력 파형 모드	46
그림 6.1 보행보조 FES 시스템	47
그림 6.2 편마비보행시 자극 trigger 신호 검출 (시스템 1)	50
그림 6.3 편마비보행시 자극 trigger 신호 검출 (시스템 2)	51
그림 6.4 편마비보행시 자극 trigger 신호 검출 (개발된 시스템)	52
그림 6.5 보행시 발목관절 각도 (시상면)	54

표 차례

표 3.1 정상군 피험자의 특성	11
표 3.2 환자군 피험자의 특성	11
표 3.3 모션센서 동작특성	15
표 3.4 센서별 주 주파수와 선정된 디지털 필터	20
표 3.5 모션 센서 검출법과 FVA 검출법의 시간적 차이와 타당성 분석	28
표 5.1 FES 메인 시스템 각부 주요 사양 및 기능	36
표 5.2 리모트컨트롤 각부 주요 사양 및 기능	39
표 6.1 보행보조 FES 시스템의 환자 집단별 자극 신호 검출율	49

국 문 요 약

보행주기검출 및 자극 알고리즘을 적용한 보행보조 무선 FES 시스템개발

본 논문은 편마비 환자의 보행 중 발 끌림을 방지하기 위하여 보행주기 검출과 자극 알고리즘을 적용한 보행보조 무선 FES 시스템 개발 및 유효성 평가에 관한 연구이다.

보행주기 검출을 통한 전기 자극시점 검출은 병적보행을 가지는 환자들의 보행기능의 회복을 돕는 기능적 전기자극 보행보조 방법의 중요한 파라미터가 된다.

현재까지 알려진 FES 보행보조 시스템과 진행된 연구들은 보행 중 전기 자극시점을 결정하기 위해 힐 센서(heel sensor) 또는 풋 스위치(foot switch)라고 알려진 힘 측정 센서(force-sensing-resistor, FSR)를 직접 이용하거나(ODFS, Ackofin Inc., UK) 기울기센서와 함께 보정단계에서 이용하고 있다(WalkAide2, Neuromotion, Canada). 그러나 힐 센서는 유선으로 제어 시스템과 연결되어 보행시 선 처리의 불편함을 갖고 있으며, 맨발에는 적용이 어렵고 항상 신발이나 양말을 신어야 하며 또한, 접촉상태나 부착위치에 따라 출력신호가 다르기 때문에 센서 부착 위치에 유의하여야 하는 단점을 가지고 있다.

본 연구에서는 상기의 단점들을 보완하기 위해 보행주기 검출용 모션 센서인 자이로센서, 가속도센서, 기울기센서로 복합 센서 시스템을 제작하여 20명의 정상인과 분속수가 약 30 steps/min, 약 70 steps/min 편마비환자 각 2명씩을 대상으로 보행실험을 실시하였다. 센서 출력곡선의 특징점을 이용하여 보행주기 검출 알고리즘을 적용한 검출된 보행주기를 FVA(foot velocity algorithm)를 이용하여 검출된 기준보행주기와 Bland-Altman plot으로 보행주기 검출법의 타당성을 평가하였다. 이를 기반으로 최적의 보행주기 검출 모션센서시스템을 선정하고, 선정된 모션센서의 신호를 통해 FES 전기 자극 알고리즘 개발과 메인 FES 시스템, 리모

트컨트롤 시스템, 일체형전극 시스템으로 구성된 하드웨어와 보행주기 검출 알고리즘과 전기 자극 알고리즘으로 구성된 소프트웨어를 개발하였다.

개발된 보행보조 무선 FES 시스템은 기존의 풋 스위치 기반의 FES 시스템인 ODFS와 WalkAide2 시스템과의 비교평가를 위해 편마비환자 4명을 대상으로 15m 평지 보행을 각 시스템 당 10회 실시하여 자극 시점 검출율과 삼차원 동작분석 시스템을 이용한 kinematic data를 비교 분석하였다.

정상보행과 편마비보행에서 모션센서를 이용한 보행주기 검출법은 FVA 기준 보행주기 검출법과 비교하였을 때 모션센서의 보행주기 검출법은 신뢰구간내에 96.4% 이상이 분포하였고 보행주기 검출 알고리즘과 전기 자극 알고리즘이 탑재된 개발 시스템의 자극시점 검출율은 환자군 A는 89.2%, 환자군 B는 97.1%로 시스템 2보다 통계적으로 유의하게 높았다($p=0.049$).

Kinematic data 분석을 통한 FES 자극시 시상면에서의 발목관절 각도 비교 결과 각 시스템 간의 큰 차이는 보이지 않았으나 유각기 동안 발목관절이 약 10° 정도 적게 저굴된 상태로 유지됨으로써 편마비 환자의 병적보행이나 낙상 등의 원인이 되는 발끝킴 현상을 방지할 수 있음을 확인하였다.

개발된 시스템은 가속도센서의 수직성분을 보행주기 검출 보정기준으로 사용함으로써 기존 시스템들이 가지고 있는 풋 스위치의 문제점을 개선하였고, 특히 메인 FES 시스템과 모션센서 시스템, 전극 시스템의 일체형을 통해 사용자 편의성을 현저히 높였다.

향후, 센서 신호 수신, 자극 시점 결정 및 자극시점 정보의 송신기능이 PC가 아닌 리모트컨트롤 시스템에 탑재하여 무선화 하고 개발된 시스템에서 센서 및 자극 시스템의 하드웨어 부분은 소형화 및 경량화가 요구되며 사용자 인터페이스를 더 간편하게 수정, 보완할 뿐만 아니라 일반 사용자도 쉽게 사용할 수 있도록 지침서를 개발하고 추가적인 임상실험을 실시할 계획이다.

핵심되는 말: 병적보행, 기능적 전기 자극, 보행주기 검출 알고리즘,
자극 알고리즘, 무선화

제 1 장 서 론

보행은 어떤 개체의 기본적 요구에 따라 한 장소에서 다른 장소로 이동하는 것을 말하는데, 이는 인간의 고유한 신체적 기능 중 하나이다. 또한 보행은 인간의 가장 일반적인 운동이자 매일 기본적으로 하는 활동으로 생활의 중요한 부분을 차지하고 있다. 보행은 인간의 독립적인 삶을 가능하고, 다양한 사회생활에 참여할 수 있는 기회를 제공하여 삶의 질을 높이는 중요한 역할을 가지고 있다. 이러한 보행의 중요성으로 인해서 오래전부터 많은 연구자들을 통해 보행의 특성이 연구되어 왔다.

고령화 사회가 도래하고, 다양한 근골격계 질환들이 발생함에 따라 보행 능력을 상실한 장애인의 인구가 급증 하였다. 이러한 보행 능력을 상실한 보행 장애인은 국내의 경우 전체 인구의 3%를 차지하며 그 중 약 90%가 후천적 장애이다. 특히 뇌졸중과 같은 후천적 장애에 의한 마비환자가 대표적인 보행 장애인인데, 이러한 마비환자들은 보행에 어려움을 겪을 뿐만 아니라 넘어짐에 의한 다른 사고를 유발하는 위험을 갖고 있다. 따라서 마비환자의 추가적인 사고를 방지하고, 보행능력을 향상을 위하여 다양한 병적 보행보조 방법이 제시되어 왔다. 대표적인 병적 보행보조 방법으로 지팡이(Canes), 목발(Crutches), 보행보조기(Walker), 단하지 보조기(Ankle-Foot Orthosis, AFO), 기능적 전기 자극(Functional Electrical Stimulation, FES) 등이 있다. 이러한 병적 보행보조 방법은 보행 장애인의 독립의 수준과 좋은 삶의 질을 향상 시키는데 있어 매우 중요한 부분을 차지한다.

그러나, 기본의 병적 보행보조 방법들은 다양한 제한점들을 가지고 있어 마비환자의 효율적인 보행보조에 어려움이 있어 왔다. 특히 보행보조 방법 중 마비환자의 발 끌림 현상(foot drag)과 족하수(drop foot)를 방지하는 데 가장 효과적인 방법으로 알려져 온 기능적 전기 자극 방법도 편리성과 효율성의 장점을 가지고 있지만, 마비환자의 보행주기 검출의 부정확성과 자극 전극 및 제어 시스템간의 전선 등 많은 유선에 의한 보행의 방해와 같은 제한점들을 해결해야 될 필요성이 대두되어 왔다. 보행보조 시스템 FES의 경우 정확한 자극 시점을 결정하는데 기

준이 되는 보행주기를 정확히 검출하면서 휴대와 사용이 편리한 센서 시스템이 요구되기 때문에 다양한 모션 센서를 이용한 방법이 연구되고 있다. 풋 스위치[1]와 저항센서(FSR sensor)는 보행주기 검출에 가장 간편하고 널리 사용되어 왔으나, 발바닥에 부착하여 사용해야 하기 때문에 부착 위치와 접촉면에 따라 결과값이 변화하는 문제를 갖고 있다. Vodovik 등[2]은 뇌졸중 환자의 첫째와 둘째 중족골, 발뒤축에 저항센서를 부착하여 보행주기를 검출하였고, Ott 등[3]은 FES 입력 신호로 저항센서를 사용하였으나 정확도가 떨어져 실제로 적용하는데 어려움이 있음을 발표하였다. 가속도센서는 동작분석에 6개의 가속도계를 사용한 Morris의 연구[4] 이후 소형의 piezoresistive 방식의 가속도센서가 개발되었고 이를 계기로 활발한 연구가 진행되었다. Evans 등[5]은 각각의 발뒤축접지(HC)를 구별하는데 단축 가속도센서를 사용하였고, Auvinet 등[6]은 보행주기, 활보의 대칭성과 규칙성 등을 구하기 위해 2축 가속도센서를 사용하였다. 이주현 등[7]은 가속도계를 이용하여 뇌졸중 환자의 보행을 분석하였고, Willemsen 등[8]은 발목과 무릎관절 사이에 가속도계를 부착하여 보행시 입각기와 유각기를 구분하였다. Tong과 Grant[9]는 두 개의 자이로센서를 이용하여 하퇴와 대퇴의 각속도와 자이로센서의 회전축에 대한 경사도를 측정하여 보행주기를 검출하였고, 안승찬 등[10]은 발바닥에 부착한 저항센서(FSR sensor)와 발뒤꿈치에 부착한 자이로센서를 이용하여 보행주기를 검출하는 시스템을 개발하여 평지보행 및 계단보행에서의 보행주기를 검출하고 신뢰성을 평가하였다. Dai 등[11]은 하퇴와 대퇴에 기울기센서를 부착하여 각 체절에서 출력값을 각도로 변환하여 보행주기를 분석하였다, Weber 등[12]은 편마비환자의 하퇴에 부착한 기울기센서를 이용하여 보행보조 FES(WalkAide 2, canada)에 적용하기 위한 보행주기를 검출하였다.

본 연구에서는 보행주기를 검출할 수 있는 모션 센서 시스템을 개발하고 보행주기 검출 알고리즘을 적용하여 마비환자의 보행보조 프로그램이 내장된 일체형 무선 기능적 전기 자극 시스템을 개발하였다. 또한 마비환자에 대한 적용을 통해 개발된 시스템을 평가하였다.

본 논문은 총 8장의 구성으로 이루어져 있다. 2장에서는 정상보행과 병적보행

의 특성을 살펴보았다. 적절한 정상보행의 유도 및 보행보조를 위해 정상보행의 특성을 살펴보았다. 또한, 병적 보행보조 방법들 중에 가장 일반적인 대표적 병적 보행보조 방법으로는 지팡이(canes), 목발(Crutches), 보행 보조기(Walkers), 단하지 보조기 (Ankle-Foot Orthosis, AFO)와 기능적 전기 자극 (Functional Electrical Stimulation, FES)이 있음을 언급하고, 본 연구의 필요성에 대하여 언급한 후 본 연구의 목적과 구성에 대해 설명하였다. 3장에서는 보행보조 FES 시스템에 사용되는 세 가지 센서들을 이용한 보행주기 검출법을 검증된 보행주기 검출법(FVA 검출법[13])과의 Bland-Altman plot 비교 분석을 통하여 센서 검출법의 타당성을 검증하였고, 보행주기의 정확도를 비교하여 개발된 보행보조 FES 시스템의 자극 시점 검출 센서 시스템에 적용할 최적의 센서를 선별하였다. 4장에서는 선별된 최적의 센서 시스템을 이용하여 개발된 보행보조 FES 시스템에 적용될 자극 시점 검출 알고리즘에 대해 설명하였다. 5장에서는 본 연구를 통해 개발된 보행보조 FES 시스템의 하드웨어와 소프트웨어에 대해 설명하였다. 6장에서는 상용되는 기존의 시스템(시스템 1, 시스템 2)과 개발된 시스템을 편마비환자에게 적용하여 자극 시점 검출을 비교 및 kinematic data 분석을 통해 성능을 검증하였다. 7장에서는 본 연구에 관한 고찰을 하였고, 8장에서 본 연구의 결론을 설명하고 향후 연구방향을 제안하였다.

제 2 장 보행 및 병적보행 보조수단

2.1 보행

보행은 어떤 개체의 기본적 요구에 따라 한 장소에서 다른 장소로 움직이는 것을 말한다[13]. 이상적인 보행을 위해서는 피로를 최소화시킬 수 있는 효율성과 낙상이나 손상을 예방할 수 있는 안정성이 요구된다. 이러한 효율성과 안정성을 만족시키면서 그림 2.1과 같은 보행 주기(gait cycle)의 특성을 보이는 보행을 정상보행이라고 한다[14]. 한쪽 발뒤꿈치가 땅에 닿는 시기(initial contact)에서 그 발뒤꿈치가 다시 땅에 닿는 시기까지를 한 보행 주기로 정의하며, 한 보행주기는 발이 땅에 닿고 있는 입각기(stance phase)와 발이 땅에서 떨어져 공중에 있는 유각기(swing phase)로 이루어져 있으며, 정상보행의 경우 약 6:4의 비율을 이룬다 [15].

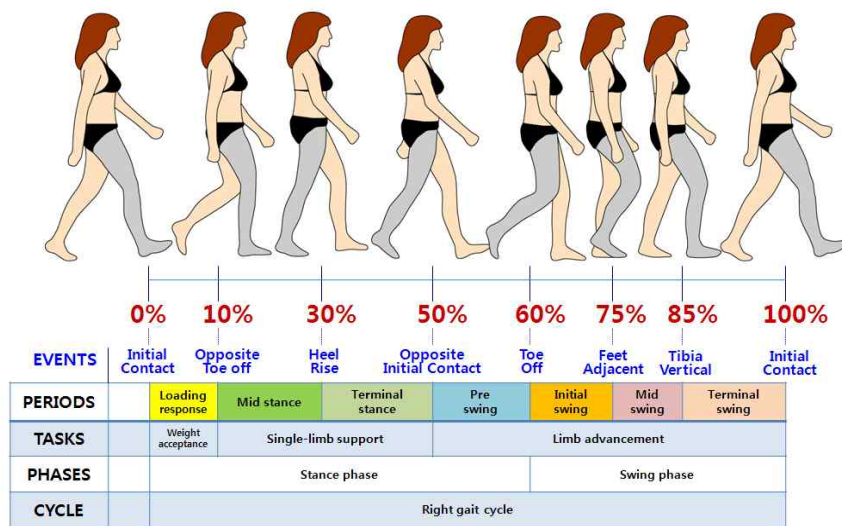


그림 2.1 정상보행 주기

병적보행의 경우는 입각기와 유각기의 비율이 정상인과 다르거나 보행 시 무게 중심의 이동, 골반회전, 골반경사, 슬관절의 작용 등 정상인들의 보행 시 나타나는 특징이 나타나지 않거나 과도하게 나타날 때 병적보행으로 판단한다[16].

일반적으로 병적보행은 구조상의 이상으로 인한 병적보행과 동통성 병적보행, 중추 또는 말초신경계 질환에 의한 병적보행으로 구분되며 이러한 병적보행의 보조수단으로는 지팡이, 목발, 보행보조기, AFO, FES 등이 사용된다. 그러나, 지팡이, 목발, 보행보조기는 정형외과적 수술 직후 또는 보행 중 하지에 통증이 있는 경우 사용되며 필연적으로 상지의 기능이 정상에 가까운 환자나 장애인의 경우에만 사용이 가능하다는 공통적인 제한점이 있다. 뿐만 아니라 기본적으로 기구의 부피가 커서 휴대가 어려울 뿐 아니라 편마비 환자의 보행 중 흔한 발끝딛 현상을 극복하기에는 도움이 거의 주지 못한다는 단점이 있다. 따라서 이러한 단점을 해결하기 위해 단하지 보조기 또는 보행보조 기능적 전기자극기가 사용된다.

2.2 Ankle-Foot Orthosis (AFO)

2.2.1 특성

일반적으로 그림 2.2와 같은 단하지 보조기는 족하수 환자의 보행을 호전시키기 위한 물리적 보조수단으로 보편적으로 사용되고 있다. 유각기에 족하수가 있거나 발목의 내외측 불안정, 입각기 말기에 충분하지 못한 추진(push off)을 하는 환자의 병적보행을 개선하기 위해 단하지 보조기가 사용되며 이를 통하여 유각기에 발생하는 발끝림 현상을 방지할 수 있다[17]. 또한, 단하지 보조기는 발의 변형을 방지하고 관절의 위치를 잡아줌으로써 입각기시 안정성을 향상시켜주며[18], 발가락들림(toe off)을 도와줄 뿐 아니라 유각기에 발목관절의 과도한 내반(inversion)을 방지하며, 입각기 초기에 몸무게에 의한 충격을 흡수하고, 입각기 중기에서 말기에 이르기까지 몸이 전방으로 이동하도록 도와준다[19]. 그리고 Hesse 등[20]은 14명의 경련성 족하수 편마비 환자들에게 단하지 보조기를 적용하여 보행속도, 분속수, 보폭, 건측 및 환측의 보행상태가 개선되었다고 하였고, Buckon 등[21]은 강직성 양측마비환자 16명에게 단하지 보조기를 적용하여 분속수는 감소하였지만 보폭이 상승하고 보행 시 에너지 소모가 적어졌다고 하였다.

