

가속도계를 이용한 편마비 환자의
보행분석 알고리즘 개발

연세대학교 대학원

의공학과

이 재 영

가속도계를 이용한 편마비 환자의
보행분석 알고리즘 개발

지도 이 경 중 교수

이 논문을 석사 학위논문으로 제출함

2004년 6월 일

연세대학교 대학원

의공학과

이 재 영

이재영의 석사 학위논문을 인준함

심사위원 _____ 인

심사위원 _____ 인

심사위원 _____ 인

연세대학교 대학원

2004년 6월 일

감사의 글

2년의 대학원 생활동안 힘들고 어려울 때마다 다시 일어설 수 있도록 새로운 힘과 지혜를 주시고 사랑과 은혜로 함께 해 주신 하나님께 먼저 모든 영광과 감사를 드립니다.

본 논문이 나오기까지 사랑과 관심으로 지도와 격려를 아끼지 않으시고 대학원 생활동안 하나님의 말씀과 여러 가지 조언과 격려로 돌보아 주신 이경중 교수님께 진심으로 깊은 감사를 드립니다. 또한 바쁘신 가운데서도 부족한 저의 논문을 꼼꼼히 살펴주시고 지도해주신 김영호 교수님과 신태민 교수님께 감사드립니다. 그리고 의공학의 발전을 위해 늘 힘쓰시고 열정으로 학업을 지도해주셨던 윤형로 교수님, 이운선 교수님, 김동윤 교수님, 운영로 교수님, 조효성 교수님, 이철규 교수님, 김법민 교수님, 김한성 교수님, 김경환 교수님께 감사드립니다. 또한 학과 일을 자신의 일처럼 꼼꼼히 해결해주셨던 안종수 선생님께도 감사드립니다.

지금은 학교에 없지만 한 연구실에서 대학원 생활 처음부터 많은 도움을 주었던 이승형 선배님, 데이터 수집을 위해 함께 수고하였던 임예택에게 감사드리고, 또한 함께 생활하며 충고와 도움을 준 최호선 선생님, 이전 선배님, 박호동 선배님, 조성필, 서현순, 지종철, 안영호, 송미혜에게 감사드립니다. 또한 지금의 논문이 있기까지 많은 도움과 조언을 주었던 이진복 선배님, 프로젝트 관련하여 자신의 시간을 할애하며 도움을 주었던 이주성 선배님과 이경무, TIC에서 근무하며 시스템 케이스 제작에 수고해준 이지화에게 감사드립니다. 그 밖에 밤늦게까지 연구에 몰두하고 있는 각 연구실의 선배님, 동기들과 후배들에게도 감사드립니다. 그리고 국립재활원에서 바쁜 가운데서도 시간을 내어 편마비 환자분들의 데이터를 수집 해주셨던 박시운 과장님과 최유남 선생님께 감사를 드립니다.

같이 신앙생활을 하며 말씀과 기도, 사랑으로 신앙을 이끌어주셨던 김범용 목사님을 비롯하여 한 가족처럼 사랑으로 함께하였던 원주개운감리교회 청년부 지체들, 그리고 저를 기억하고 위해 기도해 주는 사랑하는 많은 분들에게 감사를 드립니다.

특별히, 멀리 집을 떠나 학업에 충실하며 형에 대한 사랑과 아낌으로 도움과 조언을 주었던 동생 이재정과 학업을 위해 집을 떠나 있는 아들을 위해 늘 기억하고 기도해주시며 어떤 희생도 마다하지 않으시고 사랑과 물질로 후원해 주신 아버님과 어머님께 감사의 마음과 이 작은 노력의 결실을 바칩니다.

2004년 6월

이 재 영 올림

차 례

그림 차례	ii
표 차례	iii
국문 요약	iv
제1장 서론	1
제2장 측정 시스템 설계	4
2.1 시스템의 구성	4
2.2 가속도 신호의 전처리 회로 설계	6
2.3 A/D 변환 및 신호저장과 송신을 위한 회로 설계	7
2.4 수신부 회로 설계	9
2.5 전원부 설계	10
2.6 통신 프로토콜 설계	10
제3장 보행분석 알고리즘 개발	11
3.1 실험 방법	13
3.2 정상인과 편마비 환자의 보행 가속도 신호	16
3.3 보행 가속도 신호 전처리	19
3.4 보행인자 검출	21
3.5 보행 대칭성과 규칙성 평가	22
제4장 결과 및 고찰	27
제5장 결론	33
참고 문헌	35
ABSTRACT	38

그림 차례

그림 1 설계한 휴대용 무선 가속도 측정 시스템의 하드웨어 구성도	4
그림 2 가속도 신호의 전처리 회로도	6
그림 3 제작된 센서부분	7
그림 4 A/D 변환 및 신호저장과 송신을 위한 하드웨어 회로도	8
그림 5 제작된 송신부	8
그림 6 데이터 수신을 위한 하드웨어 회로도	9
그림 7 제작된 수신부	9
그림 8 전원부 구성 회로도	10
그림 9 보장 및 활보장	11
그림 10 보행분석 알고리즘 흐름도	12
그림 11 가속도 센서부의 부착위치	15
그림 12 정상인의 전형적인 보행 가속도 신호	16
그림 13 편마비 환자로부터 얻은 보행 가속도 신호의 예	17
그림 14 보행 가속도 신호 전처리 과정	19
그림 15 정상인으로부터 얻은 수직방향 보행 가속도 신호의 주파수 특성의 예	20
그림 16 편마비 환자로부터 얻은 수직방향 보행 가속도 신호의 주파수 특성의 예	20
그림 17 기본적인 퍼지 추론 시스템의 구조	22
그림 18 각 퍼지 입력에 대한 소속 함수	24
그림 19 각 퍼지 출력에 대한 소속 함수	24
그림 20 보행분석 알고리즘을 적용한 결과 파형의 예	27
그림 21 대조군의 보행 대칭성 평가 결과	31
그림 22 대조군의 보행 규칙성 평가 결과	31
그림 23 기능적 보행 분류에 따른 보행 대칭성과 규칙성	32