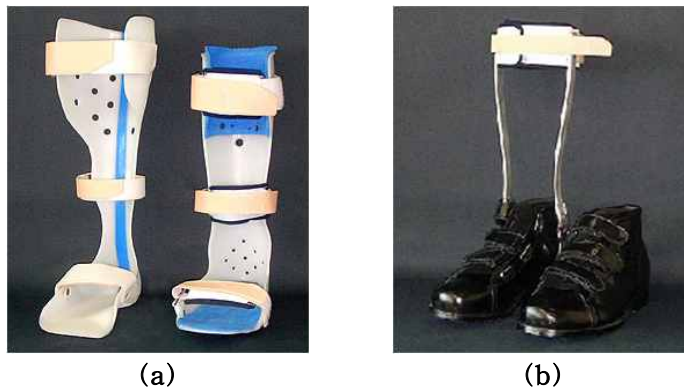


그림 2.2 단하지 보조기
(a) 플라스틱 단하지 보조기, (b) 신발형 단하지 보조기

2.2.2 제한점

단하지 보조기는 발목관절의 저굴(plantarflexion) 및 배굴(dorsiflexion)의 발생을 방해함으로써 족하수 환자의 보행을 현저하게 호전시키지 못할 뿐 아니라 정상적인 보행과 많은 차이를 보이게 한다. 그리고 발목의 운동을 제한함으로써 발목관절 dorsiflexor 근육의 회복에도 기여하지 못한다[22]. Carlson 등[23]은 뇌성 소아 마비환자를 대상으로 단하지 보조기의 착용 전·후를 비교한 결과 초기접지시 배굴각도와 말기입각기의 저굴모멘트(plantarflexion moment)는 증가하지만 보행 속도와 보폭이 향상되지 않았으며 중간입각기와 말기입각기시 발목에서의 파워는 감소한다고 하였다. Lehmann 등[24]은 편마비 보행에서 유각기시 발끝림 현상을 방지하지만 초기접지시 지면에 발바닥이 먼저 닿는 현상(foot slap)을 방지해 주지 못한다는 결과를 얻었다. 또한, 단하지 보조기에서는 발목관절의 저굴모멘트를 발생시키지 못함으로써 정상보행에서 발생하는 저굴근의 기능 즉, 체중지지, 추진, 유각 다리의 가속 및 초기접지 시 충격 흡수 등의 작용이 이루어지지 않는다 [25], [26].

2.3 Functional Electrical Stimulation (FES)

2.3.1 특성

근육의 이상이나 신경의 압박 또는 손상 등으로 인하여 근육이 약화되어 발목을 들지 못하고 발등을 몸 쪽으로 당기지 못하여 발이 아래로 떨어지는 족하수는 마비환자들에게 일반적으로 나타나는 병적 보행특성이다[27]. 특히 발목관절의 배굴근(dorsiflexor)인 전경골근(tibialis anterior)에 장애가 있는 경우 유각기 시 발목관절을 배굴(dorsiflexion)하지 못해서 발을 땅에 끌면서 보행하게 되는 발끝림 현상을 보이거나, 발끝림을 피하기 위해 엉덩관절을 높게 들고(hip hiking) 과도한 원회전(circumduction)을 하는 병적 보행특성을 보이게 된다. 이러한 마비환자들은 병적 보행으로 인해서 보행 시 과도한 에너지를 사용하게 되고, 추가적인 근골격계 질환 및 사고 위험을 동반하게 된다[28].

최근 마비환자들의 보행 시 발끝림과 족하수를 방지하고 병적 보행보조를 위해 기능적 전기 자극(Functional electrical stimulation)법이 적용되고 있다. 이는 Liberson 등[29]에 의해 최초로 제시되었는데 초기에는 족하수를 방지하기 위해서 비골신경(peroneal nerve)에 전기 자극을 가하는 단채널(single channel) 기능적 전기 자극 시스템이 마비환자에게 적용되었다. 지난 50여 년 동안 전경골근에 기능적 전기 자극을 가하여 족하수를 방지하는 연구들이 매우 주목 받아왔다[30]. Lyons 등[31]은 1,200명 이상의 중풍 환자들에게 기능적 전기 자극을 적용하여 30여 가지 임상실험을 성공적으로 수행하였고, 이러한 임상실험들을 통해서 기능적 전기 자극의 보행보조에 대한 우수한 효과가 증명되었다. Postans 등[32]은 정확한 보행보조를 위해 다채널 기능적 전기자극의 필요성을 제안하였다. 입각기시 사두근(quadriceps)을 자극하여 안정성을 확보하고, 유각기시 전경골근을 자극하여 족하수를 방지하는 것이 효과적이라고 보고하였다. 하지만 트레드밀에 의해 자극 시점이 결정되는 한계점을 가지고 있었다. 또한 Tong 등[33]은 다채널 기능적 전기 자극을 보행훈련에 적용함으로써 효과적인 훈련 효과를 얻을 수 있었다.

2.3.2 제한점

병적 보행보조를 위한 기능적 전기 자극 방법에서 가장 중요하고 결정적인 문제점은 자극 시점을 결정하는 것이다. 마비환자와 같은 보행 장애인은 보행 중에 적절한 시점에 마비된 근육이 전기 자극을 받아야 효과적인 보행보조가 가능하다. 하지만 마비환자의 보행은 불규칙적이고 정확한 보행주기를 가지지 않기 때문에 적절한 시점을 찾기가 어렵고 그림 2.3과 같이 사용자나 치료사가 수동적으로 보행하는 동안 자극 시점을 결정시켜줘야 하는 제한점을 갖고 있었다. 또한 주관적인 판단에 의해 수동적으로 자극이 가해짐에 따라 정확한 시점에 일정하게 자극이 가해지지 못하고, 보행보조가 적절하게 이루어지지 않는 문제점이 있었다[34].

이러한 문제점을 해결하기 위해 보행주기를 자동으로 검출하여 기능적 전기 자극을 가할 수 있는 방법이 대두되기 시작했다. Liberson 등은 기능적 전기 자극의 시점을 결정하기 위해 힐 센서(heel sensor) 또는 풋 스위치(foot switch)라고 알려진 힘 측정 센서(force-sensing-resistor, FSR)를 이용하였다. Burridge 등 [35]은 힐 센서를 이용하여 초기 접지기를 검출하고 기능적 전기 자극을 가하는 단채널 기능적 전기 자극 시스템인 Odstock drop foot stimulator(ODFS, Ackofin Inc, UK)를 개발하였다. 그러나 힐 센서 또한 실용적으로 적용하기에는 문제점을 가지고 있다. 대부분의 힐 센서는 유선으로 제어 시스템과 연결되어 보행 시 선 처리의 불편함을 갖고 있으며, 맨발에는 적용이 어렵고 항상 신발이나 양발을 신어야 한다는 단점을 가지고 있다[36].



그림 2.3 기능적 전기 자극 보행보조

2.4 목적

본 연구의 목적은 기능적 전기자극을 이용한 보행보조 시스템을 개발하고 그 기능을 평가하는데 있다. 이를 위하여 기능적 전기 자극기 시스템의 설계와 개발, 그리고 검증 실험까지 총 4부분으로 나누어 연구를 진행하였다.

1. 보행주기 검출을 위한 모션 센서 시스템 개발

보행 주기 검출을 위해 기존에 사용 중인 각종 모션 센서들을 모두 동기화 하여 하나의 복합 센서 시스템을 제작한 후 정상보행과 비정상 보행 실험을 통하여 보행 주기 검출율이 가장 높은 센서 신호를 선정 하였다.

2. FES 보행보조 알고리즘 개발

1.에서 선정된 최적의 모션 센서 신호를 이용하여 보정단계에서 전기 자극의 시점을 결정하고, 결정된 자극 시점에 따라 보행단계에서 기능적 전기 자극이 가해질 수 있도록 하는 FES 보행보조 기능적 전기 자극 알고리즘 및 프로그램 소프트웨어를 개발하였다.

3. 범용 FES 메인 시스템 개발

메인 FES 시스템과 리모트 컨트롤 시스템, 그리고 일체형 전극으로 이루어진 기능적 전기자극기의 하드웨어와 소프트웨어를 개발하여 보행 보조 기능을 탑재하였다.

4. 개발된 시스템 평가

본 연구에서 개발된 보행 보조 FES 시스템의 기능과 편의성을 비교 평가하기 위하여 대표적인 2종의 기존 제품과 비교실험을 실시하였다. 편마비 환자 4명을 대상으로 개발된 제품을 포함한 3가지의 FES 보행보조 시스템을 착용하고 보행분석을 실시하여 자극 시점 검출율과 운동형상학적 결과 등을 비교하였다.

제 3 장 보행주기 검출 모션 센서 시스템 개발

3.1 방법

3.1.1 실험 대상

건강한 성인 남자 20명과 분속수가 정상인의 약 40%(환자군 A) 이하, 약 80%(환자군 B) 이하인 회선보행(circumduction gait) 특성을 가진 편마비 환자 각 2명씩을 피실험자로 선정하였다. 표 3.1과 3.2는 실험에 참여한 정상인과 편마비 환자의 특성이다. 피험자들은 10분 동안 보행연습을 실시한 후 편안한 보행속도로 15m 평지 보행을 실시하였으며, 각각 10회 반복 측정하였다.

표 3.1 정상군 피험자의 특성

		(N=20)	
		Avg. ± Std.	Range
Age	(years)	22.7 ± 2.7	19 ~ 28
Weight	(kg)	68.2 ± 7.2	62.2 ~ 85.3
Hight	(cm)	174.1 ± 5.8	165.3 ~ 185.3
Cadence	(steps/min)	106.0 ± 4.1	100.3 ~ 112.8

표 3.2 환자군 피험자의 특성

		(N=4)	
		Group A	Group B
Age	(years)	39.5 ± 21.9	34.0 ± 18.4
Weight	(kg)	62.3 ± 8.8	71.7 ± 5.0
Height	(cm)	165.6 ± 9.3	176.5 ± 2.9
Duration	(months)	23.5 ± 2.1	46.0 ± 5.7
Sex	(No.)	Male	2
		Female	-
Affected side	(No.)	Right	2
		Left	-
Cadence	(steps/min)	34.5 ± 5.2	69.4 ± 8.3

3.1.2 실험 시스템

3.1.2.1 삼차원 동작분석(Three-dimensional motion analysis)

피검자의 보행측정 및 분석을 위해 그림 3.1과 같이 6대의 적외선 카메라 (MCam2)와 4대의 힘측정판(2 Kistler forceplates; 2 AMTI forceplates), 모션 센서 시스템을 삼차원 동작분석 시스템(VICON 612 Motion Analysis System, Vicon Motion System Ltd., UK)에 동기화하여 하였다. 적외선 카메라와 모션 센서들의 아날로그 신호는 120Hz의 샘플링률(sampling rate)로 데이터를 획득하였다.

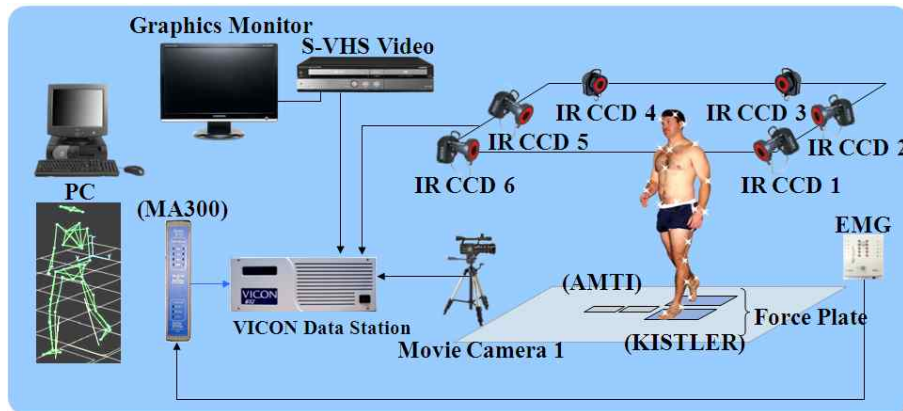
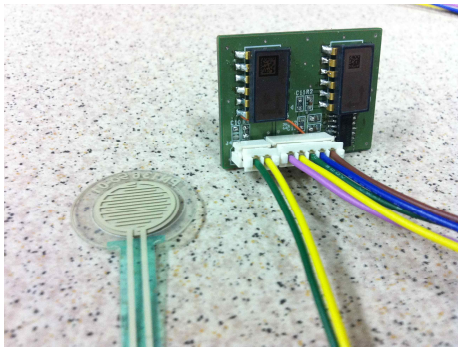


그림 3.1 삼차원 동작분석 시스템

3.1.2.2 보행주기 검출 모션 센서 시스템

본 연구에서는 보행주기 검출을 위해 세 가지 모션 센서(기울기센서, 자이로센서, 가속도센서)를 삼차원 동작분석 시스템과 동기화하여 사용하였다. 표 3.3은 사용된 센서들의 동작 특성이다.

보행 시 각 센서의 출력 신호 및 차후 진행될 보행보조 FES 자극 trigger 신호 분석을 위해 마이크로컨트롤러(ATmega128, ATmel, USA)를 사용하여 제어부를 구성하였으며, 신호 디스플레이 소프트웨어를(C#, Microsoft, USA) 구현하였다. 그림 3.2는 제작된 센서 시스템과 제어부이며, 그림 3.3은 구현된 소프트웨어이다.



(a) (b)
그림 3.2 제작된 센서 시스템 및 제어부
(a) 센서 시스템, (b) 제어부

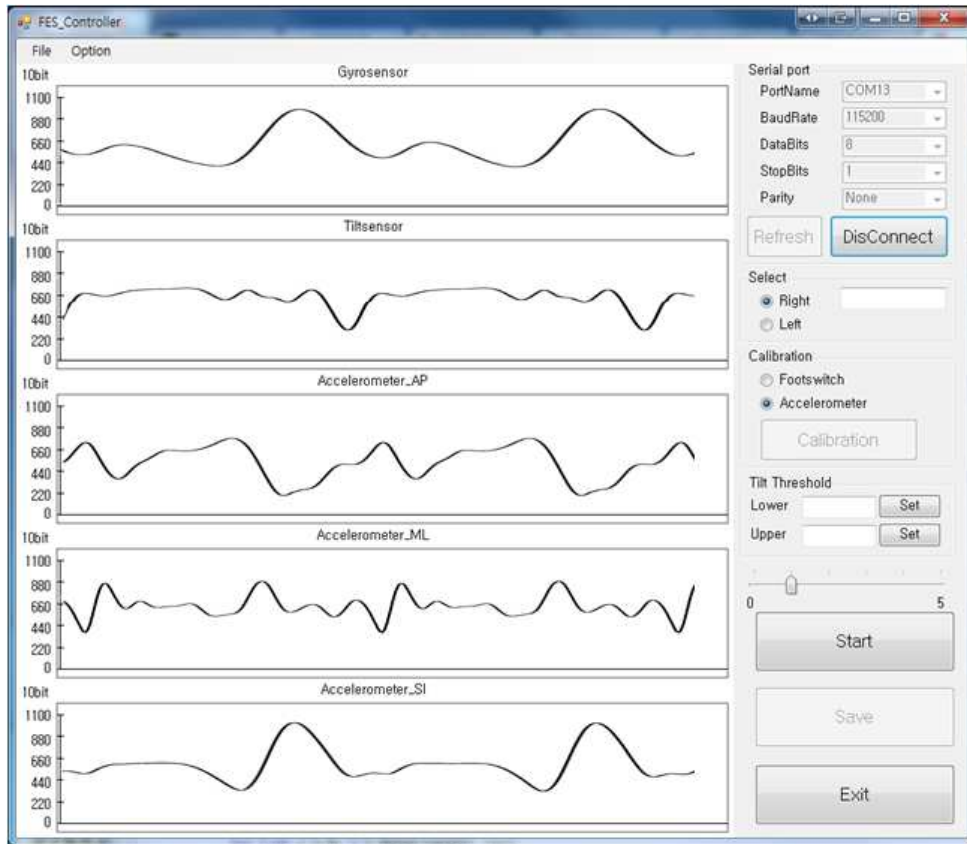

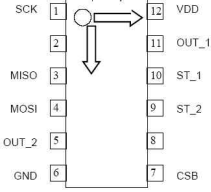

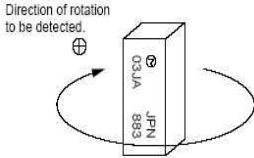

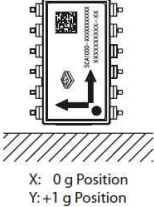


그림 3.3 신호 디스플레이 소프트웨어

표 3.3 모션 센서 사양 및 동작특성

모션 센서	제조회사	동작 특성
 <p>기울기 센서 (SCA100T)</p>	<p>VTI (Finland)</p>	<ul style="list-style-type: none"> • Range : $\pm 90^\circ$ • 2-axis • Supply voltage (Vdd) : +5V • Offset output : $V_{dd} / 2V$ • Sensitivity : $35mV/^\circ$  <p><기울기 센서 축></p>
 <p>자이로 센서 (ENC-03J)</p>	<p>Murata (Japan)</p>	<ul style="list-style-type: none"> • Max. angular velocity : $\pm 300^\circ/s$ • Supply voltage (Vdd) : +2.7~5V • Offset output : +1.35V • Scale factor : $0.67mV/^\circ/s$  <p><자이로 센서 축></p>
 <p>가속도 센서 (SCA1000)</p>	<p>VTI (Finland)</p>	<ul style="list-style-type: none"> • Range : $\pm 1.7g$ • 2-axis • Supply voltage (Vdd) : +5V • Offset output : +2.5V • Sensitivity : $1.2V/g$  <p><가속도 센서 축></p>

3.1.3 실험 방법

3.1.3.1 센서 및 마커 프로토콜(Sensor and marker protocol)

정상보행과 편마비보행 시 운동학적 데이터를 획득하기 위해, 피실험자의 대퇴(thigh), 무릎관절(knee joint), 정강뼈(tibia), 발목관절의 가쪽복사뼈(lateral malleolus), 둘째 중족골두(2nd metatarsal head), 발뒤꿈치(heel) 등의 해부학적 위치에 16개의 14mm 반사 마커를 Davis 프로토콜[37]에 따라 부착하였다.