표 차례

표 1 주요 하드웨어 특성	5
표 2 실험에 참여한 정상인들의 정보	13
표 3 실험에 참여한 편마비 환자들의 정보	14
표 4 보행 대칭성 평가를 위한 퍼지 IF-THEN 규칙	25
표 5 보행 규칙성 평가를 위한 퍼지 IF-THEN 규칙	25
표 6 보 구분점 검출 결과	29
표 7 기능적 보행 분류에 따른 보행 대칭성과 규칙성	32

국 문 요 약

가속도계를 이용한 편마비 환자의 보행분석 알고리즘 개발

본 연구에서는 보행 가속도 신호를 측정할 수 있는 휴대용 무선 가속도 측정 시스템을 설계하고, 정상인과 편마비환자로부터 획득된 데이터를 이용하여 보행인자 계산과 보행의 규칙성 및 대칭성을 정량적으로 평가할 수 있는 보행분석 알고리즘을 개발하였다. 휴대용 무선 가속도 측정 시스템은 2축 가속도계와 증폭기 및 16Hz 저역 통과 필터로 구성된 아날로그 신호처리부(가속도 센서부)와 원칩 마이크로프로세서, EEPROM, RF 송신부 및 수신부로 구성되어 있다. 알고리즘 개발 및 평가를 위하여 20명의 정상인과 8명의 편마비 환자가 실험군으로, 또 다른 10명의 정상인과 8명의 편마비 환자가 대조군으로 참여하였으며, 요추 3~4번 위치에서 정상인의 경우 20m 동안, 편마비 환자의 경우 10m 동안의 보행 가속도 신호를 60Hz의 샘플링 주파수로 측정하였다. 보행분석 알고리즘은 크게 보행 가속도 신호 전처리, 보 구분점 검출, 좌우 걸음 구분, 보행인자 검출, 보행 대칭성과 규칙성 평가로 나누어진다. 보행 가속도 신호 전처리 단계로 FFT 분석과 차단 주파수 결정, 디지털 저역 통과 필터 처리, 과도기 신호 제거 및 오프셋 제거를 하였다. 보행분석 알고리즘에 의해 먼저 보 구분점을 검출한 후 좌우 발을 구분하였으며, 이 정보를 이용하여 보행인자들을 계산하고 보행의 대칭성과 규칙성을 평가하였다. 비디오 데이터와 보행 가속도 신호를 직접 관찰하여 얻은 정보와 비교하여 알고리즘의 성능을 평가한 결과 대조군에 속한 18명의 보 구분점이 모두 정확히 검출되었으며 한 명의 정상인을 제외하고 좌우 발 또한 모두 구분되었다. 향후 알고리즘의 신뢰성과 더 많은 보행인자를 계산하고 보행의 대칭성과 규칙성을 더욱 정확하고 객관적으로 평가할 수 있도록 성능을 향상시킴으로써 임상에서 편마비 환자의 재활치료 성과를 평가하는데 사용될 수 있을 것으로 기대된다.

핵심되는 말 : 보행분석, 편마비, 가속도계, 규칙성, 대칭성

제 1 장 서 론

최근 보행 장애인(편마비 환자 등)의 급속한 증가로 인하여 효율적이고 체계적인 치료와 보행 훈련 및 평가시스템의 필요성이 요구되고 있다. 편마비 환자의 보행능력은 운동기능의 회복을 평가하는 중요한 지표가 될 뿐 아니라 재활 치료시 중요한 치료 목표가 된다. 따라서 재활 치료시, 편마비 환자의 재활치료 전후의 시공간 보행인자를 측정, 비교 평가하는 것은 재활 치료의 성과를 평가하는데 중요한 역할을 한다[1].

보행평가는 육안적 관찰 이외에도 보행 시간인자의 측정, 3차원 운동 형상학적 보행분석 시스템의 사용, 힘판을 이용한 운동역학적 분석, 동적 근전도, 족저압 측정 등의 다양한 방법이 이용될 수 있다[2]. 육안적 보행분석은 검사자에 따라 개인적인 차이가 나며 일시적이기 때문에 영구적인 기록으로 남길 수 없는 제한점이 있다. 정량적 보행분석 중 많이 사용하고 있는 3차원 보행분석은 좀 더 객관적이고 영구적인 자료를 남길 수 있다는 장점이 있지만, 장비 가격이 비싸고 공간이 제한되며 번거로운 장비보정 및 준비 과정을 수반하고 전문교육을 받은 전문가가 필요하다는 단점이 있다. 그리고 삼차원 분석을 위해 각 카메라로부터 이차원 영상들을 모아 재구성하는데 이 영상들의 공통된 유효공간으로는 한 두 보행주기의 자료만을 추출할 수 있다는 한계가 있다. 이는 보행의 규칙성과 반복성이 떨어지는 피검자의 보행을 평가, 분석하는 경우 문제가 된다. 특히 편마비 환자의 경우 뇌졸중이나 외상성 두부손상으로 인하여 양 하지의 균형이 깨어졌기 때문에 보행시 규칙성과 반복성을 잃어버리게 되며 이 불균형이 편마비 환자의 대표적인 병적 보행인자 중 하나이다.

따라서 이러한 한계들을 극복하고 기존의 고가의 복잡한 측정 시스템과 필적할 만한 성능을 가질 뿐 아니라 저가이며 휴대와 사용의 편리성을 갖는 측정 시스템에 대한 연구가 필요하다. 이러한 조건을 만족시키기 위한 방법 중 소형, 경량의 센서를 사용하는 방법이 있는데 이 중 가속도계를 사용한 보행분석에 대한 연구가 최근 진행되고 있다.

가속도계의 보행분석에의 응용은 1873년 Marey에 의해 최초로 기록되었지만 실제로 구현하지는 못하였다[3]. 동작분석에 6개의 가속도계를 사용한 Morris의 연구[4] 이후 소형의 piezoresistive 방식의 가속도계가 개발되었고 이를 계기로 가속도계를 이용한 연구가 활발하게 이루어졌다. 또한 여러 개의 가속도계를 이용하는 대신 체중심을 대상으로 최소한의 가속도계를 이용한 연구가 많이 이루어지고 있다. 이 중 Moe-Nilssen[5][6][7]은 체중심의 가속도를 보행분석에 적용함 있어서 가속도계의 정밀도, 정확성 및 반복성의 우수함을 검증하였고 분석 결과의 검사-재검사 신뢰도를 평가하였다. 가속도계 데이터를 이용하여 일반적인 보행인자를 유도하려는 연구의 예를 보면, Evans 등[8]은 각각의 발뒤축 접지기를 구별하는데 단축 가속도계를 사용하였고 Auvinet 등[9]은 보행주기, 활보의 대칭성과 규칙성 등을 구하기 위해 2축 가속도계를 사용하였다. 또한 Aminian 등[10]은 두 개의 가속도계를 사용하여 시간 보행인자를 측정하였다. Auvinet 등[11]은 가속도계를 이용하여 보행시 체중심에서의 가속도를 측정하여 보행주기, 보의 대칭성, 활보의 규칙성 등을 구하고 이 인자들의 연령과 성별에 따른 특징을 연구하였다. 또한 Zijlstra 등[12]은 체중심에서 얻은 3축 가속도 데이터로부터 발뒤축 접지기를 검출하고 오른쪽과 왼쪽 발뒤축 접지기를 구분하며 평균 보장과 보행 속도를 측정하였고 Moe-Nilssen 등[13]은 체중심에서 얻은 3축 가속도 데이터에 자기 상관 분석 방법을 적용하여 분속수, 보장, 보행의 규칙성과 대칭성을 측정하였다.

Sekine 등[1][14]은 가속도계를 편마비 환자의 보행분석에 적용하여 편마비 환자의 보행 가속도 신호 패턴이 정상인보다 복잡하여 구분이 된다는 것을 보였다. 또한 Mansfield 등[15]은 footswitch 대신 FES에 적용할 센서로 가속도계를 선택하고 이를 이용하여 발뒤축 접지기를 검출하는 알고리즘을 개발한 후 정상보행과 모의 편마비 환자 보행에 적용 및 평가하였다. 그러나 편마비 환자의 시간적 보행인자 측정에 대한 연구와 보행인자를 자동적으로 검출, 측정하고 보행의 대칭성과 규칙성을 정량적으로 평가하는 알고리즘에 대한 연구는 아직 미비하다.

따라서 본 연구에서는 편마비 환자의 재활 훈련 평가를 위해 휴대용 무선 가속도 측정 시스템을 설계하고 이를 통하여 얻어진 데이터를 자동적으로 분석하여 보행인자를 검출할 뿐 아니라 편마비 환자의 보행 대칭성과 규칙성을 평가함으로

보행능력 회복의 정도를 정량적으로 제시해 줄 수 있는 보행분석 알고리즘을 개발하였다.

제 2 장 측정 시스템 설계

2.1 시스템의 구성

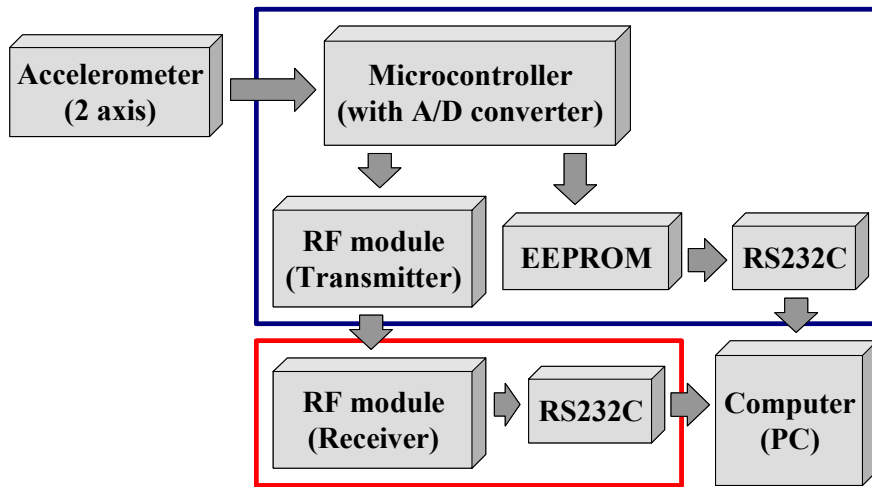


그림 1. 설계한 휴대용 무선 가속도 측정 시스템의 하드웨어 구성도

본 연구에서 설계한 측정 시스템은 크게 가속도 신호를 측정하여 그 값을 아날로그로 출력하는 가속도 센서부와 그 아날로그 신호를 입력 받아 A/D 변환 후 무선 전송하거나 메모리에 저장하는 송신부, 그리고 송신된 신호를 수신하고 시리얼 통신을 이용하여 개인용 컴퓨터(PC)로 전송하는 수신부로 구성되어 있다.

그림 1은 2채널의 가속도 신호를 A/D 변환 후 RF 모듈을 통하여 무선으로 분석 시스템(PC)에 전송하거나 혹은 EEPROM에 저장 후 분석 시스템으로 전송하는 시스템의 하드웨어 구성도이다. EEPROM 저장모드의 경우, 30분 정도의 가속도 데이터를 저장할 수 있도록 하였다.