보행 시 센서 데이터를 측정하기 위해 센서와 신호 입출력부를 그림 3.4와 같이 피험자들의 몸에 부착하였다. 기울기센서와 가속도센서는 같은 위치에 부착하였으며, 정상인의 경우 우측 무릎관절 마커에서 하방 10cm 밑, 편마비 환자의 경우 환측의 무릎관절 마커에서 하방 10cm 밑에 부착하였다. 기울기센서는 보행 진행 방향을 음(negative)의 방향으로 설정하였으며, 가속도센서는 보행 진행 방향(X축), 내측방향(Z축), 아랫방향(Y축)을 양의 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. 신호 입출력부는 센서를 부착한 쪽 대퇴부에 고정하였다.

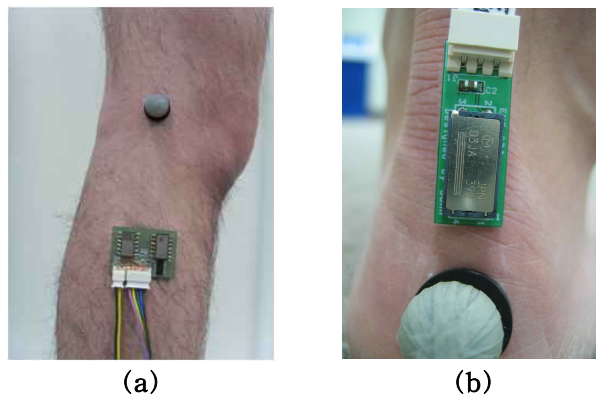


그림 3.4 센서 시스템 부착 모습

(a) 기울기센서와 가속도센서, (b) 자이로센서

3.1.3.2 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. 힘 측정판 [18] 방법은 피검자가 힘 측정판을 가로질러 걸어갈 때의 지면반발력을 측정하여 가해지는 힘이 기준치(10N) 이상일 때와 기준치(5N) 이하일 때 자동적으로 HC와 TO를 검출한다. 힘 측정판을 사용할 때 중요한 것은 보정과 힘 측정판 간의 위치관계이다. 피검자에게 힘 측정판의 위치를 알려주면 인공적인 보행형태를 초래할 수 있기 때문에, 적절한 자료가 얻어질 때까지 시작위치를 조금씩 바꾸어 가면서 수많은 걸음을 걷게 해야 한다. 또한, 일반적인 힘 측정판의 배열은 정상 성인의 활보장을 기준으로 배열하기 때문에 편마비환자나 어린이처럼 활보장이 짧고 일정하지 않은 경우에는 적용하기 어렵다. 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 3.5는 정상보행 중에 반복하여 나타나는 발 중심의 수직 속도 곡선과 힘 측정판에서 주어지는 지면반발력 곡선이다. 발 중심의 수직 속도 곡선에서는 한 보행주기 동안 세 번의 음의 정점과 두 번의 양의 정점이 발생하는 데 첫 번째 음의 정점으로 발뒤축접지(heel contact, HC)를 검출하고, 첫 번째 양의 정점으로 발가락들림(toe off, TO)을 검출한다. 가장 큰 음의 정점 뒤에 나타나는 음의 정점으로 다음번 HC를 검출한다.

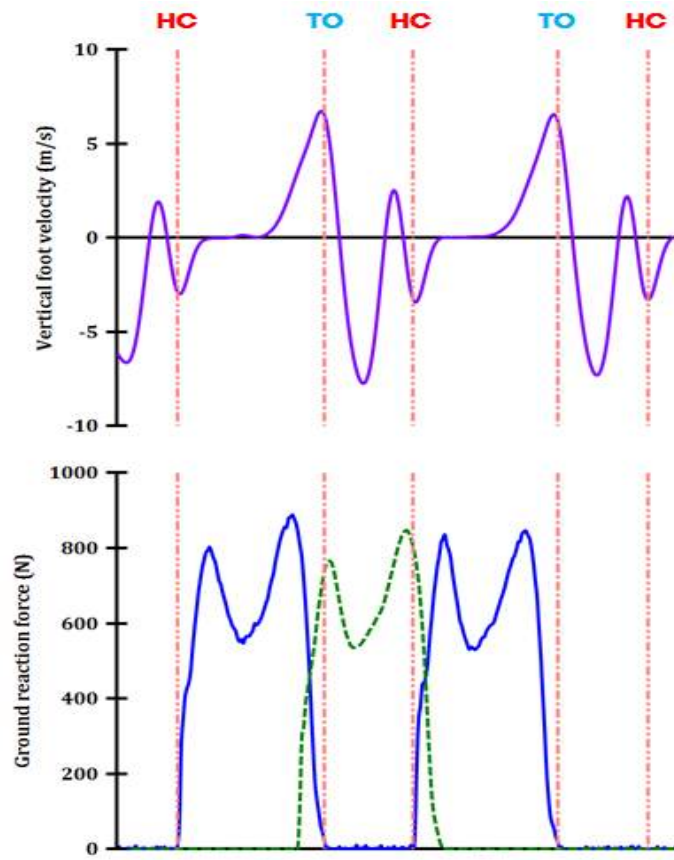


그림 3.5 정상보행 시 발 중심의 수직 속도 곡선과 지면반발력

3.1.3.3 모션 센서를 이용한 보행주기 검출 및 평가

3.1.3.3.1 센서 신호 처리

본 연구에서는 정상보행과 편마비보행 시 발생하는 센서 출력 신호의 정점을 이용하여 보행주기를 검출하는 알고리즘을 사용하기 때문에 특징 정점을 검출할 수 있는 적합한 필터 선정이 중요하다. 센서의 출력 신호의 주파수 특성은 여러 요인(센서 부착위치, 보행 속도, 보행 패턴, 정상보행 시와 편마비보행 시 등)에 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 사용자에 따라 적응성을 갖도록 하였다. 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. 표 3.4는 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 3.4 센서별 주 주파수와 선정된 디지털 필터

		Main frequency (Hz)	Digital filter	
Normal	Tilt sensor	1.82	LP_2Hz_2nd	
	Gyrosensor	3.26	LP_4Hz_2nd	
	Accelerometer	Anterior-Posterior	3.75	LP_4Hz_2nd
		Medial-Lateral	6.71	LP_7Hz_2nd
		Superior-Inferior	3.84	LP_4Hz_2nd
Group A	Tilt sensor	0.93	LP_1Hz_2nd	
	Gyrosensor	3.65	LP_4Hz_2nd	
	Accelerometer	Anterior-Posterior	2.92	LP_3Hz_2nd
		Medial-Lateral	4.65	LP_5Hz_2nd
		Superior-Inferior	2.77	LP_3Hz_2nd
Group B	Tilt sensor	0.79	LP_1Hz_2nd	
	Gyrosensor	4.21	LP_4Hz_2nd	
	Accelerometer	Anterior-Posterior	1.87	LP_2Hz_2nd
		Medial-Lateral	3.72	LP_4Hz_2nd
		Superior-Inferior	3.75	LP_4Hz_2nd

3.1.3.3.2 보행주기 검출 및 평가 방법

그림 3.6은 정상 보행에서의 한 보행주기를 발 중심의 수직 속도 곡선을 기준으로 나타낸 것이다. 보행주기로 구분된 구간에서 발생하는 센서 출력 곡선의 특징 정점의 위치에 따라 HC와 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.

Bland-Altman plot의 X축 값은 두 측정 시스템의 평균값이고, Y축 값은 두 측정 시스템의 차이이다. 평균값(mean)을 중심으로 두 시스템 차이의 분포가 신뢰구간 내에 많이 분포할수록 타당성이 높은 것이며 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 plot 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.

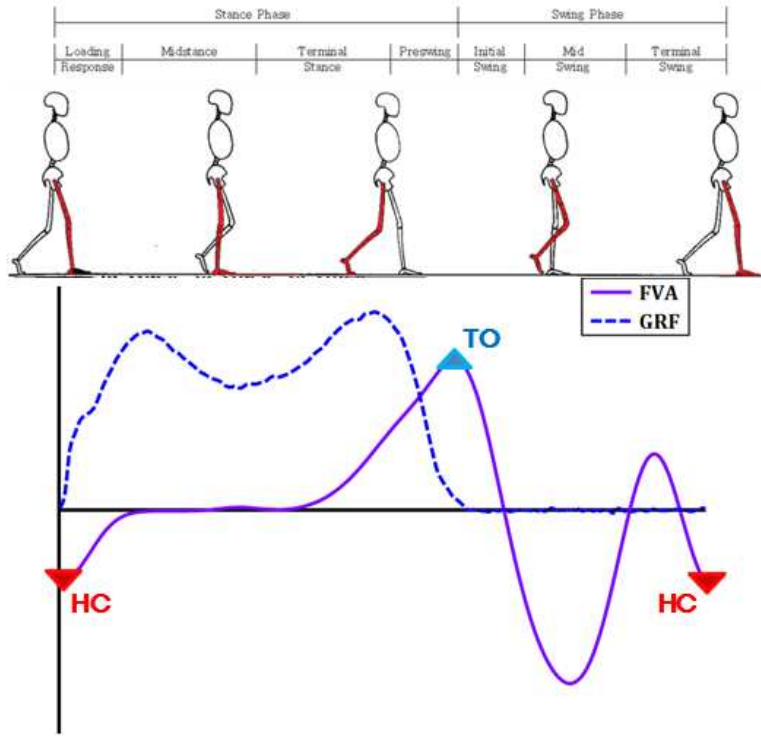
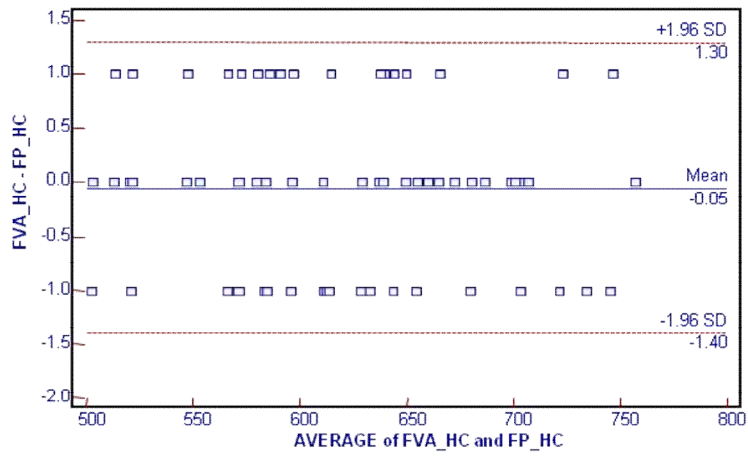


그림 3.6 한 보행주기 동안의 발 중심 수직 속도 곡선

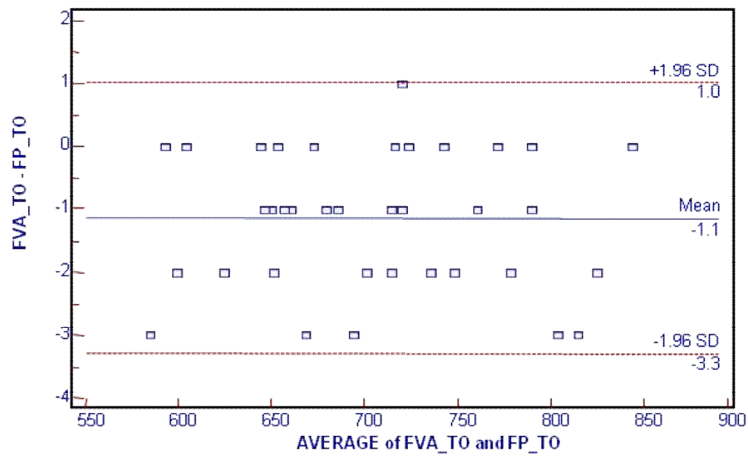
3.2 결과 및 고찰

3.2.1 힘측정판 방법과 FVA 방법 비교 및 검증

정상보행 시 지면반발력(ground reaction force)과 FVA로 검출된 보행주기와 의 시간적 차이를 비교해본 결과 HC는 힘측정판으로 결정된 보행주기보다 -0.0 ± 8.1 ms 전에 검출되었고, TO에서는 -0.1 ± 9.0 ms 전에 검출되었다. 그림 3.7은 힘측정판 검출법과 FVA 검출법에 대한 Bland-Altman plot이다. 두 검출법의 차이는 HC에서는 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 있다.



(a)



(b)

그림 3.7 FVA 검출법과 힘측정판 검출법에 대한 Bland-Altman plot

(a) HC (b) TO

3.2.2 모션 센서를 이용한 보행주기 검출

그림 3.8과 그림 3.9는 보행시 출력되는 센서 출력 곡선과 각 모션 센서로 검출한 보행주기 곡선이며, 그림 3.8은 정상보행 시, 그림 3.9는 편마비보행 시 이다.

3.2.2.1 정상보행시 보행주기 검출

3.2.2.1.1 보행주기 검출 알고리즘

정상보행의 경우 FVA로 검출된 기준 보행주기를 기준으로, 센서 출력 곡선의 특징 정점(peak)들을 이용하여 보행주기를 검출하였다. 기울기센서는 진행 방향(anterior)을 음의 방향으로 설정하여, 시상면(sagittal)에서 볼 때 몸 보다 발이 앞에 위치하면 음의 값, 뒤에 위치하면 양의 값이 출력된다. 기울기센서의 경우 가장 큰 양의 정점으로 TO를 검출하였고, 그 다음에 발생하는 음의 정점으로 HC를 검출하였다. 자이로센서는 시계방향(clockwise rotation)으로 회전시 양의 값이 출력되고, 반 시계방향(counter clockwise rotation)으로 회전시 음의 값이 출력된다. 자이로센서의 경우 음의 정점 이후에 발생하는 첫 번째 양의 정점으로 HC를 검출하였고, 세 번째 양의 정점으로 TO를 검출하였다. 가속도센서는 진행 방향(anterior), 내측방향(medial), 아랫방향(inferior)으로 움직였을 때 양의 값이 출력된다. 전후방향의 경우 두 개의 양의 정점 중 첫 번째 양의 정점을 이용하여 HC를 검출하였고, 두 번째 양의 정점을 이용하여 TO를 검출하였다. 내외방향의 경우 가장 큰 음의 정점으로 HC를 검출하였고, 두 개의 양의 정점 중 두 번째 양의 정점을 이용하여 TO를 검출하였다. 상하방향의 경우 가장 큰 양의 정점 후에 발생하는 작은 음의 정점 중 두 번째 음의 정점으로 HC를 검출하였고, 가장 큰 양의 정점으로 TO를 검출하였다. 정상보행 시 모션 센서로 검출된 보행주기를 FVA로 검출한 기준 보행주기와 비교했을 때의 시간적 차이가 표 3.5에 제시되어 있다.

3.2.2.1.2 타당성 분석

각 모션 센서 검출법의 타당성을 분석하기 위해 센서 검출법으로 검출된 보행 시점과 FVA 검출법으로 검출된 보행시점과의 시간적 차이를 Bland-Altman plot 으로 비교하였다. 표 3.5에 각 검출법의 유효범위 내의 분포율이 제시되어 있으며, 모든 센서 검출법에 대해 타당성이 있다는 것을 확인하였다.

3.2.2.2 편마비보행시 보행주기 검출

3.2.2.2.1 보행주기 검출 알고리즘

편마비보행의 경우 환자군 A와 B군 모두 골반과 엉덩관절 및 무릎관절을 이용하여 환측(affected side) 발을 몸 앞으로 던지듯이 걷는 회선보행(circumduction gait)의 특성을 가지고 있다. 정상보행 시와 마찬가지로 FVA로 검출한 기준 보행주기를 기준으로 환자의 병적 보행시 발생하는 센서의 출력 곡선들의 특징 정점들을 이용하여 보행주기를 검출하였다. 편마비환자의 경우 보행시 몸의 균형이 불안정하고, 환측 발의 수의적인 움직임이 불가능하기 때문에 정상보행 시의 센서 출력 곡선보다 고주파 성분이 많이 섞여 있다는 것을 알 수 있다. 기울기센서에서는 환자군 A와 B 모두 음의 정점을 이용하여 HC를 검출하였고, 양의 정점을 이용하여 TO를 검출하였다. 자이로센서에서는 환자군 A의 경우 이 굴곡을 중심으로 직전에 생기는 양의 정점으로 HC를 검출하였고, 직후에 생기는 음의 정점으로 TO를 검출하였다. 같은 보행 형태로 인하여 환자군 B에서도 크기는 작지만 음의 굴곡이 생기게 되므로 HC는 굴곡 직전의 양의 정점, TO는 굴곡 직후의 음의 정점으로 검출하였다. 가속도센서의 전후방향(AP)에서는 양의 정점을 이용하여 HC를 검출하였고, 양의 정점 직전에 발생하는 가장 큰 음의 정점을 이용하여 TO를 검출하였다. 가속도센서의 내외방향(ML)에서는 가장 큰 음의 정점 후에 발생하는 양의 정점으로 HC를 검출하였고, 큰 양의 정점 후에 발생하는 두 번째 음의 정점으로 TO를 검출하였으며, 상하방향(SI)에서는 기준 전압 부근의 평평한 부분을 중심으로 직전에 발생하는 음의 정점을 이용하여 HC를 검출하였고, 직후에 발생하는 음의 정점을 이용하여 TO를 검출하였다. 편마비보행 시 모션 센서로 검출된 보행주기를 FVA로 검출한 기준 보행주기와 비교했을 때의 시간적 차이가 표 3.5에 제시되어 있다.