표 1. 주요 하드웨어 특성

종류	품명	제조회사	주요 특징
마이크로 컨트롤러	PIC16C73B	Microchip (USA)	<ul style="list-style-type: none"> • 고성능 RISC 타입 CPU, 하버드 구조 • 4096 × 14의 EPROM, 192 × 8의 SRAM, 45개의 특수기능레지스터, 8레벨의 하드웨어 스택 • 35개의 단일 워드 명령어, 단일 사이클의 명령어(분기명령은 2사이클) • 실행 속도 : DC ~ 20MHz 클럭 입력, DC ~ 200ns 명령어 사이클 • 넓은 동작 전압 범위 : 2.5 ~ 6.0V, 동작 온도 범위 : 민수용, 산업용, 자동차용 온도범위 • 5채널 8비트 AD 변환기 내장 • 낮은 전력 소비
가속도 센서	ADXL250	Analog Devices (USA)	<ul style="list-style-type: none"> • 가속도 측정 범위 : ± 5 ~ ± 50g • 낮은 잡음 • 낮은 전압 소비 (측당 2mA 미만)
RF 모듈	RX1-173.250-10 TX1-173.250-10	Radiometrix (UK)	<ul style="list-style-type: none"> • 10 kbps 까지의 데이터 전송 속도 (with 25kHz channel spacing) • 사용 범위 : ~ 10km
EEPROM	24LC515	Microchip (USA)	<ul style="list-style-type: none"> • 64k × 8 (512k) bit, 4개까지 연결사용 가능 • Low Power CMOS technology

2.2 가속도 신호의 전처리 회로 설계

2축 가속도센서(ADXL250, $\pm 50g$)를 사용하여 신호측정 범위는 $\pm 1.95g$ 로 조절하였고 16Hz 저역 통과 필터를 사용하여 고주파 잡음을 제거하였다. 그림 2와 그림 3은 가속도센서로부터 얻은 신호의 전처리부와 제작된 센서부이다.

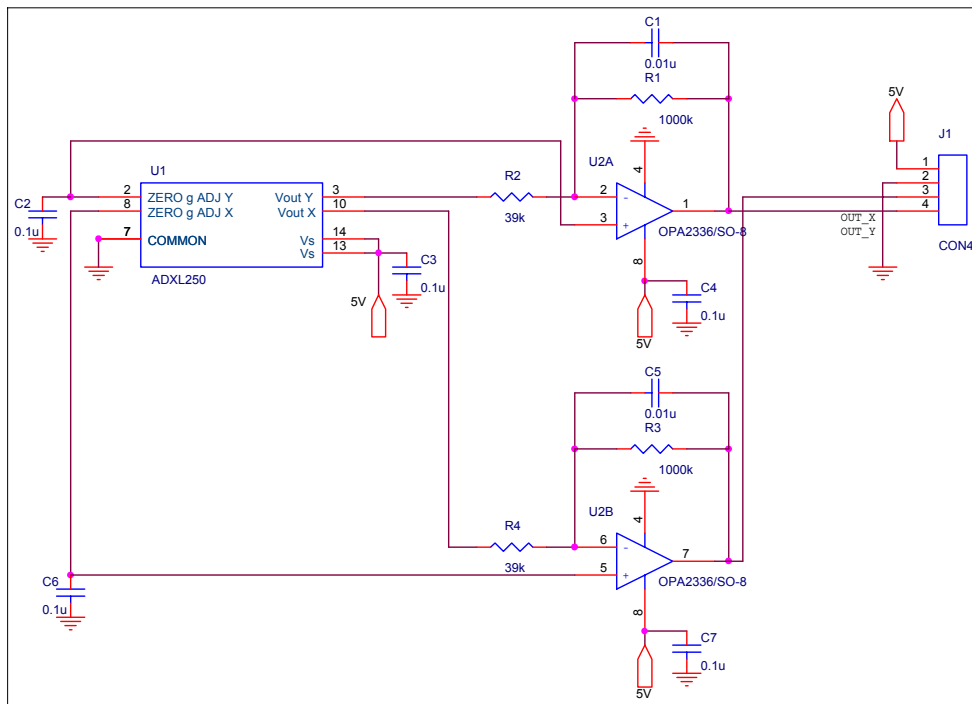


그림 2. 가속도 신호의 전처리 회로도

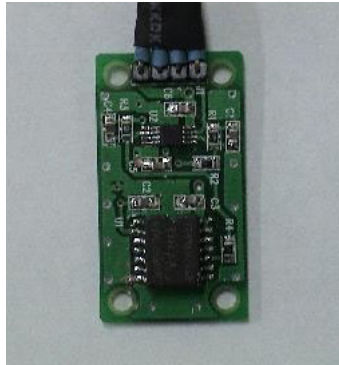


그림 3. 제작된 센서부분

2.3 A/D 변환 및 신호저장과 송신을 위한 회로 설계

디지털 하드웨어는 마이크로 컨트롤러(PIC16C73B)를 기반으로, RF 모듈을 이용하여 데이터를 무선 송신할 수 있는 부분과 EEPROM에 데이터를 저장한 후 RS232C를 통하여 컴퓨터(PC)로 전송할 수 있는 부분으로 구성되어 있다. 그림 4와 그림 5는 A/D 변환 및 신호저장과 송신을 위한 하드웨어 회로도 및 제작된 송신부이다.