3.2.2.2.2 타당성 분석

정상보행과 마찬가지로 각 모션 센서 검출법의 타당성을 분석하기 위해 센서 검출법으로 검출된 보행시점과 FVA 검출법으로 검출된 보행시점과의 시간적 차이를 Bland-Altman plot으로 비교하였다. 표 3.5에 각 검출법의 유효범위 내의 분포율이 제시되어 있으며, 모든 센서 검출법에 대해 타당성이 있다는 것을 확인하였다.

표 3.5 모션 센서 검출법과 FVA 검출법의 시간적 차이와 타당성 분석

	Sensors	Time interval (ms)		Validity (%)		
		(Min. time interval: bold)		(*> 95%)		
		HC	TO	HC	TO	
Normal gait	Tilt sensor	0.9±12.6	147.1±9.7	98.8*	97.6*	
	Gyrosensor	18.4±19.9	-21.0±36.5	96.4*	97.6*	
	Accelerometer	AP	13.8±10.3	-77.1±18.0	100.0*	98.8*
		ML	29.4±4.6	42.4±7.5	97.6*	98.8*
		SI	33.0±12.1	67.0±4.2	98.8*	96.4*
Hemiplegic gait	Tilt sensor	210.3±12.5	120.9±31.5	100.0*	98.8*	
	Gyrosensor	101.7±55.6	15.8±79.2	98.0*	98.6*	
	Accelerometer	AP	136.1±11.0	103.6±95.8	98.8*	100.0*
		ML	243.9±5.3	-87.0±103.1	97.6*	100.0*
		SI	22.2±8.8	-140.0±40.8	100.0*	96.7*
Group B	Tilt sensor	155.6±45.5	-114.4±28.6	98.8*	97.6*	
	Gyrosensor	9.4±20.6	18.1±20.7	100.0*	100.0*	
	Accelerometer	AP	122.5±48.0	-53.3±96.4	96.8*	98.2*
		ML	-214.7±32.6	-133.3±106.1	96.9*	99.1*
		SI	69.4±17.4	-80.0±25.2	96.8*	100.0*

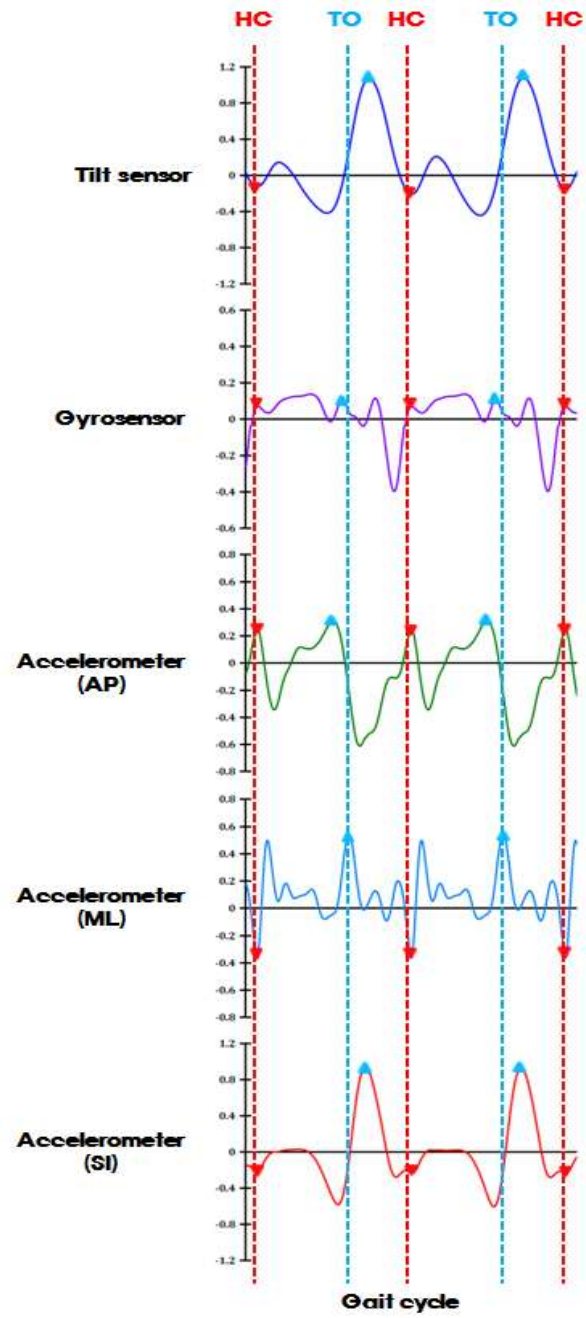
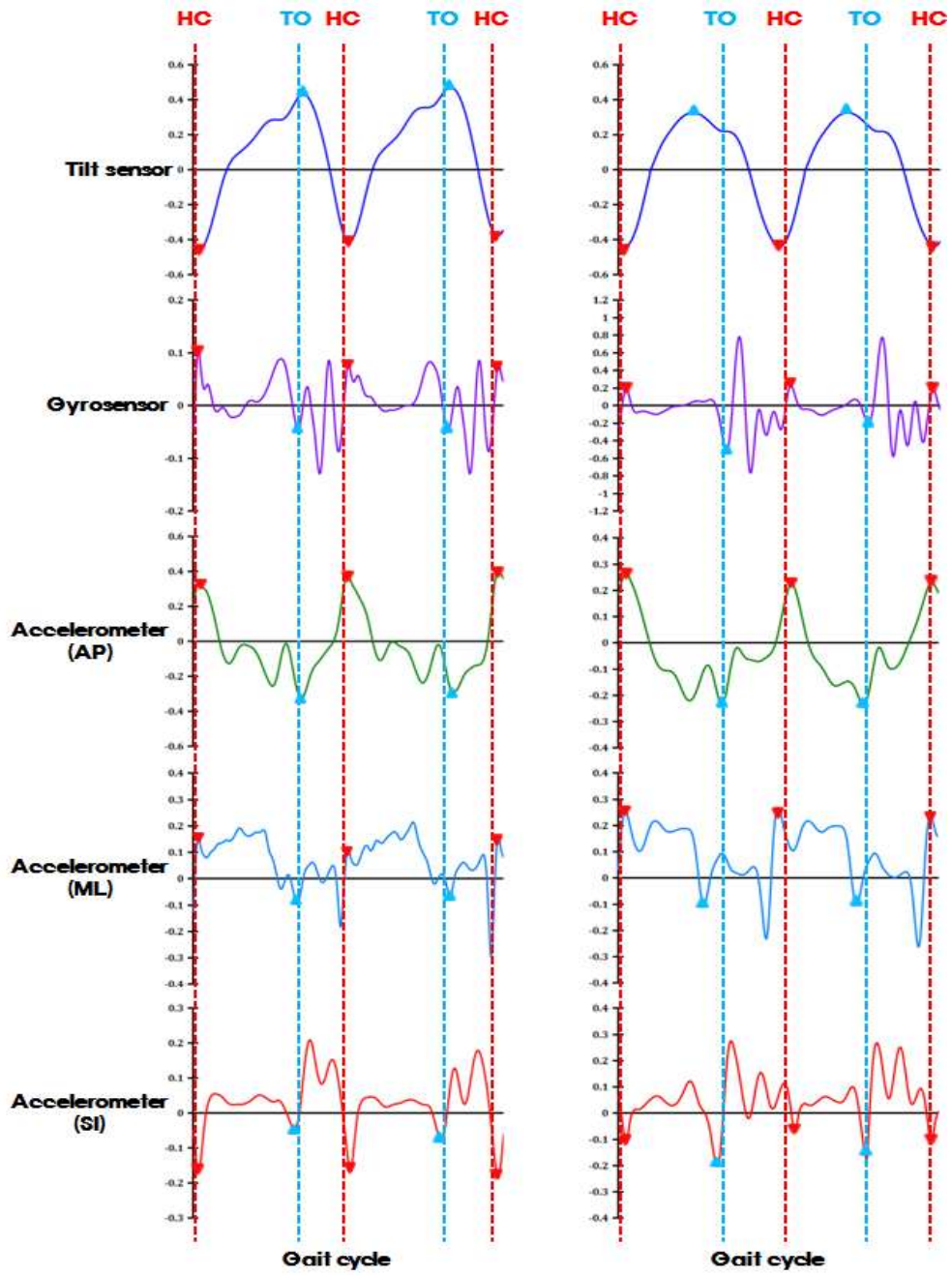


그림 3.8 정상보행시 센서로 검출된 보행주기



(a) (b)
 그림 3.9 편마비보행시 센서로 검출된 보행주기
 (a) 환자군 A, (b) 환자군 B

3.3 결론

본 장에서는 정상보행과 편마비보행 시 모션 센서들의 출력 곡선의 특징 정점을 이용하여 보행주기를 검출하고 기준 보행주기와의 시간적 차이를 비교하였다. 이로부터 각 센서 검출법과 FVA 검출법을 Bland-Altman plot 분석을 통해 타당성을 분석하였다. 정상보행 시 HC는 기울기센서에서(0.9 ± 12.6 ms), TO는 자이로센서에서(-21.0 ± 36.5 ms) 가장 작은 오차로 검출되었다. 편마비보행 시 환자군 A(분속수: 34.5 steps/min, 회선보행)의 경우 HC는 가속도센서 상하방향(22.2 ± 8.8 ms), TO는 자이로센서(15.8 ± 79.2 ms)에서 가장 작은 오차로 검출되었고, 환자군 B(분속수: 69.4 steps/min)의 경우 HC와 TO 모두 자이로센서(9.4 ± 20.6 ms), (18.1 ± 20.7 ms)에서 가장 작은 오차로 검출되었다. 이를 통해 모션 센서를 이용한 보행주기 검출방법은 정상보행과 편마비보행 모두에서 타당하였으며 모션 센서(기울기센서, 자이로센서, 가속도센서)를 이용한 보행주기 검출법이 삼차원 동작분석 시스템을 대체할 수 있음을 검증하였다.

보행주기 검출 모션 센서 선별 실험 결과 편마비보행에서 자이로센서가 가장 적은 시간 오차로 보행주기를 검출하였으나, 본 연구에서 개발될 보행보조 FES 시스템은 사용자의 편리성과 적용성 그리고 기존의 풋 스위치기반의 FES 시스템이 가지고 있는 유선 및 부착 위치에 따른 검출율의 가변성 문제를 해결하기 위해 자극부와 검출부를 일원화시킨 통합형시스템으로 설계하였기 때문에 발뒤꿈치 위치에 부착한 자이로센서의 대안으로 가속도센서의 수직성분을 선택하고 단일 센서 시스템 보다 정확한 동작 시점을 결정하기 위하여 기울기센서와 통합된 조합센서 시스템을 선정하였다.

제 4 장 FES 보행보조 알고리즘 개발

4.1 FES 자극 신호 검출 알고리즘

개발된 보행보조 FES는 자극 시점 검출을 위해 가속도센서 수직성분과 기울기센서의 출력 전압을 이용하였다. 그림 4.1은 개발된 보행보조 FES 시스템 흐름도이다. 사용자가 FES 시스템을 착용 후 calibration mode에서 20초 동안 보행을 할 때 가속도센서의 수직성분을 사용하여 자극 On/Off 시점의 기준이 되는 HC, TO 시점을 검출한다. HC는 발이 땅바닥에 닿을 때 기계적 충격에 의해 순간적으로 크게 발생하는 상향 가속도 성분을 사용하여 검출하였고, TO는 발들림을 위한 하퇴의 들림으로 인하여 발생하는 완만한 상승 가속도 성분을 사용하여 검출하였다. 20초의 보행 동안 가속도센서 수직성분의 peak 값으로 검출된 HC, TO시의 기울기센서 출력 전압의 평균을 계산하여 On average 값과 Off average 값을 1차적으로 생성한 뒤, On average 값과 Off average 값의 차이를 각 각에서 20%씩 줄여서 On threshold 값과 Off threshold 값을 설정하게 된다. 자극 시점 검출 알고리즘 다이어그램이 그림 4.2에 제시되어 있다.

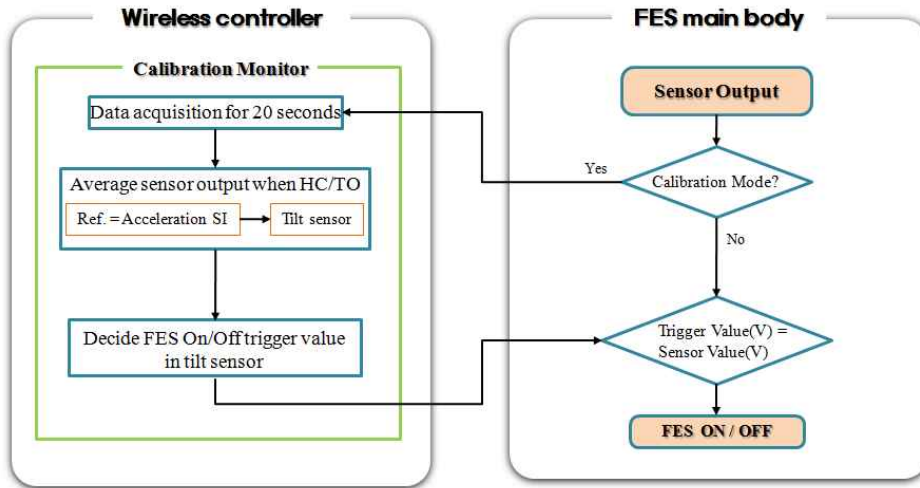


그림 4.1 개발된 보행보조 FES 시스템 흐름도

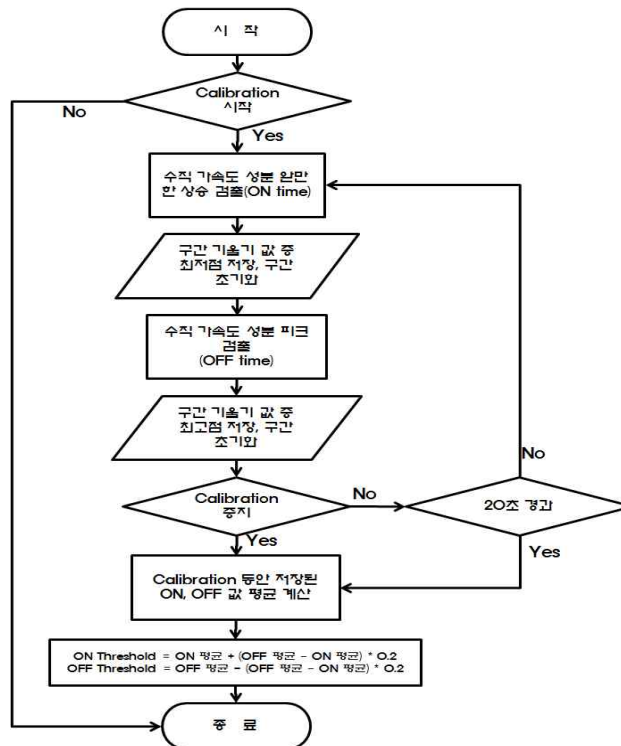


그림 4.2 개발된 보행보조 FES 자극 시점 검출 알고리즘

제 5 장 범용 FES 메인 시스템 개발

본 연구를 위해 그림 5.1과 같이 뇌손상 환자의 보행 시 발끝림을 개선하기 위한 보행보조 기능적 전기 자극(FES) 시스템을 개발하였다.

보행보조 FES 시스템은 센서신호 분석을 통한 보행 주기 검출 및 보행 보조를 위한 FES 출력을 담당하는 메인 FES 시스템과, 키입력을 통한 시스템 설정 및 제어, 디스플레이를 위한 리모트컨트롤 시스템, 하지 자극 근육에 FES 전기 신호를 전달하는 일체형 전극 시스템으로 구성된다. 메인 FES 시스템은 보행주기 검출을 위한 센서부, 무선 제어신호 수신을 위한 블루투스모듈, FES 출력을 위한 고전압 생성기 및 FES 파형 생성기, 시스템 제어를 위한 마이크로프로세서, 전원부로 구성된다. 리모트컨트롤 시스템은 외부 명령 입력을 위한 기능키, 상태 표시를 위한 디스플레이 LCD, 메인 FES 시스템에 무선 제어 신호 송수신을 위한 블루투스 모듈, 전원부로 구성된다. 일체형 전극 시스템은 하지 근육 자극을 위한 2접점 전극, 메인 FES 시스템의 탈부착 및 전기적 통전을 위한 스냅 연결부, 하지에 견고하게 부착하기 위한 접착 패드가 결합된 일체형 전극 패드형태로 구성된다.

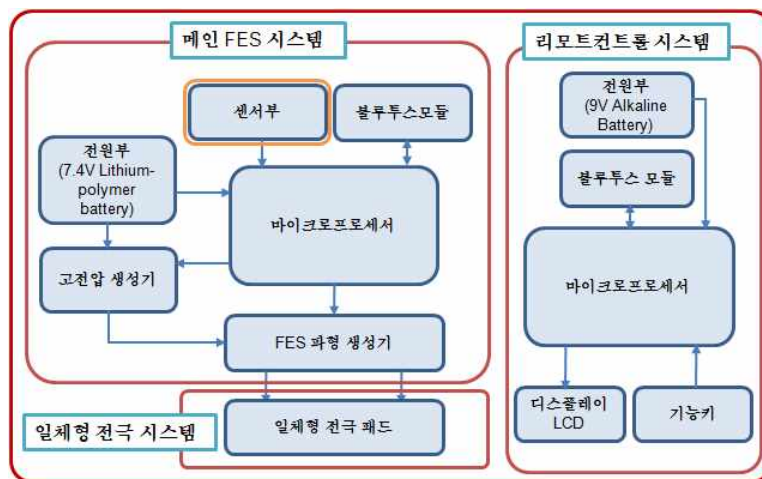


그림 5.1 보행보조 FES 시스템 구성도

5.1 하드웨어

5.1.1. FES 메인 시스템

FES 메인 시스템을 구성하기 위해 그림 5.2와 같이 FES 메인 시스템 회로를 설계하였다. FES 메인 시스템 제어를 위한 마이크로프로세서는 센서 출력 신호의 A/D 변환을 위한 10비트 A/D 컨버터가 내장되어 있으며 고전압 발생부 제어를 위한 8비트 PWM(Pulse width modulation) 기능이 있는 ATmega 128 8비트 마이크로프로세서를 사용하였다. 고전압발생기는 N-Channel MOSFET를 사용한 승압형 DC/DC Converter로 마이크로프로세서의 PWM 제어를 통해 5V DC 전압을 최대 100V DC 전압으로 변환시켜 FES 파형 생성기 전달하는 역할을 한다.

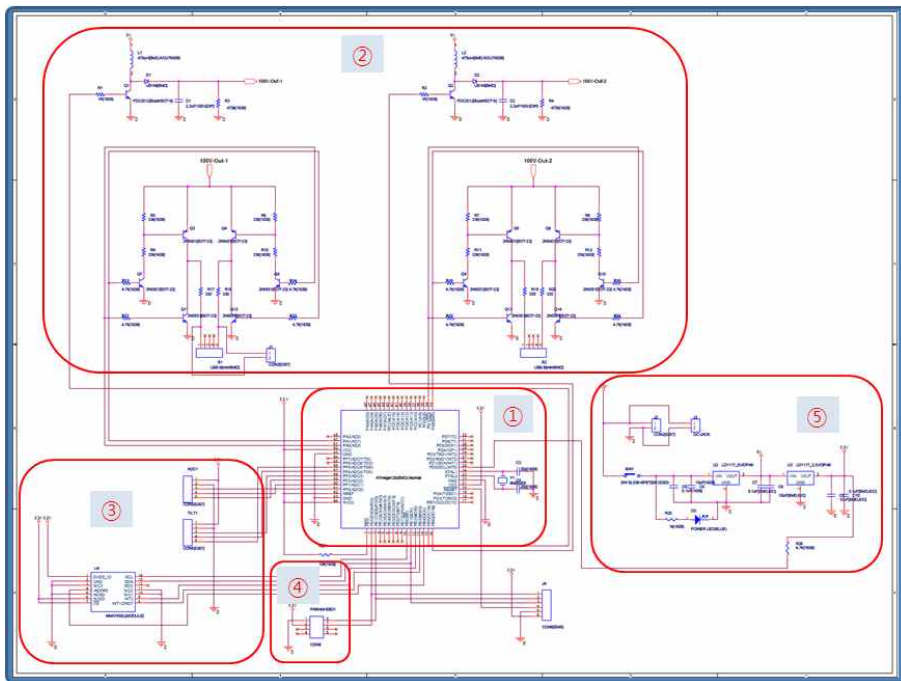


그림 5.2 FES 메인 시스템 회로도

FES 파형 생성기는 고전압 발생기에서 출력되는 최대 100V 고전압을 제어하기 위하여 H-Bridge driver 회로를 적용하였으며, 마이크로프로세서의 포트 제어를 통하여 Mono-phasic 및 Bi-phasic 파형을 다양한 주파수 및 주기로 생성할 수 있도록 설계하였다. 보행주기 검출을 위한 센서부는 가속도 센서 및 기울기 센서로 구성된다. 보행시의 하지의 가속도 및 기울기 신호는 A/D 변환을 통해 디지털 신호로 변환되어 마이크로프로세서로 전달되며 보행분석 알고리즘에 의해 실시간으로 분석되어 최적의 FES 자극 출력 시점을 결정하는데 사용된다. 메인 FES 시스템은 하지에 부착되어 사용되기 때문에 사용 중에 시스템을 제어하기 불편하며 이러한 문제점을 해결하기 위해 별도의 리모트컨트롤 시스템을 통해 무선으로 메인 FES 시스템을 제어할 수 있도록 설계하였다. 무선 통신모듈은 30M의 작동 거리를 갖는 Parani ESD200 블루투스 모듈을 사용하였다. 전원은 7.4V 리튬-폴리머 충전지를 사용하여 3.3V 및 5V DC 전원으로 변환하여 사용할 수 있도록 설계하였다. 표 5.1은 설계된 FES 메인 시스템의 각부 주요 사양 및 기능이다.

표 5.1 FES 메인 시스템 각부 주요 사양 및 기능

번호	항목	주요 설계 사양 및 기능
①	마이크로 프로세서	<ul style="list-style-type: none"> · ATmega128 AVR 8비트 마이크로프로세서 · 8MHz clock frequency, 10비트 A/D Converter, 8비트 PWM · 보행 주기 검출 알고리즘에 따른 입력 센서 신호 실시간 분석 · 고전압 발생기 및 파형 생성기 제어를 통한 출력 제어 · 블루투스 무선모듈을 통한 리모트컨트롤 신호 수신
②	고전압 발생기	<ul style="list-style-type: none"> · PWM신호에 의해 제어되는 N-Channel MOSFET(FDC2512)를 사용한 승압형 DC/DC converter · 최대 100V DC 전압 생성
	파형 생성기	<ul style="list-style-type: none"> · Transistor을 사용한 High voltage H-Bridge driver · Mono-phasic, Bi-phasic 파형 생성
③	센서부	<ul style="list-style-type: none"> · 기울기센서, 가속도센서를 사용한 보행 주기 검출
④	블루투스 송수신모듈	<ul style="list-style-type: none"> · Parani ESD200(30M 작동 거리) · 무선 통신을 통한 제어신호 수신
⑤	전원부	<ul style="list-style-type: none"> · 7.4V 리튬-폴리머 충전지 · 3.3V, 5V DC 변환하여 사용

그림 5.3은 제작된 FES 메인 시스템 보드 및 케이스 외관이다. 제작된 FES 메인 시스템은 독립된 2채널의 출력 채널을 가지고 있으며 Mono-phasic 및 Bi-phasic 전기 자극 출력이 가능하다. 출력 주파수는 1~100Hz, 출력 펄스폭은 20~500 μ s 범위 내에 출력이 가능하며 최대 100mA 전류 출력이 가능하다. 사용자가 다양한 형태의 전기 자극 패턴을 설정해 사용할 수 있도록 Ramp up time, On time, Ramp down time, Off time, Frequency, Pulse duration, 출력 전류 강도, 치료 시간 등의 파라미터 설정이 가능하도록 제작하였으며, 보행 분석 알고리즘에 사용되는 최적 자극 시점 검출을 위한 임계값도 사용자가 설정할 수 있도록 하여 환자의 상태에 따라 최적의 보행 주기 분석이 가능하도록 제작하였다. 보드 크기는 가로 5.5cm, 세로 6.5cm, 높이 1.5cm로 소형으로 제작 하였으며 케이스에 고정 끈을 연결하여 사용함으로써 하지에 일체형 전극 시스템과 스냅 연결을 통해 1차 부착된 메인 FES 시스템이 좀 더 견고하게 부착이 가능하도록 제작하였다.



그림 5.3 제작된 FES 메인 시스템 보드 및 케이스 외관

5.1.2. 리모트컨트롤 시스템

리모트컨트롤을 위해서 그림 5.4와 같이 회로를 설계하였다. 리모트컨트롤 시스템 제어를 위한 마이크로프로세서는 상태 표시를 위하여 디스플레이 LCD 제어를 위한 4 × 25 Segment LCD Driver가 내장되어 있는 ATmega 169P 8비트 마이크로프로세서를 사용하였다. 6개의 기능키를 통해 메인 FES 시스템의 동작 제어, 출력 자극 강도 및 시간, 모드 제어, 출력 자극 파형 구성 파라미터 설정, 보행 주기 검출용 임계값 설정 등이 가능하다. 무선 통신을 위하여 Parani ESD200 블루투스 모듈을 사용하였으며 디스플레이 LCD를 통해 시스템 설정 및 동작 상태를 확인 할 수 있다. 전원은 9V 알카라인 배터리를 사용하였다. 표 5.2는 리모트 컨트롤 시스템 각부 주요 사양 및 기능을 설명하고 있고, 그림 5.5는 제작된 리모트 컨트롤 시스템 보드 및 케이스 외관이다.

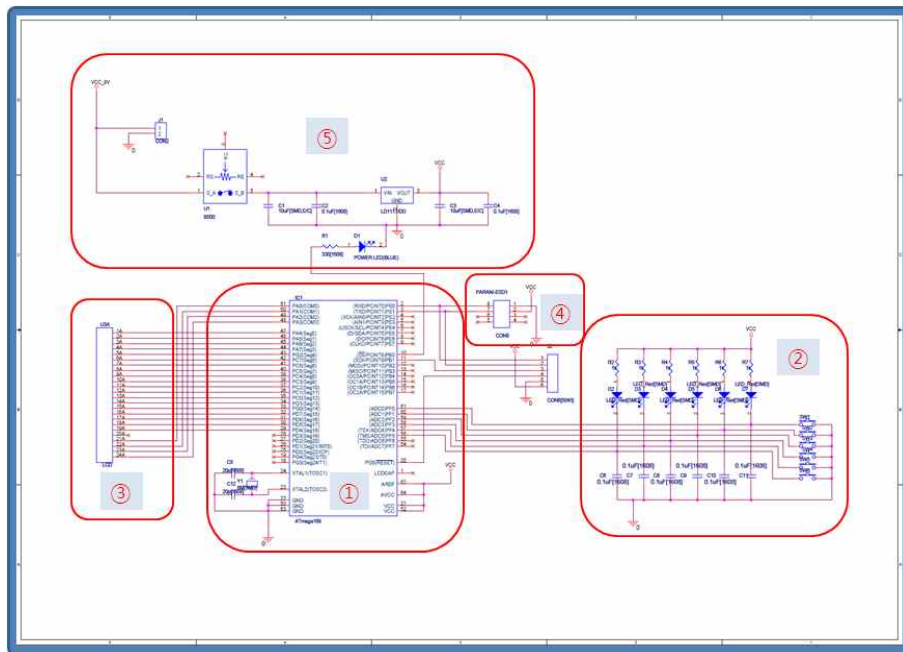


그림 5.4 리모트컨트롤 시스템 회로도

표 5.2 리모트컨트롤 각부 주요 사양 및 기능

번호	항목	주요 설계 사양 및 기능
①	마이크로 프로세서	· ATmega169P Low-power AVR 8비트 마이크로프로세서
		· 8MHz clock frequency, 4X25 Segment LCD Driver
②	기능키	· 기능키입력 및 디스플레이 LCD 제어
		· 블루투스 무선모듈을 통한 제어 신호 송수신
③	디스플레이 LCD	· 출력 자극 강도 및 시간, 모드 조절
		· 출력 자극 파형 구성 파라미터 설정
④	블루투스 송수신모듈	· 보행 주기 검출용 임계값 설정
		· 동작모드, 출력강도, 동작시간, 구성 파라미터, 보행 주기 검출용 임계점, 전지 잔량 등 표시
⑤	전원부	· Parani ESD200(30M 작동 거리)
		· 무선 통신을 통한 제어 신호 송수신
⑤	전원부	· 9V 알카라인 배터리
		· 3.3V MCU & System Power Source



그림 5.5 리모트컨트롤 시스템 보드 및 케이스 외관

5.1.3. 일체형 전극 시스템

일체형 전극 시스템은 자극 부위인 하지에 부착되어 패드 부착 한번으로 정확한 자극 근육 부위에 두 전극이 위치할 수 있도록 일체형으로 설계된 보행보조 FES 전용 전극 패드이다.

그림 5.6의 일체형 전극 시스템은 메인 FES 시스템이 부착되는 스냅 연결부와 스냅연결부를 통해 전달되는 전기 자극 신호를 근육에 전달하는 근자극용 전극, 하지에 부착하기 위한 접착 패드로 구성된다. 스냅 연결부는 부식 방지를 위해 SUS304 재질을 사용하였으며 근자극용 전극에 압착되어 전기적으로 연결되어 있다. 근 자극용 전극은 Carbon + Ag/AgCl 재질의 도전성 시트에 하이드로겔이 부착된 형태이며 전기 자극 전달 뿐만 아니라 근전도 측정도 가능하도록 설계되었다. 접착 패드는 Non-woven fabric 재질에 의료용 접착제가 도포되어 있어 견고하게 하지에 부착 가능하다. 일체형 전극에서 스냅간 거리는 30mm, 접착패드의 크기는 200mm × 225mm, 근 자극용 전극의 크기는 각각 40mm × 40mm, 60mm × 50mm로 설계하였다.



그림 5.6 일체형 전극 시스템 구성도

5.2 소프트웨어

본 연구에서 개발한 FES 시스템을 구동시키기 위하여 C 언어 기반의 통합개발환경(integrated development environment, IDE)을 제공하는 CodeVisionAVR (HP InfoTech S.R.L., Bucharest, Romania)을 이용하였다. FES 시스템의 소프트웨어는 보행주기검출 알고리즘과 전기자극 알고리즘으로 나누어진다. 보행주기검출 알고리즘은 4장에서 개발한 내용을 그대로 이용하였고, 따라서 본 장에서는 전기자극 알고리즘에 대해서만 기술할 것이다.

일반적으로 전기 자극 파형에 관련된 파라미터는 그림 5.7과 같이 상승시간(ramp up time), 동작시간(on time), 하강시간(ramp down time), 휴지시간(off time), 주파수(frequency), 펄스지속시간(pulse duration), 자극강도(intensity), 파형(pulse type) 등으로 표현할 수 있다.

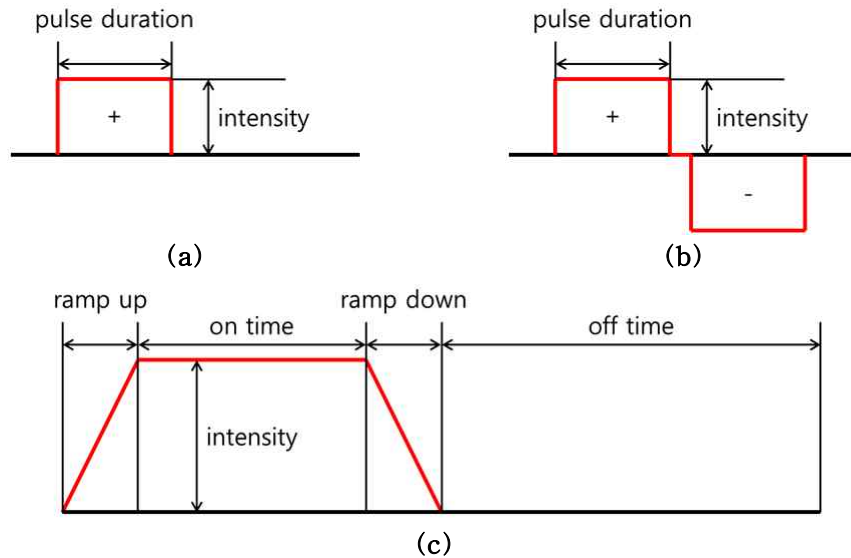


그림 5.7 전기 자극 파라미터에 대한 정보

(a) Mono-phasic pulse, (b) Bi-phasic pulse, (c) 1 cycle of stimulation

전기 자극 파라미터는 각 근육 부위별 또는 치료 목적에 따라서도 서로 다른 값을 가지므로, 목적에 따라 변형이 가능한 것이 범용성을 갖기에 유리하다. 따라서 그림 5.8과 같이 각 채널에 대한 파라미터 정보를 저장할 수 있는 구조체(struct)를 선언하였다.

자극강도는 PWM 기능을 이용하여 평균 전압이 0V부터 5V까지 제어를 하여 고전압 발생기에서 0V부터 100V까지 발생하도록 하였다. 파형은 일상(mono-phasic) 출력과 이상(bi-phasic) 출력이 가능하도록 하였고, 펄스지속시간은 지연(delay) 함수를 이용하여 0 μ s부터 500 μ s까지 유지할 수 있도록 하였다. 동작시간은 그림 5.9의 전기 자극 발생 함수의 흐름도에서 볼 수 있듯이 최소한 상승시간과 하강시간의 합보다 크거나 같도록 제한을 두었고, 휴지시간은 설정한 만큼 또는 다음 자극이 들어오기 전까지로 설정하였다. 주파수는 1Hz에서 100Hz까지 다양하게 설정할 수 있도록 하였고, 이 모든 파라미터가 저장되어 있는 Channel 구조체를 함수의 파라미터로 넣어줌으로써 자극을 발생시키도록 하였다.