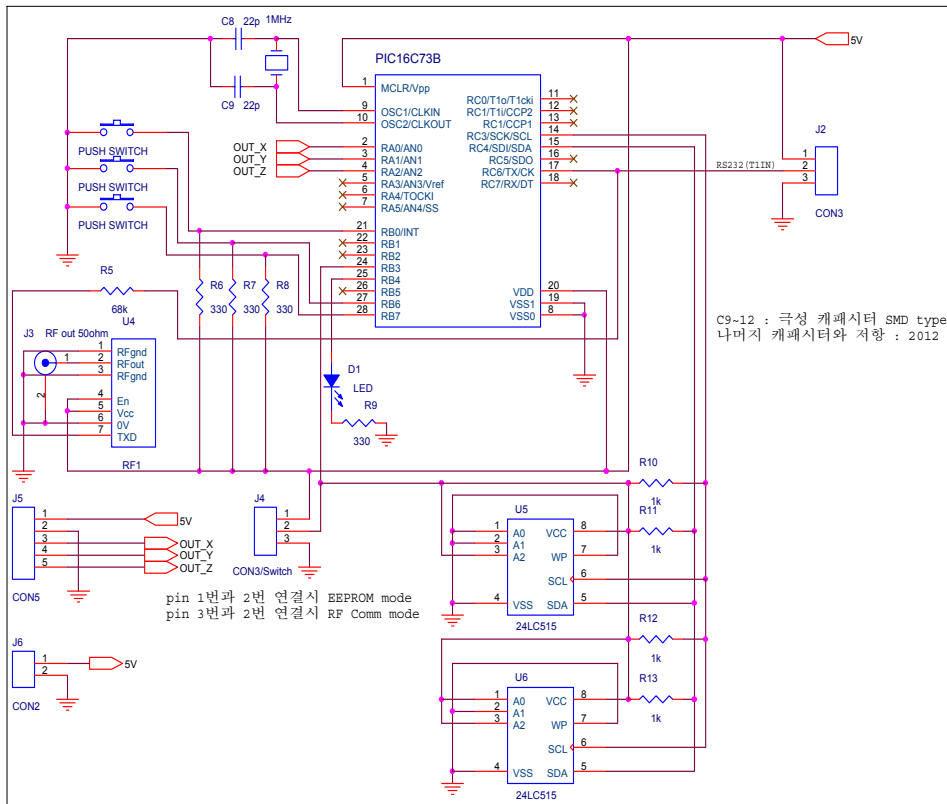


그림 4. A/D 변환 및 신호저장과 송신을 위한 하드웨어 회로도

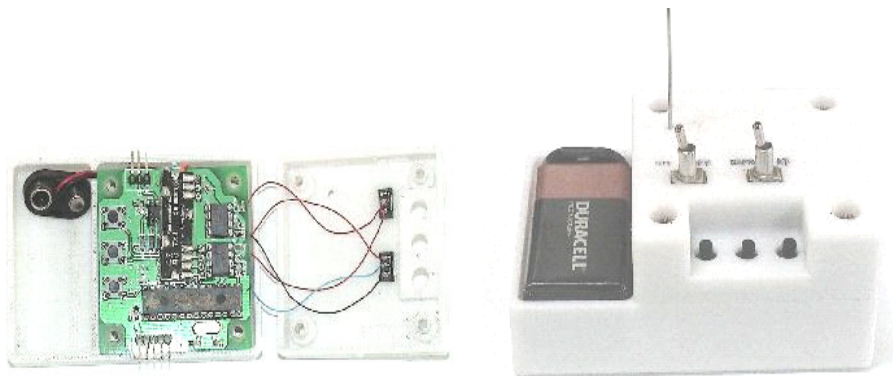


그림 5. 제작된 송신부

2.4 수신부 회로 설계

수신부는 RF 모듈을 사용하여 수신된 데이터를 개인용 컴퓨터(PC)로 전송할 수 있게 설계하였다. 그림 6과 7은 데이터 수신을 위한 하드웨어 회로도 및 제작된 수신부이다.

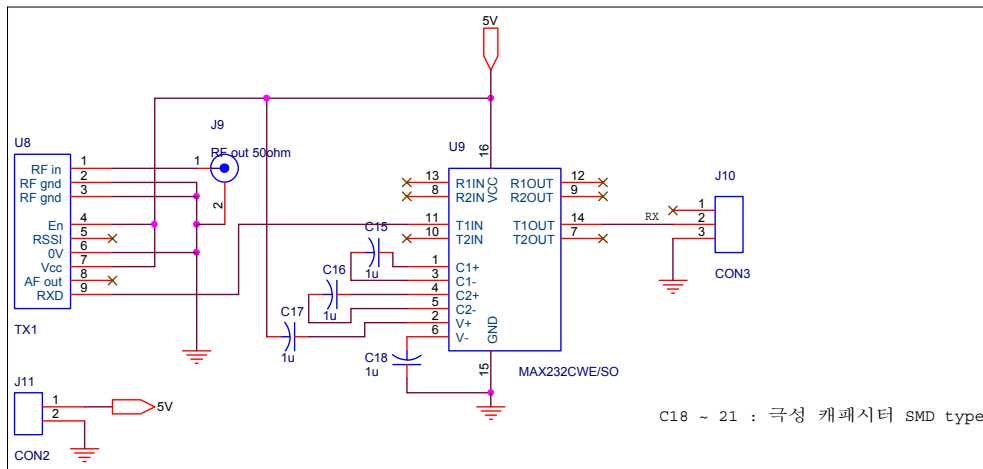


그림 6. 데이터 수신을 위한 하드웨어 회로도

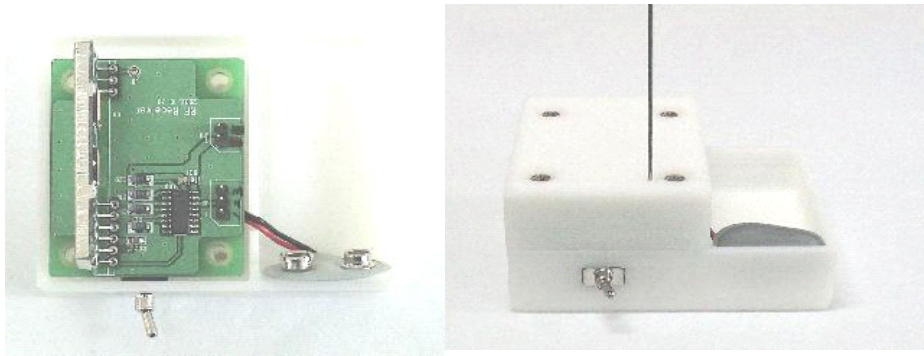


그림 7. 제작된 수신부

2.5 전원부 설계

전원부는 9V 건전지를 이용하여 7805의 회로를 통해 각 부분(송/수신기)에 5V를 공급 할 수 있도록 하였다. 그림 8은 시스템의 전원부 구성 회로도이다.

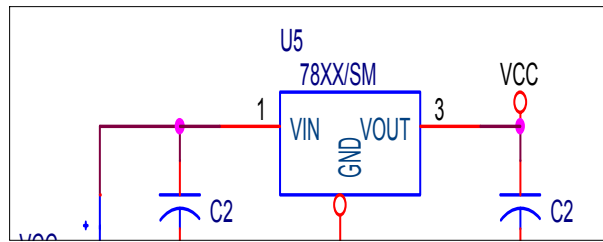


그림 8. 전원부 구성 회로도

2.6 통신 프로토콜 설계

RF 송신부에서는 제작된 가속도 센서로부터 유효한 데이터를 받아 RF 수신부에 전송하기 전에는 항상 0x55를 전송하고 유효한 데이터를 전송할 때는 0xFF, 0x01, 0x7F, 0x02, X축 데이터(1Byte), Y축 데이터(1Byte)의 순서로 데이터를 전송하였다. 여기서 0xFF는 UART SYNC BYTE, 0x01과 0x7F는 각각 첫 번째, 두 번째 시작 바이트이고 0x02는 전송하는 데이터의 채널수를 의미한다. 보행 가속도 신호 획득을 위한 샘플링 주파수는 60Hz로 하였다. 송·수신 시 시리얼 통신 속도는 9600bps이다.

제 3 장 보행분석 알고리즘 개발

보행분석 알고리즘을 개발하기 위해 휴대용 보행측정 시스템을 사용하여 정상인과 편마비 환자로부터 보행 가속도 신호를 획득하였다. 획득된 신호의 보행패턴을 분석한 후 이를 바탕으로 보행을 정량적으로 평가하기 위한 다양한 보행인자를 검출할 수 있는 알고리즘을 개발하였다. 본 연구에서는 보(step)와 활보(stride)의 소요 시간, 보장(step length), 보행 속도, 보행 주기, 분속수(cadence), 보 구분점에서의 값을 보행평가를 위한 보행인자로 검출하였다. 일반적으로 한 활보는 우측과 좌측의 2개의 보로 이루어져 있고 한 쪽 발의 접지부분부터 다른 쪽 발의 접지부분까지의 길이를 보장이라고 하며 1분 동안의 걸음의 수를 분속수라 한다. 그림 9는 지면에서 발의 이동을 기술한 보장 및 활보장을 설명하고 있다. 그 후, 퍼지 이론을 적용하여 보행의 대칭성과 규칙성을 0 ~ 1의 값으로 정량화하였다. 그림 10은 개략적인 보행분석 알고리즘의 흐름도이다.