고전압 발생기를 이용하여 5V이하의 전압으로 최대 100V 전압을 발생시켜 충분한 자극강도를 얻는 것은 이득이지만, 전기 자극을 주지 않을 때에도 승압된 상태를 유지하게 되면 시스템의 전력 소모가 크므로 배터리를 장시간 이용하는 데 효율적이지 않음을 확인하였다. 따라서 그림 5.10과 같이 펄스를 생성하기 전에 전압을 증폭시키고 펄스를 제거한 후에 전압을 낮추어 전력 소모를 최소화하였다.

```
typedef struct
{
    unsigned int operation_time;    /* 동작시간
    unsigned int pulse_type;       /* 파형
    unsigned int intensity;        /* 자극강도
    unsigned int frequency;        /* 주파수
    unsigned int duration;         /* 펄스지속시간
    unsigned int ramp_up_time;     /* 상승시간
    unsigned int ramp_down_time;   /* 하강시간
    unsigned int on_time;          /* 동작시간
    unsigned int off_time;         /* 휴지시간
}Channel;
```

그림 5.8 Channel 구조체 선언

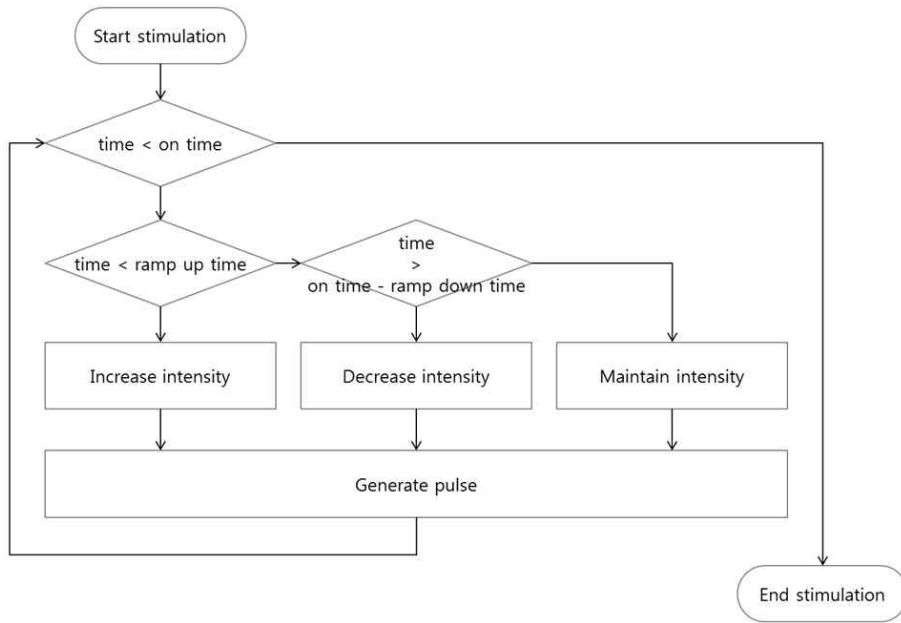


그림 5.9 전기 자극 발생 함수의 흐름도

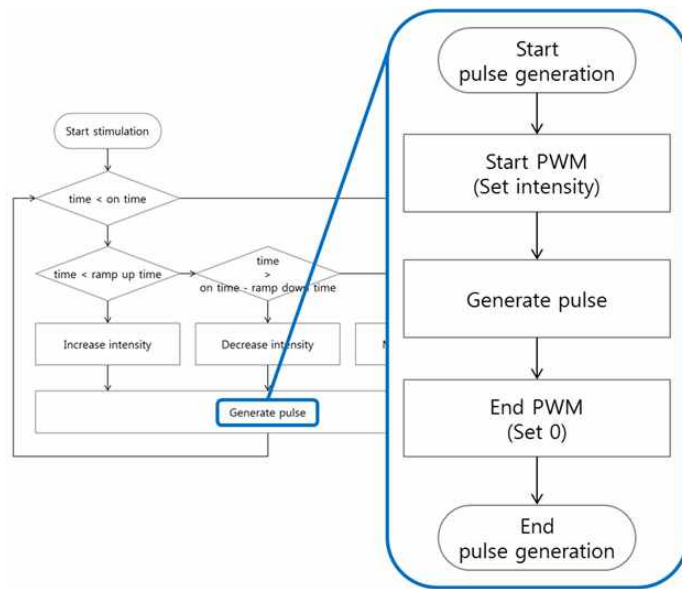


그림 5.10 펄스 생성 함수의 흐름도

5.3 결과

그림 5.11은 구현된 보행보조 FES 시스템 적용 모식도이다. 일체형 전극 시스템이 환자의 하지에 정확히 부착된 후 메인 FES 시스템이 스냅 압착에 의해 부착된 후 고정 벨트를 통해 단단히 고정되며 리모트컨트롤 시스템에 의해 메인 FES 시스템이 제어되어 환자의 보행 분석 및 FES 자극이 인가된다. 그림 5.12는 전체 시스템 구성품 외관이다.



그림 5.11 구현된 보행보조 FES 시스템 적용 모식도

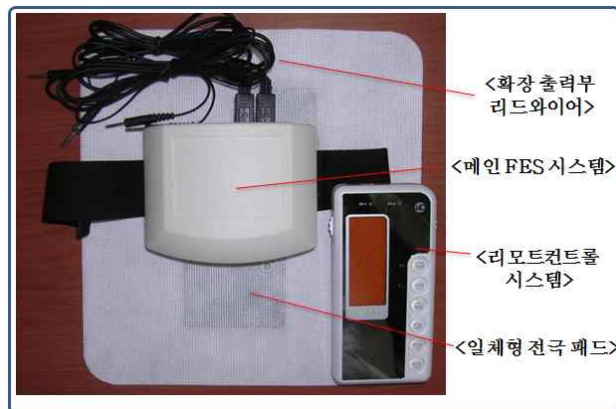
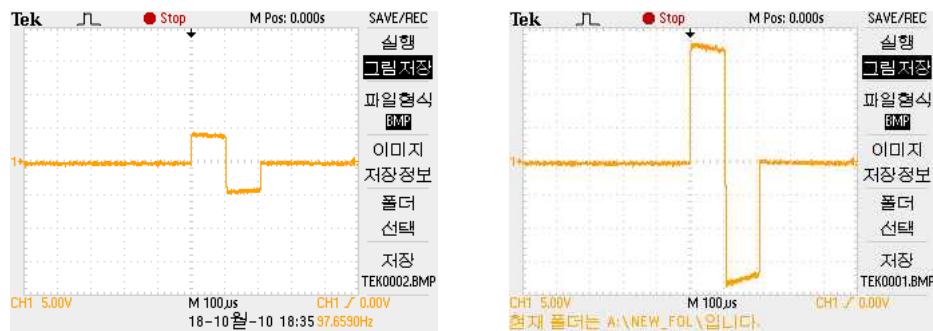


그림 5.12 전체 시스템 구성품 외관

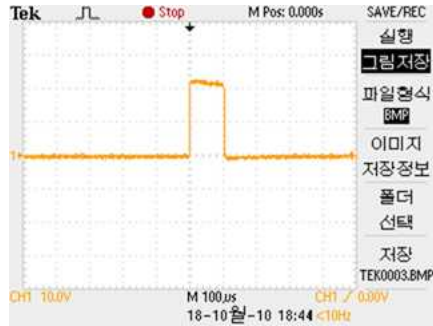
개발된 FES 시스템의 출력이 프로그램으로 설정한 대로 출력되는지 확인하기 위하여 채널의 출력 단자에 의사부하 무유도 저항 1kΩ을 연결하여 양단의 전압과형을 측정하였다. 그림 5.13은 펄스지속시간을 100 μ s로 고정시키고 자극강도를 5V와 20V로 달리 했을 때 결과를 보여준다. 그림 5.14는 자극강도를 15V로 고정시키고 펄스지속시간을 100 μ s와 200 μ s로 달리 했을 때의 결과이며, 그림 5.15는 4종류의 일상과 이상의 조합으로 가능한 출력을 보여준다.



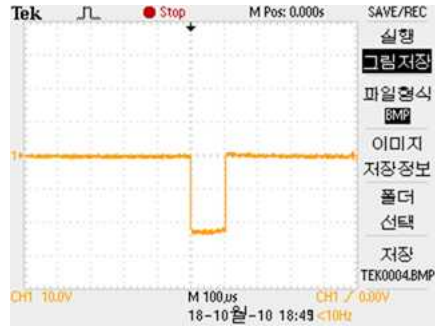
(a) (b)
 그림 5.13 자극 강도를 변화시켰을 때의 결과
 (a) 5V, (b) 20V



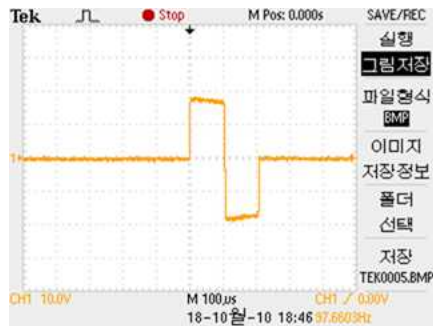
(a) (b)
 그림 5.14 펄스 지속 시간을 변화시켰을 때의 결과
 (a) 100 μ s, (b) 200 μ s



(a)



(b)



(c)



(d)

그림 5.15 4 종류의 서로 다른 출력 파형 모드

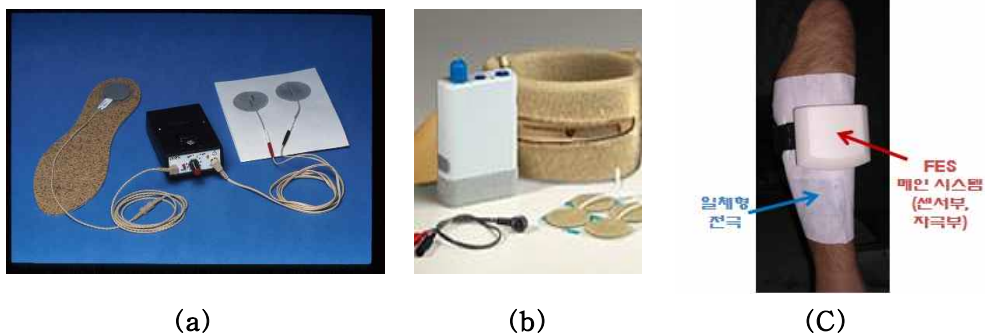
- (a) Positive mono-phasic pulse, (b) Negative mono-phasic pulse,
(c) Positive-negative bi-phasic pulse, (d) Negative-positive bi-phasic pulse

제 6 장 개발된 FES 시스템 평가

6.1 방법

개발된 보행보조 FES 시스템을 평가하기 위해 대표적으로 사용되는 보행보조 FES 시스템 중 두 가지를 선정하여 편마비보행시 FES 자극 신호 검출율과 삼차원 동작분석 시스템을 이용한 kinematic data를 비교 분석하였다. 개발된 시스템과 비교하기 위해 선정된 기존 보행보조 FES 시스템은 그림 6.1(a)의 풋 스위치 기반의 보행보조 FES 시스템(시스템 1 : ODFS, Ackofin Inc., UK)과 그림 6.1(b)의 기울기센서 기반의 보행보조 FES 시스템(시스템 2 : WalkAide2, Neuromotion, Canada)이다. 그림 6.1(c)는 개발된 FES 시스템의 착용 모습이다.

FES 보행 실험을 위해 표 3.2의 편마비환자 4명을 대상으로 15m 평지 보행을 각 시스템 당 10회 실시하였고, 시스템의 영향과 근피로의 영향을 최소화하기 위해 시스템 적용 간 30분의 휴식 시간을 가지고 FES 시스템을 랜덤으로 적용하였다. 또한, FES 보행시 시스템 간 자극 신호 검출율을 비교 분석하기 위해 각 FES 시스템의 자극 시점 검출 센서 시스템 출력신호와 FES 자극 신호를 삼차원 동작분석 시스템의 아날로그 박스에 연결하여 동기화하였다. 각 시스템 간 자극 시점 검출율에 대해 ANOVA 통계분석을 실시하였다.



(a)

(b)

(c)

그림 6.1 보행보조 FES 시스템

(a) 시스템 1(ODFS), (b) 시스템 2(WalkAide2), (c) 개발된 시스템

6.2 결과 및 고찰

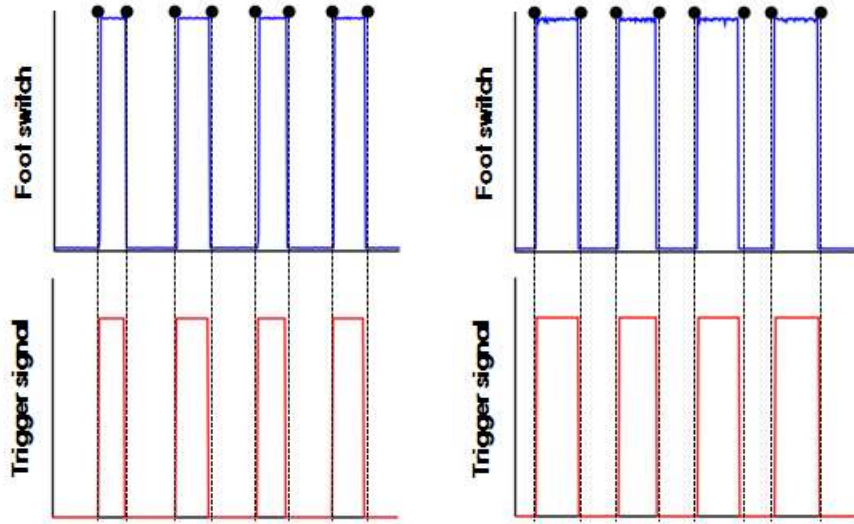
6.2.1 FES 자극 신호 발생율

세 가지 보행보조 FES를 착용 후 편마비보행시 각 시스템의 자극 시점 검출 센서 시스템의 출력 곡선과 검출된 자극 trigger 신호가 그림 6.2(시스템 1), 그림 6.3(시스템 2), 그림 6.4(개발된 시스템)에 제시되어 있다. 시스템 1은 환자의 발뒤꿈치 부분에 부착된 풋 스위치의 신호를 이용하여 보행시 발뒤꿈치가 지면에 닿을 때와 떨어질 때를 검출하는 알고리즘을 통해 자극 신호가 발생된다. 세 가지 시스템 중 가장 간단한 알고리즘을 사용하지만 풋 스위치가 환자의 발바닥과 지면이 닿는 정확한 부분에 위치하지 않으면 자극이 발생하지 않거나 자극 신호 발생시 실제 보행과 시간 차이(time delay)가 발생하게 되며, 장시간 환자의 체중이 인가되거나 보행시 발바닥과 지면의 불안정한 접촉 상태(슬립현상)가 발생하여 센서의 오작동 및 손상 문제가 발생하는 문제점을 가지고 있다. 편마비보행시 시스템 1의 자극 신호 발생율은 환자군 A 82.2 %, 환자군 B 83.8 % 이다. 시스템 2는 환자의 발뒤꿈치 부분에 위치한 풋 스위치가 On/Off 될 때 정강이(tibia) 부분에 위치한 기울기센서의 출력 전압을 이용하여 On/Off threshold를 설정하는 알고리즘으로 자극 신호를 검출한다. 초기 calibration 과정에서 풋 스위치를 사용하지만 threshold 값을 결정하는 기준 신호로 풋 스위치의 On/Off 신호를 사용하기 때문에 풋 스위치가 가지고 있는 제한점을 가지고 있으며, 불안정하고 불규칙적인 편마비보행의 특성상 기울기센서의 출력 전압이 설정된 On/Off threshold 값에 미치지 못하여 자극이 발생하지 않는 문제점을 가지고 있다. 편마비보행시 시스템 2의 자극 신호 발생율은 환자군 A 82.6 %, 환자군 B 93.4 % 이다. 개발된 시스템은 정강이 부분에 위치한 가속도센서의 수직방향 출력 신호 중 발뒤꿈치가 지면에 닿을 때와 발이 땅에서 들릴 때 발생하는 상향 peak점을 기준으로 하며, 이때 정강이 부분에 위치한 기울기센서의 출력전압의 peak점 평균값으로 산출한 On/Off threshold 사이의 60%를 최종 On/Off threshold로 설정하는 알고리즘을 이용하여

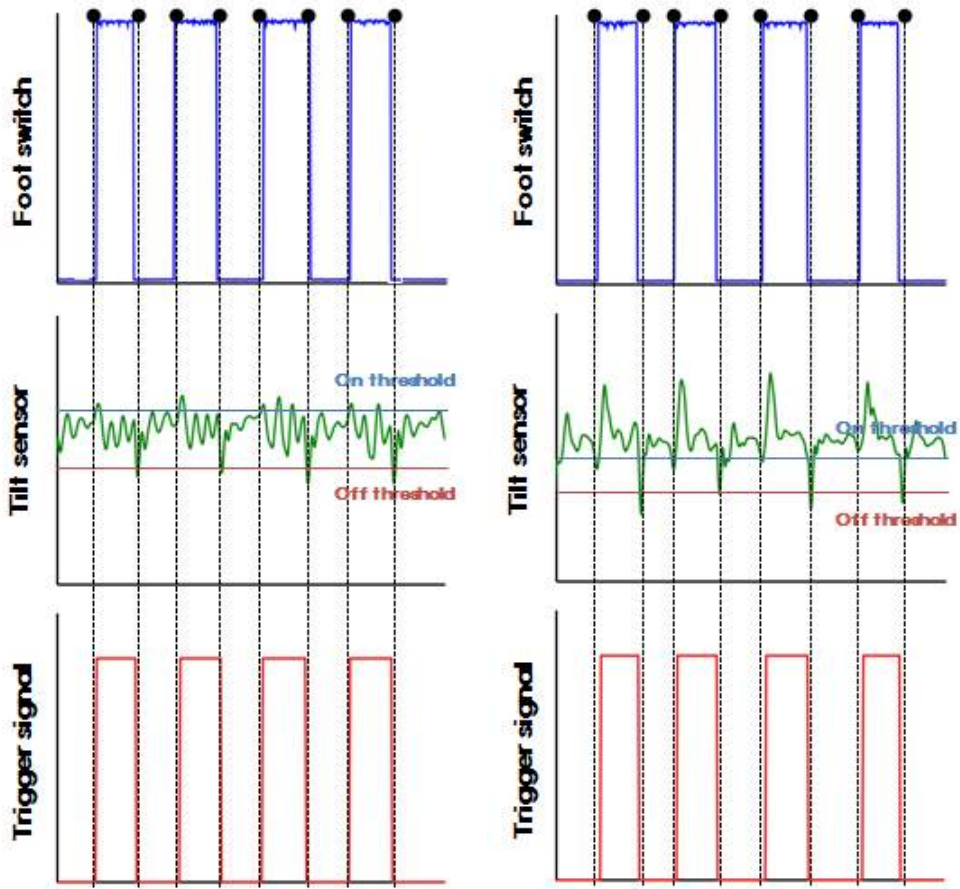
자극 시점을 검출한다. 따라서, 풋 스위치 사용과 센서의 출력 전압이 threshold 값에 미치지 못하여 발생하는 기존의 2가지 시스템의 문제점을 보완하였다. 편마비 보행시 개발된 시스템의 자극 신호 발생률은 환자군 A 89.2 %, 환자군 B 97.1 % 이다. 각 시스템의 환자 집단별 자극 신호 검출율은 표 6.1에 제시되어 있다. 시스템 간 자극 신호 검출율 비교 결과 환자군 A에서는 통계적으로 유의한 차이는 나타나지 않았으나 개발된 시스템의 검출율이 가장 높았다. 환자군 B에서는 시스템 2가 시스템 1보다 통계적으로 유의하게 높았고($p = 0.000$), 개발된 시스템과 시스템 2는 유의한 차이는 나타나지 않았으나 개발된 시스템의 검출율이 가장 높았다. 환자군 A와 환자군 B 모두를 고려하였을 때 시스템 2가 시스템 1보다 통계적으로 유의하게 높았고($p = 0.007$), 개발된 시스템이 시스템 2보다 통계적으로 유의하게 높았다($p=0.049$).

표 6.1 보행보조 FES 시스템의 환자 집단별 자극 신호 검출율

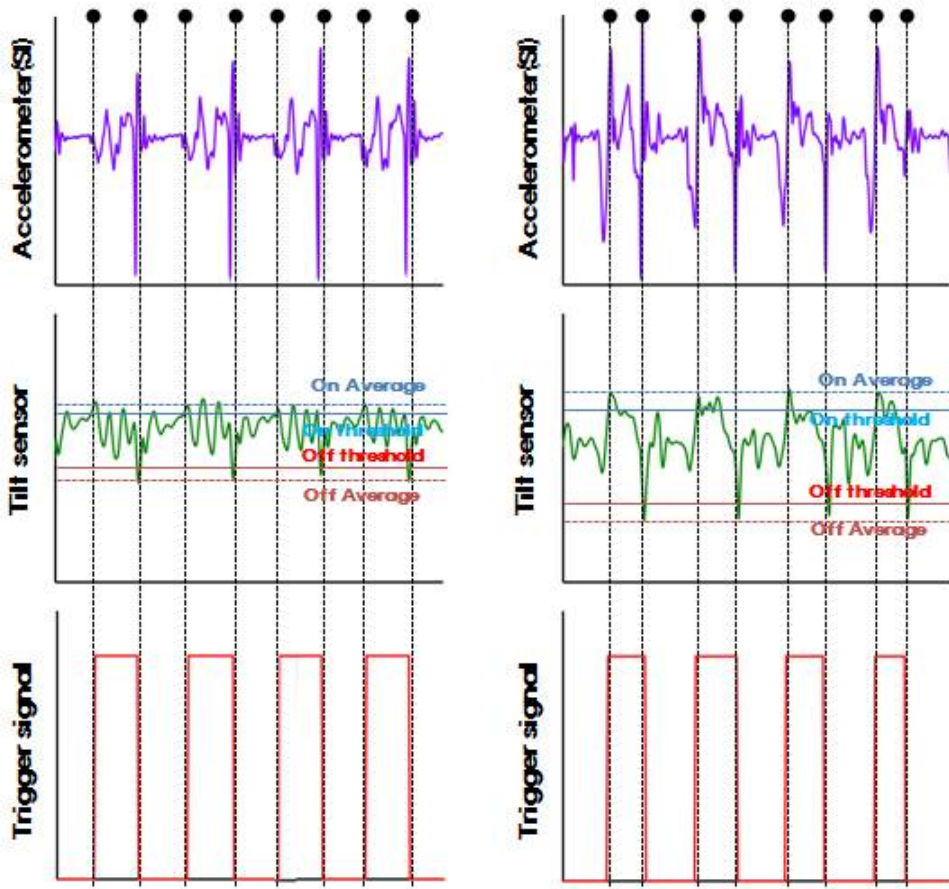
	환자군 A			환자군 B			
	Steps	Success	Success rate (%)	Steps	Success	Success rate (%)	
Existing system 1 (Footswitch)	365	300	82.2	340	285	83.8	* * *
Existing system 1 (Footswitch + Tilt sensor)	345	285	82.6	305	285	93.4	
Developed system (Accelerometer + Tilt sensor)	370	330	89.2	340	330	97.1	



(a) (b)
 그림 6.2 편마비보행시 자극 trigger 신호 검출 (시스템 1)
 (a) 환자군 A, (b) 환자군 B



(a) (b)
 그림 6.3 편마비보행시 자극 trigger 신호 검출 (시스템 2)
 (a) 환자군 A, (b) 환자군 B



(a)

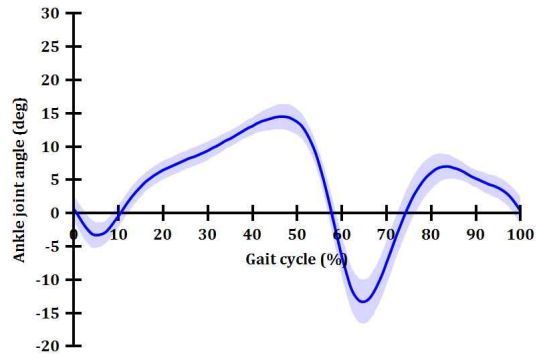
(b)

그림 6.4 편마비보행시 자극 trigger 신호 검출 (개발된 시스템)

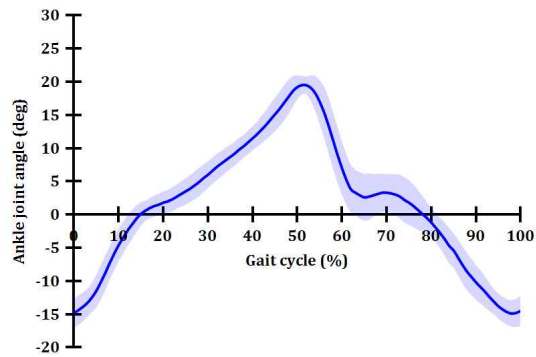
(a) 환자군 A, (b) 환자군 B

6.2.2 Kinematic data 분석

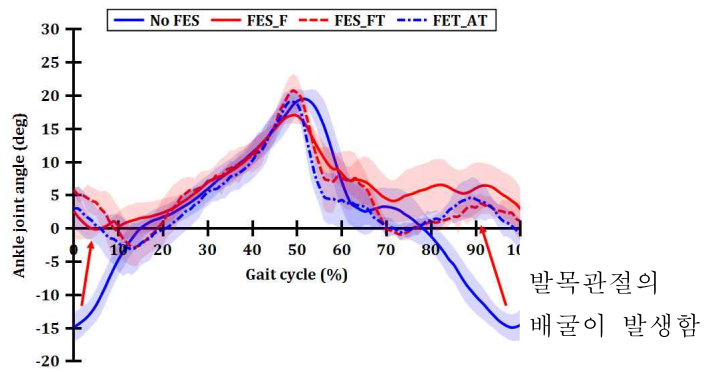
편마비보행시 시상면에서의 발목관절 각도가 그림 6.5에 제시되어 있다. 그림 6.5(a)는 정상보행시 발목관절 각도, 그림 6.5(b)는 FES 자극을 받지 않은 편마비 환자의 환측 발목관절 각도이다. 그림 6.5(c)는 세 가지 보행보조 FES 시스템 자극을 받은 편마비환자의 환측 발목관절 각도이다. 발목관절 각도 그래프에서 0°는 발과 하퇴가 수직으로 되어있는 상태이며, 음의 각도는 저굴(plantarflexion), 양의 각도는 배굴(dorsiflexion)을 의미한다. 일반적으로 정상보행시 발목관절의 움직임은 다음과 같다. 발뒤꿈치가 지면에 닿은 후 발목관절은 저굴하게 되고 입각기(stance phase)가 진행됨에 따라 하퇴(shank)가 발보다 앞쪽으로 움직이면서 발목관절은 저굴에서 배굴로 변화한다. 발뒤축들림(heel off)시에는 발 뒤쪽이 지면에서 떨어지고 발가락이 지면에 있기 때문에 발목관절 각도는 저굴로 다시 변화한다. 유각기(swing phase)동안 발목관절은 발가락이 지면에서 떨어질 때까지 배굴로 움직이고 그 이후에 다음 발뒤축접지 전까지 중립각도를 유지한다. 피험자는 마비로 인하여 전경골근(tibialis anterior)의 수의적인 움직임이 이루어지지 않기 때문에 발목관절이 배굴되지 않아 그림 6.5 (b)에서와 같이 발가락들림 이후 유각기동안 발목관절이 $-16.4 \pm 1.8^\circ$ 저굴되며, 발목관절이 저굴 된 상태로 초기접지(initial contact)가 된다. 유각기 동안의 발목관절의 저굴 된 상태로 인하여 발끝림 현상이 발생하고 이는 유각기시 다리가 바닥에 닿는 것을 회피하기 위한 병적보행을 유발하며, 발목관절이 저굴된 상태의 초기접지는 발가락이 접히거나 발이 걸려 넘어지는 낙상 등의 위험성이 있다. 보행보조 FES 자극 보행시 전기 자극으로 유발된 전경골근의 수축으로 인하여 발목관절의 배굴 모멘트가 발생하였다. 이로 인해 발가락들림 이후 유각기 동안 $-6.7 \pm 1.4^\circ$ 의 저굴만 발생하였고, 발목관절이 배굴 된 상태로 초기접지가 되어 병적보행 유발 및 사고의 원인이 되는 발끝림을 방지할 수 있다.



(a)



(b)



(c)

그림 6.5 보행시 발목관절 각도 (시상면)

(a) 정상보행, (b) 편마비보행 (자극 X), (c) 편마비보행 (자극 O)

6.3 결론

본 장에서는 개발된 보행보조 FES 시스템을 검증하기 위해 대표적으로 사용되는 보행보조 FES 시스템(시스템1, 시스템 2) 중 두 가지를 선정하여 편마비보행 시 FES 자극 신호 검출율과 삼차원 동작분석 시스템을 이용한 kinematic data를 비교 분석하였다. 본 연구에서 개발된 시스템은 가속도센서의 수직성분을 calibration 기준으로 사용함으로써 기존 시스템들이 가지고 있는 풋 스위치의 문제점을 개선하였고, 시스템 간 자극 신호 검출율 비교 결과 개발된 시스템이 시스템 1, 시스템 2보다 통계적으로 유의하게 높았다($p=0.049$). FES 자극 유무 시 발목관절 각도 비교 실험 결과 각 시스템 간의 큰 차이는 보이지 않았으나, 발가락 들림 이후 유각기 동안 모든 시스템에서 전기 자극이 없을 때보다 적은 발목관절의 저굴이 나타났고, 유각기 동안 발목관절이 배굴 된 상태로 유지됨으로써 편마비 환자의 병적 보행이나 낙상 등의 원인이 되는 발끝림 현상을 방지할 수 있음을 확인하였다.

제 7 장 고 찰

본 연구는 보행주기 검출 및 자극 알고리즘을 적용한 보행보조 무선 FES 시스템을 개발하여 편마비 환자의 발끝림 현상을 개선하기 위해 진행되었다. 이를 위해 기존의 각종 모션센서들을 동기화하여 복합센서시스템을 제작하고 FVA로 검출된 기준 보행주기를 기준으로 센서 출력곡선의 특징정점을 이용한 보행주기 검출 알고리즘을 적용하여 보행주기 검출율을 평가하였다. 이를 통해 범용적으로 적용가능하며 보행주기 검출율이 가장 높은 모션센서를 선정하였다.

선정된 모션센서의 신호를 이용하여 전기자극의 시점을 결정하고 기능적전기 자극이 가해질 수 있도록 전기 자극 알고리즘 및 소프트웨어, 기능적 전기 자극을 가할 수 있는 메인 FES 시스템과 리모트 컨트롤시스템의 하드웨어와 소프트웨어 그리고 일체형전극을 개발하였다. 또한 개발 시스템 평가를 위해 편마비 환자 4명을 대상으로 기존의 보행보조 FES 시스템과 개발된 시스템을 적용하여 자극시점 검출율 및 운동형상학적 분석을 통해 기능과 편의성을 평가하였다.

기존의 병적 보행보조 방법들은 다양한 제한점들을 가지고 있어 마비환자의 효율적인 보행보조에 어려움이 있었다. 보행보조 방법 중 마비환자의 발끝림 현상과 족하수를 방지하는데 가장 효과적인 방법으로 알려져 온 기능적 전기자극시스템은 정확한 보행주기의 검출과 휴대와 사용이 편리한 센서 시스템이 요구되기 때문에 다양한 모션센서를 이용한 보행보조 FES 시스템 방법이 연구되어 왔다. 이를 위해 풋 스위치와 저항센서가 보행주기 검출에 가장 간편하고 널리 사용되어 왔으나 발바닥에 부착하여 사용하기 때문에 부착위치와 접촉면에 따라 결과값이 변화하는 문제를 갖고 있다. 또한 마비환자의 보행주기 검출의 부정확성과 자극 전극 및 제어 시스템간의 전선 등 많은 유선에 의한 보행 방해와 제한점들을 해결해야 하는 필요성이 요구되었다.

본 연구에서는 상기의 기존 시스템의 제한점을 해결하기 위해 무선제어가 가능한 복합 센서 시스템을 개발, 정상인 및 장애인을 대상으로 한 보행실험을 통해

각 각의 모션센서들의 보행주기 검출율을 비교 및 시스템 적용성, 알고리즘 적용의 간편성 등을 고려하여 최적의 센서 조합을 결정하였고 이를 이용한 자극 알고리즘은 본 연구를 위해 개발된 FES 보행보조 시스템에 탑재되었다. 가속도 센서(수직축) 신호는 유각기의 시작과 끝을 검출하는데 탁월하여 “보정 단계”에서 자극의 On/Off 시점을 지정하는 기능으로 사용되었다. 이 시점에서의 기울기 센서 신호의 크기로 “보정 단계”에서 FES의 자극이 주어진다. 개발된 보행보조 FES 시스템은 편마비 병적보행을 가지는 환자 4명을 대상으로 15m 평지 보행을 적용하여 기존의 두 가지 시스템과 비교 평가하였으며 다음의 결과를 도출하였다.

1. Bland-Altman plot 분석 시 개발된 모션센서의 보행주기 검출법은 신뢰구간 내에 최소 96.4% 이상이 분포하였다.
2. 개발시스템의 자극시점 검출율은 환자군 A는 89.2%, 환자군 B는 97.1%로 환자군 A와 환자군 B를 모두 고려하였을 때 시스템 2보다 통계적으로 유의하게 높았다($p=0.049$)
3. 편마비 보행시 시상면의 유각기 발목관절 각도가 $-16.4 \pm 1.8^\circ$ 저굴에서 보행보조 FES 자극 보행시 $-6.7 \pm 1.4^\circ$ 의 저굴만 발생하여 발목관절이 상대적으로 배굴된 상태로 초기접지 되어 병적보행 유발 및 사고의 원인이 되는 발끝립을 방지 할 수 있었다.

기존의 제품은 기울기 센서를 사용하는 보정 단계에서 풋 스위치를 사용하였는데 이는 보정을 위해 환자가 혼자 발뒤꿈치에 풋 스위치를 붙이기에 어려움이 있을 뿐만 아니라 환자 마다 HC의 위치가 다르기 때문에 풋 스위치의 부착 위치에 따라 검출이 달라지는 단점이 있는 반면, 본 시스템은 보정을 위한 센서 부착이 필요 없을 뿐만 아니라 가속도 신호를 이용하기 때문에 발이 땅에 닿는 시기와 떨어지는 시기를 비교적 정확하게 검출 할 수 있었다.

본 연구에 사용된 모션센서는 초기접지와 발들림(발가락들림) 시기에 가속도 수직축의 신호는 짧은 시기에 급격한 증감 출력신호를 보임으로써 스위치의 On/Off 시점을 지정하는데 유용한 신호이다. 그러나 유각기와 입각기, 즉 구간을 구분하기에는 한계가 있기 때문에 입각기와 유각기를 구분하는 신호로 기울기 센

서의 신호를 이용하였다. 기울기 센서는 정강이가 기울어진 정도에 비례하여 출력 신호가 비교적 완만하게 증감하기 때문에 이 출력신호의 크기에 역치를 지정하여 전기 자극 구간을 지정할 수 있다. 결론적으로 가속도 신호와 기울기 신호는 보행 주기 검출에 있어서 서로의 장점을 이용하고 단점을 보완해주는 신호들로 최적의 조합으로 사료된다.

심비골신경(deep peroneal nerve)과 전경골근(tibialis anterior)은 편마비 환자의 발끝림 방지를 위한 보행 보조 기능적 전기 자극 대상이 되는 신경근이다. 마비환자의 경우 신경근의 잔존 기능과 강직의 정도는 대상자마다 상이하기 때문에 전기 자극의 강도는 이용자가 직접 결정해야 한다. 본 연구에서도 비교 검증 실험에 사용된 전기 자극의 강도는 환자마다 차이가 있었으며 충분한 발목 배굴이 이루어 질 수 있는 수준에서 강도를 결정하였다. 따라서 자극의 강도는 비교 대상 변수에서 제외하였다.

개발된 FES 시스템 하드웨어는 메인 FES 시스템과 리모트컨트롤 시스템으로 나뉘는데 메인 FES 시스템과 리모트컨트롤 시스템은 블루투스 무선 통신으로 데이터를 송수신 하도록 제작하였다. 본 연구에서 개발된 최적의 복합 모션 센서 시스템은 본체에 탑재 되었고 본체는 일체형 전극과 결합되어 정강이(심비골신경, 전경골근)부분에 부착된다. 본체에서 검출된 센서 신호는 리모트컨트롤 시스템으로 무선 전송되어 자극의 시점과 강도를 결정하게 되고 결정된 자극 정보는 다시 메인 FES 시스템 에 무선 전송되어 전기 자극이 주어진다. 그러나 현재 개발된 시스템은 리모트컨트롤 시스템에서 이루어져야 할 센서 신호 수신, 자극 시점 결정 및 자극 시점 정보의 송신 기능이 PC를 통해 이루어졌다. 향후 이 기능을 리모트컨트롤 시스템에 탑재할 계획이다.

개발된 FES는 임상전문가 뿐만 아니라 환자나 환자보호자가 직접 손쉽게 사용할 수 있는 FES 시스템 제작이 목표였기 때문에 현재 다소 사이즈가 크게 제작된 센서 및 자극 시스템 하드웨어 부분을 소형화하고, 비전문가에게 어려운 전극 부착위치 결정과 자극 강도 결정을 일반인들도 손쉽게 할 수 있도록 비전문가용 사용 설명서 및 지침을 개발할 계획이다.