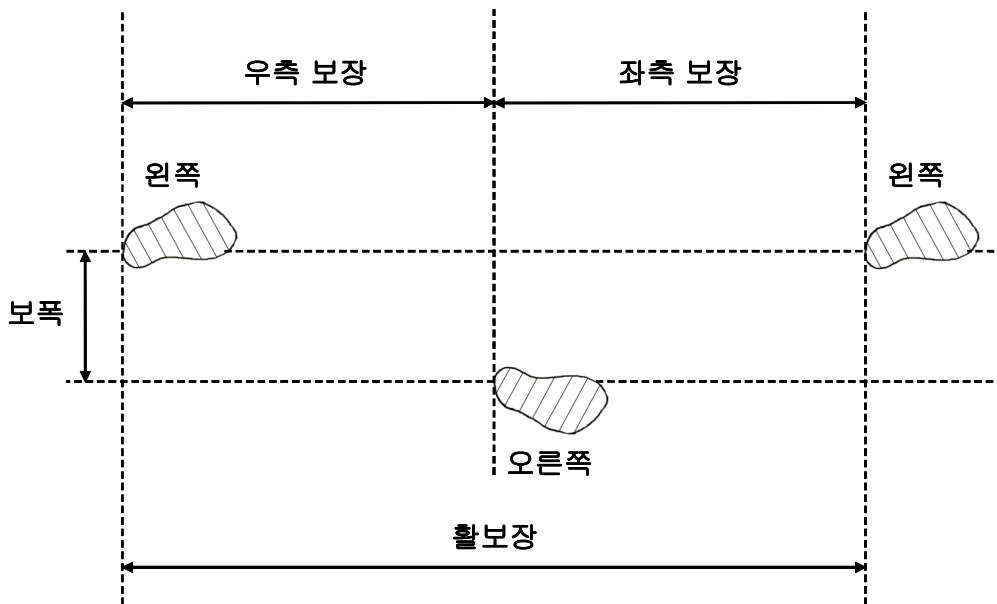


그림 9. 보장 및 활보장

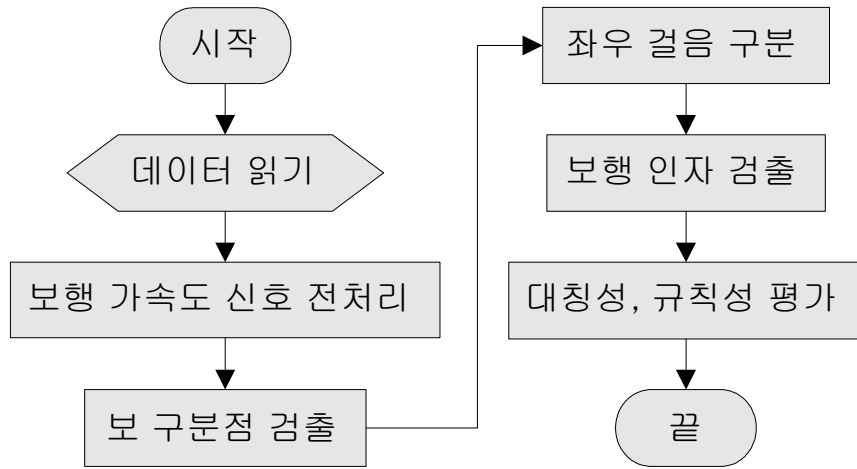


그림 10. 보행분석 알고리즘 흐름도

3.1 실험 방법

본 연구를 위하여 정상보행을 하는 30명의 건강한 성인(남자 29명, 여자 1명)과 16명의 편마비 환자로부터 보행 가속도 신호를 획득하였다. 편마비 환자의 경우 2002년 3월부터 8월까지 국립재활병원에 입원한 환자 중 10m이상 독립보행이 가능한 16명을 실험대상으로 선정하였다. 정상인뿐만 아니라 편마비 환자에게 모두 적용 가능한 보행분석 알고리즘 개발을 위하여 정상인 20명과 편마비 환자 8명의 데이터를 실험군으로, 정상인 10명과 편마비 환자 8명의 데이터를 개발한 알고리즘을 검증, 평가하기 위한 대조군으로 사용하였다. 실험군에 속한 정상인의 연령은 25.2 ± 2.0 세, 신장은 176.4 ± 5.2 cm, 체중은 73.9 ± 11.9 kg의 분포를 갖고 대조군에 속한 정상인의 연령은 24.7 ± 1.6 세, 신장은 176.4 ± 4.5 cm 그리고 체중은 69.4 ± 6.6 kg의 분포를 갖는다. 편마비 환자의 경우, 실험군과 대조군은 기능적 보행분류(functional walking category: FWC)[16]에 의해 분류된 보행능력 정도가 고르게 분포하도록 나누었다. 실험군에 속한 편마비 환자의 연령은 48.3 ± 15.8 세였고, 유병기간은 5.9 ± 2.2 개월이었다. 마비 위치는 사지 1명, 좌측 3명, 우측 4명이었고 남자 5명, 여자 3명이었다. 또한 대조군에 속한 편마비 환자의 연령은 46.9 ± 16.2 세였고, 유병기간은 7.2 ± 3.3 개월이었다. 마비 위치는 좌측 4명, 우측 4명이었고 남자 5명, 여자 3명이었다. 표 2와 3은 실험에 참여한 정상인과 편마비 환자의 정보이다.

표 2. 실험에 참여한 정상인들의 정보

		실험군	대조군
나 이 (세)		25.2 ± 2.0	24.7 ± 1.6
신 장 (cm)		176.4 ± 5.2	176.4 ± 4.5
체 중 (kg)		73.9 ± 11.9	69.4 ± 6.6
성 별 (명)	남성	19	10
	여성	1	0

표 3. 실험에 참여한 편마비 환자들의 정보

		실험군	대조군
나 이 (세)		48.3±15.8	46.9±16.3
유병기간 (개월)		5.9±2.3	7.2±3.3
성 별 (명)	남성	5	4
	여성	3	4
마비위치 (명)	사지	1	0
	우측	4	4
	좌측	3	4
병 명 (명)	뇌출혈	4	4
	뇌경색	4	4
기능적 보행분류 (명)	3. Unlimited householder walker	1	1
	4. Most-limited community walker	1	1
	5. Least-limited community walker	3	2
	6. Community walker	3	4

보행 가속도 신호의 획득시 정상인과 편마비 환자의 실험 조건을 달리 하였다. 정상인의 경우, 장애물이 없는 건물 내의 평평한 복도(총 거리 30m)에서 실험이 진행되었으며 걸음의 안정화 과정을 고려하여 중앙 20m의 신호만 분석에 사용하였다. 피검자는 평소 차림의 복장과 운동화를 착용하였다. 느린 걸음(분속수: 86), 보통 걸음(분속수: 106), 빠른 걸음(분속수: 126)등 세 종류의 속도로 보행하였고 각각 5회 반복 측정하였다. 실험 전에 대상자는 메트로놈을 사용하여 각각의 걸음 속도에 맞도록 연습을 하고 메트로놈의 비트 음을 들으며 실험에 임하였다.

편마비 환자의 경우 정상인처럼 긴 거리를 여러 번 측정하기가 힘들기 때문에 병원 내의 평평한 복도에서 평상시 보행 속도로 20m를 걷도록 하여 체중심 가속도를 한번만 측정하였다. 보행의 안정화를 위해 실제 측정은 시작 5m 후부터 10m 동안의 보행에서 이루어졌다.

보행 가속도 데이터를 측정하기 위해 그림 10과 같이 가속도 센서부를 등 중앙 요추 3번과 4번 사이에 스판 재질의 허리밴드로 고정 부착하였다. 이 위치는 체중심에 가깝고 기립 시 지면과 수직이어서 표면 부착 장비를 통해 체중심의 움직임을 측정할 때 가장 적당하다[6][11]. 샘플링 주파수 60Hz로 A/D 변환하여 획득한 보행 가속도 신호를 가속도 센서부와 함께 몸에 부착한 송신부를 통하여 수신부로 전송하였다. 수신된 보행 가속도 신호는 분석 시스템으로 전송하여 Matlab 6.5 (Mathworks, USA)를 사용하여 분석하였다. 알고리즘의 평가를 위하여 측정 시 비디오 촬영도 함께 하였다.

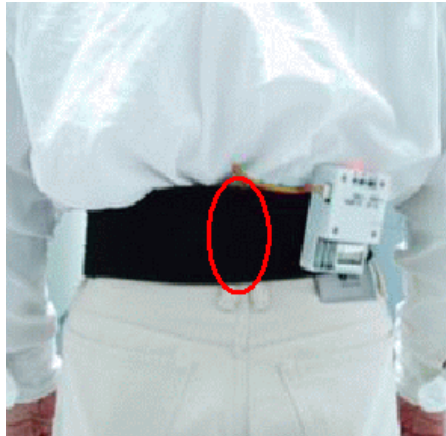


그림 11. 가속도 센서부의 부착위치

3.2 정상인과 편마비 환자의 보행 가속도 신호

본 연구에서 알고리즘 개발을 위해 사용한 가속도 신호는 수직방향의 신호와 좌우 방향의 신호이다.