제 8 장 결 론

본 연구는 편마비 환자의 보행 중 발 끌림을 방지하기 위하여 보행주기 검출 및 자극 알고리즘을 적용한 보행보조 무선 FES 시스템을 개발하고 개발된 시스템의 유효성을 평가하였다. 연구과정은 총 4단계로 나뉘어 진행되었다.

첫 번째 단계에서는 기존 FES 시스템에서 사용되는 보행주기 검출센서의 단점 보완 및 적용편리성을 위해 기울기센서, 자이로센서, 가속도센서를 이용하여 보행주기 검출율을 평가하였다. 이를 위해 정상보행과 편마비보행을 보이는 피험자군을 선정하여 보행 시 각 센서의 출력곡선 특징 정점을 통해 보행주기를 검출하였고, 기준보행주기와 각 센서의 보행주기 검출 시간차이를 분석하여 각 센서의 보행주기 검출 유효성을 검토하였다.

1. 정상 보행: HS는 기울기 센서에서(0.9 ± 12.6 ms), TO는 내외방향 가속도 센서(42.4 ± 7.5 ms)에서 가장 작은 시간적 오차로 검출되었다.
2. 환자군 A: HS는 가속도센서 상하방향(22.2 ± 8.8 ms), TO는 자이로센서 (15.8 ± 79.2 ms)에서 가장 작은 시간적 오차로 검출되었다.
3. 환자군 B: HS와 TO 모두 자이로센서(9.4 ± 20.6 ms), (1.6 ± 2.0 ms)에서 가장 작은 시간적 오차로 검출되었다.

상기의 결과에서 자이로센서가 보행주기 검출율에서 다른 센서에 비해 다소 높았으나 가속도 센서와 기울기센서가 보행주기 검출하는데 있어서 삼차원동작분석 시스템을 대체할 수 있음을 본 결과를 통해 검증하였기에 본 연구의 최종 목적인 보행보조 FES 시스템과 통합하기 위한 일체형 시스템 구성, 검출의 정확성, 알고리즘 간편성을 고려하여 기존시스템의 단점을 보완하고 자극부, 센서부 일체형시스템 구성이 가능함을 고려하여 기울기센서와 가속도센서의 조합으로 구성된 모션센서시스템을 결정하였다.

두 번째 단계에서는 선정된 기울기 센서와 가속도 센서로 구성된 모션시스템에서 가속도 센서의 수직성분을 이용하여 자극 On/Off 시점의 기준이 되는 HC와

TO 시점을 검출하고 20초의 보행 동안 가속도 센서 수직성분의 peak 값으로 검출된 HC와 TO시의 기울기센서 출력전압의 평균을 계산하여 On average 값과 Off average 값과의 차이를 각 각에서 20% 줄여 On threshold 값과 Off threshold 값을 설정하는 알고리즘을 적용하였다.

세 번째 단계에서는 A/D 컨버터가 내장되고 8비트 PWM 기능이 있는 ATmeag 128 8비트 마이크로 프로세서와 고전압발생기, 파형생성기, 센서부, 블루투스 송수신모듈, 전원부로 구성된 메인 FES 시스템과 디스플레이 LCD 제어를 위한 LCD Driver가 내장된 ATmega 169P 8비트 마이크로 프로세서와 각종 파라미터 제어용 기능키, 디스플레이 LCD, 블루투스 송수신모듈, 전원부로 구성된 리모트컨트롤 시스템 그리고 일체형전극 시스템으로 구성된 하드웨어를 설계하였다.

네 번째 단계에서는 보행주기 검출알고리즘과 전기자극 알고리즘을 적용하고 선정된 모션센서시스템을 탑재한 개발시스템에 대하여 환자군 A와 환자군 B를 대상으로 기존의 보행보조 FES 시스템 두 종류와 개발된 시스템 비교 평가하였다. 각 시스템에 대한 평가는 FES 자극시점 검출율과 삼차원동작분석 시스템을 이용한 Kinematic data 비교를 통해 이루어 졌다.

- 자극트리거 신호 검출율

1. 시스템 I : 환자군 A는 82.2%, 환자군 B는 83.8%로 검출되었다.
2. 시스템 II : 환자군 A는 82.6%, 환자군 B는 93.4%로 검출되었다.
3. 개발시스템 : 환자군 A는 89.2%, 환자군 B는 97.1%로 검출되었다.

이를 ANOVA 통계분석결과 시스템 II가 시스템 I보다 유의성이 높았고 ($P=0.007$), 개발시스템이 시스템II 보다 통계적으로 유의성이 높았다($P=0.049$). 발목관절 각도의 Kinematic data 비교분석결과 편마비 보행 시 각 시스템을 통한 자극이 없을 시 HS와 TO이후에도 발목관절의 배굴이 발생하지 않았으나 FES 시스템을 통한 자극이 인가되었을 시에는 HS와 TO 이후에 발목관절이 약 10° 정도 적게 저굴을 방지함을 알 수 있었다. 또한, 수치적으로 비교하기는 어렵지만 풋 스위치에 의존적인 기존의 시스템에 비해 풋 스위치를 전혀 사용하지 않는 개발된 시스템은 사용의 편의성이 현저히 높았음을 사용자(치료사, 환자)의 의견을 통해

확인할 수 있었다. 향후 보정 프로그램(자극 On/Off 결정)을 PC가 아닌 FES 본체에 탑재하고 사용자 인터페이스를 더 간편하게 수정, 보완하여 이용자가 더 쉽게 사용할 수 있도록 시스템을 업그레이드할 계획이며 의료기기 심사를 위한 임상실험을 계속하여 데이터베이스를 구축할 계획이다.

참 고 문 헌

- [1] B. R. Brandell, "Development of a universal control unit for functional electrical stimulation (FES)", *Am. J. Phys. Med.*, Vol. 6, pp. 279-301, 1982
- [2] L. Vodovnik, A. Kralj, U. Stanic, R. Acimovic, and N. Gros, "Recent application of functional electrical stimulation to stroke patients in Ljubljana", *Clin. Orthopaed.*, Vol. 131, pp. 64-70, 1978
- [3] E. Ott, M. Munih, H. Benko, and A. Kralj, "Comparison of foot-switch and hand-switch triggered FES correction of foot drop," in *Proc. 6th Vienna Int. Workshop on FES*, pp. 193-196, 1998
- [4] J. R. Morris, "Accelerometry - a technique for the measurement of human body movements", *J Biomech.*, Vol. 6, pp. 729-736, 1973
- [5] A. L. Evans, G. Duncan, and W. Gilchrist, "Recording accelerations in body movements", *Med. Biol. Eng. Comput.*, Vol. 29, pp. 102-104, 1991
- [6] B. Auvinet, D. Chaleil, and E. Barrey, "Accelerometric gait analysis for use in hospital outpatients", *Rev. Rhum. Eng. Ed.*, Vol. 66, pp. 389-397, 1999
- [7] 이주현, 박시운, 김동아, 장순자, 김영호, 이진복, "가속도계를 이용한 뇌졸중 환자의 보행분석", *대한재활의학회지*, Vol. 28, pp. 488-493, 2004
- [8] A. Willemsen, F. Bloemhof, and H. Boom, "Automatic Stance-Swing Phase Detection from Accelerometer Data for Peroneal Nerve Stimulation", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, Vol. 37, pp. 1201-1208, 1990
- [9] K. Tong, and M. H. Granat, "A practical gait analysis system using

- gyroscopes", *Med. Eng. & Phy.*, Vol. 21, pp. 87-94, 1999
- [10] 안승찬, 황성재, 강성재, 김영호, "저항센서와 자이로센서를 이용한 새로운 보행주기 검출 시스템의 개발 및 평가", *한국정밀공학회지*, Vol. 21, pp. 196-203, 2004
- [11] R. Dai, R. B. Stein, B. J. Andrews, K. B. James, and M. Wieler, "Application of tilt sensors in functional electrical stimulation", *Rehabil. Eng., IEEE Trans.*, Vol. 4, pp. 63-72, 1996
- [12] D. J. Weber, R. B. Stein, K. M. Chan, G. Loeb, F. Richmond, R. Rolf, K. James, and S. L. Chong, "BIONic WalkAide for Correcting Foot Drop", *Neural. Syst. Rehabil. Eng., IEEE Trans.*, Vol. 13, pp. 242-246, 2005
- [13] C. M. O'Conner, S. K. Thorpe, M. J. O'Malley, and C. L. Vaughan, "Automatic detection of gait events using kinematic data", *Gait & Posture*, Vol. 25, pp. 469-474, 2007
- [14] W. Weber, and E. Weber, "The mechanics of human motion", Gottingen : Dieterischen Buchhandlung, 1836
- [15] V. T. Inman, H. J. Ralston, and F. Todd, "Human Walking", Baltimore : Williams & Wilkins, 1981
- [16] D. Winter, "A., Biomechanics of Human Movement", New York : Wiley, 1979.
- [17] J. J. Milczarek, R. L. Kirby, E. R. Harrison, D. A. MacLeod. "Standard and four-footed canes: their effect on the standing balance of patients with hemiparesis", *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, Vol. 74, pp. 281-285, 1993.
- [18] J. F. Lehmann, P. C. Esselman, M. J. Ko, J. C. Smith, B. J. deLateur,

- and A. J. Dralle, "Plastic ankle-foot orthosis : Evaluation of function", Arch. Phys. Med. Rehabil., Vol. 64, pp. 402-407, 1983.
- [19] S. Yamamoto, M. Ebina, S. Miyazaki, H. Kawai and T. Kubota, "Development of a new ankle-foot orthosis with dorsiflexion assist. patient Part 1. : desirable characteristics of ankle-foot orthosis for hemiplegic patients", J. Prost. Orth., Vol. 9, pp. 174-179, 1997.
- [20] S. Hesse, D. Luecke, M. T. Jahnke, and K. H. Mauritz, "Gait function in spastic hemiparetic patients walking barefoot, with firm shoes, and with ankle-foot orthosis", Int. Rehab. Res., Vol. 19, pp. 133-141, 1996.
- [21] C. E. Buckon, S. S. Tomas, S. Jakobson-Huston, M. Moor, M. Sussman, and M. Aiona, "Comparison of three ankle - foot orthosis configurations for children with spastic hemiplegia," Develop. Med. Chi. Neurol., Vol. 43, pp. 371-378, 2001.
- [22] J. F. Geboers, Y. J. Janssen-Potten, H. A. Seelen, F. Spaans and M. R. Drost, "Evaluation of effect of ankle-foot orthosis use on strength restoration of paretic dorsiflexors," Arch. Phys. Med. Rehabil., Vol. 82, pp. 856-860, 2001.
- [23] W. E. Carlson, C. L. Vaughar, D. L. Damiano, and M. F. Abel, "Orthotic management of gait in spastic diplegia," Amer. J. Phys. Rehab., Vol. 76, pp. 219-225, 1997.
- [24] J. F. Lehmann, S. M. Condon, B. J. deLateur, and R. Price, "Gait abnormalities in peroneal nerve paralysis and their corrections by orthosis : A biomechanical study", Arch. Phys. Med. Rehabil., Vol. 67, pp. 380-386, 1986.

- [25] R. R. Neptune, S. A. Kautz, and F. E. Zajac, "Contribution of the individual ankle plantar flexors to support, forward progression and swing initiation during walking," *J. Biomech.*, Vol. 34, pp. 1387-1398, 2001.
- [26] R. R. Neptune, E. F. Zajac, and S. A. Kautz, "Muscle force redistributes segmental power for body progression during walking," *Gait and Posture*, Vol. 19, pp. 194-205, 2004.
- [27] L. Arendt-Nielsen, T. Sinkjaer, J. Nielsen, and K. Kallesoe, "Electromyographic patterns and knee joint kinematics during walking at various speeds", *J. Electromyog., Kinesiol.*, Vol. 1, pp.89-95, 1991.
- [28] C. A. Byrne, D. T. O'Keeffe, A. E. Donnelly, and G. M. Lyons, "Effect of walking speed changes on tibialis anterior EMG during healthy gait for FES envelope design in drop foot correction", *J. Electromyog. Kinesiol.*, Vol. 17, pp. 605-616, 2007.
- [29] W. T. Liberson, H. J. Holmquest, D. Scot, and M. Dow, "Functional electrotherapy: stimulation of the peroneal nerve synchronised with the swing phase of the gait of hemiplegic patients", *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, Vol. 42, pp. 101-105, 1961.
- [30] K. Jovana, D. Milica, D. Strahinja, B. Mirjana, and B. Dejan, "Sensordriven four-channel stimulation of paretic leg: Functional electrical walking therapy", *J. Neur. Meth.*, Vol. 181, pp. 100-105, 2009.
- [31] G. M. Lyons, T. Sinkjaer, J. H. Burridge, and D. J. Wilcox, "Review of portable FES-Based neural orthoses for the correction of drop foot". *IEEE Trans. Neyr. Syst. Rehab. Eng. (TNSRE)*, Vol. 10, pp. 260-279, 2002.

- [32] N. J. Postans, J. P. Hasler, M. H. Granat, and D. J. Maxwell, "Functional electric stimulation to augment partial weight-bearing supported treadmill training for patients with acute incomplete spinal cord injury : a pilot study", *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, Vol. 85, pp. 604-606, 2004.
- [33] R. K. Tong, M. F. Ng, and L. S. Li, "Gait training of patients after stroke using an electromechanical gait trainer combined with simultaneous functional electrical stimulation." *Phys. Ther.*, Vol. 86, pp. 1282-1294, 2006.
- [34] T. Bajd, A. Kralj, R. Turk, H. Benko, and J. Šga, "Use of functional electrical stimulation in the rehabilitation of patients with incomplete spinal cord injuries." *J. Biomed. Eng.*, Vol. 11, pp. 96-102, 1989.
- [35] J. H. Burrige, P. N. Taylor, S. A. Hagan, D. E. Wood, and I. D. Swain, "The effects of common peroneal stimulation on the effort and speed of walking : a randomised controlled trial with chronic hemiplegic patients." *Clin. Rehabil.*, Vol. 11, pp. 201-210, 1997.
- [36] B. S. Richard, C. SuLing, G. E. Dirk, R. Robert, K. T. Aiko, W. Maura, R. Jenny, F. Joyce, P. Richard, M. Kimito, and I. Kouji, "A multicenter trial of a footdrop stimulator controlled by a tilt sensor." *Neur. Neural. Rep.*, Vol. 20, pp. 371-379, 2006.
- [37] R. B. Davis, S. Ounpuu, D. Tyburski, and J. R. Gage, "A gait analysis data collection and reduction technique", *Hum. Mov. Sci.*, Vol. 10, pp. 575-587, 1991.

ABSTRACT

Development of Walking-Aid Wireless FES System Applying Gait Cycle Detection and Stimulus Algorithm

Ryu, Ki Hong
Dept. of Biomedical Engineering
The Graduate School
Yonsei University

This is a study on development and validity evaluation of walking-aid wireless functional electrical stimulus(FES) system with gait cycle detection and stimulus algorithm.

The detection of electric stimulus point and gait cycle events are important parameters of FES walking-aid method that assists patients with disability of walking due to hemiplegia.

The FES walking-aid systems and conducted research known so far involves employment of force-sensing-resistor (FSR) as a foot switch(ODFS, Ackofin Inc., UK) or tilt sensor(inclinometer) (WalkAide2, Neuromotion, Canada). FSR, however, has the difficulty of wiring as it is connected to the control system via wire, and also it is difficult to apply to bare foot so that shoes or socks must be worn at all times, and the output signal varies depending on the sensor contact status or attached location so that the sensor attachment location must be carefully chosen.

In this study, in order to compensate for the shortages described above, a

complex sensor system was created with gyrosensor, acceleration sensor, and tilt sensor which are the motion sensors for gait cycle detection, and the gait analysis was conducted for 20 normal subjects and each 2 hemiparetic patients with about 30 steps/min and about 70 steps/min. The detected gait cycle applying the gait cycle detection algorithm using the characteristics of sensor output curve was evaluated for the validity of gait cycle detection method with the standard gait cycle detected using FVA (foot velocity algorithm) and Bland-Altman plot. Based on this, the optimal motion sensor was selected, and through the signal of the selected sensor, the FES electric stimulus algorithm was developed and the hardware composed of main FES system, remote control system, and all-in-one electrode system and the software composed of gait cycle detection algorithm and electric stimulus algorithm were developed.

For comparison evaluation of the developed walking aid wireless FES system with the existing systems of ODFS and WalkAide2, 15m level walking for 4 hemiparetic patients was conducted 10 times per system to compare and analyze the kinematic data using the 3-dimensional motion analysis system and stimulus point detection rate.

The gait cycle detection method using motion sensor in normal walking and hemiparetic walking, when compared to FVA standard gait cycle detection method, over 96.4% existed within the confidence interval, and the stimulus point detection rate of the developed system composed of gait cycle detection algorithm and electric stimulus algorithm was 89.2% for patient group A, 97.1% for patient group B, the difference being statistically significant compared to system 2 ($p=0.049$).

As the result of comparison of ankle angle at the sagittal plane during FES stimulus through kinematic data analysis, there appeared to be no significant

difference between each system, but during the swing phase, the ankle joint was maintained with about 10° less plantar-flexion, so as to prevent the foot dragging which causes pathological walking or a fall in hemiplegic patients.

The developed system uses the horizontal component of the acceleration sensor as the correction criterion of gait cycle detection, in turn improving the problems of the foot switch that the existing systems have, and especially the all-in-one system of main FES system, motion sensor system, and electrode system significantly enhanced the user convenience.

In the future, the sensor signal reception, stimulus point determination, and transmission function of stimulus point will be loaded on the remote control system and not the PC so as to modify and supplement the user interface more simply and allow the hardware of sensor and stimulus system to be smaller and lighter, and also a guide will be developed so it can be used by non-clinical expert and additional clinical tests will be executed.

Keywords: pathological walking, functional electric stimulus,
gait cycle detection algorithm, stimulus algorithm, wireless