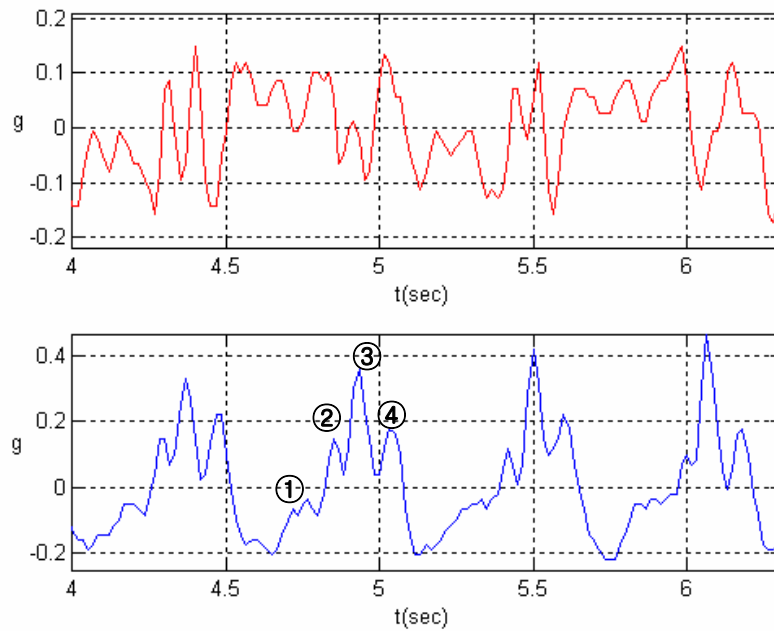


그림 12. 정상인의 전형적인 보행 가속도 신호
(상:좌우 방향, 하:수직방향)

그림 12는 전형적인 정상인의 보행 가속도 신호를 보여준다. 정상보행시 얻은 수직방향의 가속도 신호에는 크게 3개의 주요 특징점(2, 3, 4번)이 생긴다. 빠른 속도에는 나타나지 않지만 보통 속도와 느린 속도에서는 1번 위치에 작은 특징점들이 여러 개 나오는 경우도 있다. 3개의 특징점들도 속도나 대상에 따라서 항상 3번 특징점이 크지 않을 경우도 있으며, 2번이나 4번 특징점이 3번보다 크거나 거

의 관찰되지 않을 경우도 있다. 좌우 방향의 가속도 신호(위쪽 방향이 오른쪽 방향을 의미)에서는 오른쪽 발이 운동하고 있는 동안에는 주로 오른쪽으로 가속도가 치중되었고 반대로 왼쪽 발이 운동하고 있는 동안에는 주로 왼쪽으로 가속도가 치중되는 것이 관찰되었다.

Auvinet 등[11]의 연구에 의하면 보행 가속도 신호의 특징점들이 각 보행 단계와 서로 높은 관련성이 있음을 보여주고 있고 Villanueva 등[17]의 연구에서는 보행 가속도 신호와 초기 접지기와 서로 관련이 있음을 보여주고 있으며, 이 사실은 보행평가 시 가속도 신호의 유용성을 뒷받침해주고 있다. 이와 같은 기존 연구와 자체 선행연구 결과를 기초로 본 연구에서는 일차적으로 3번 특징점을 찾아 보행 인자를 계산 및 평가하는 것을 목표로 하였다.

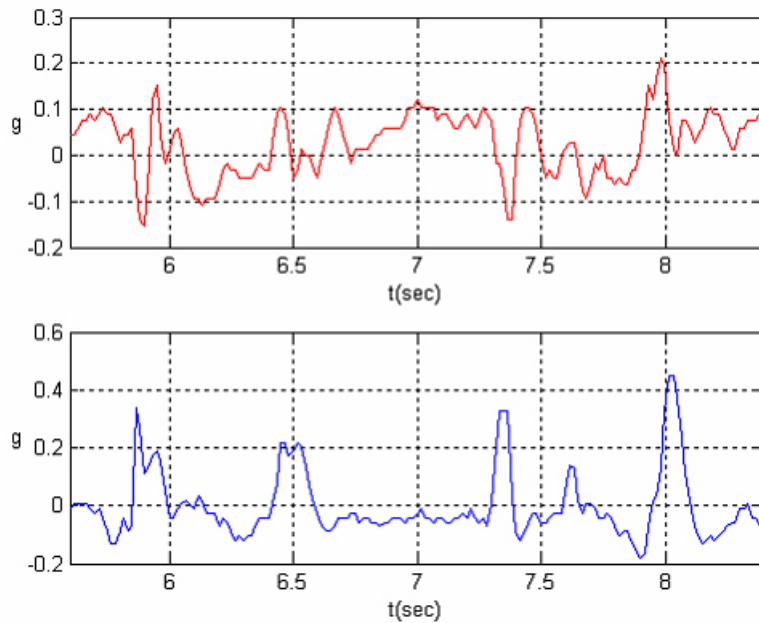


그림 13. 편마비 환자로부터 얻은 보행 가속도 신호의 예
(상:좌우방향, 하:수직방향)

그림 13은 편마비 환자의 보행 가속도 신호의 한 예이다. 정상인의 보행 가속도 신호와 비교해 볼 때 고주파 성분이 많이 섞여 있음을 관찰할 수 있다. 이것은 한쪽 다리의 마비로 인하여 보행의 안정성이 떨어지기 때문이다. 또한 정상인의 보행 가속도 신호에 비해 규칙성과 대칭성이 떨어지고 정상인의 수직방향 보행 가속도 신호에서 보인 3개의 주요 특징점이 뚜렷이 나타나지 않는 것을 관찰할 수 있다.

3.3 보행 가속도 신호 전처리

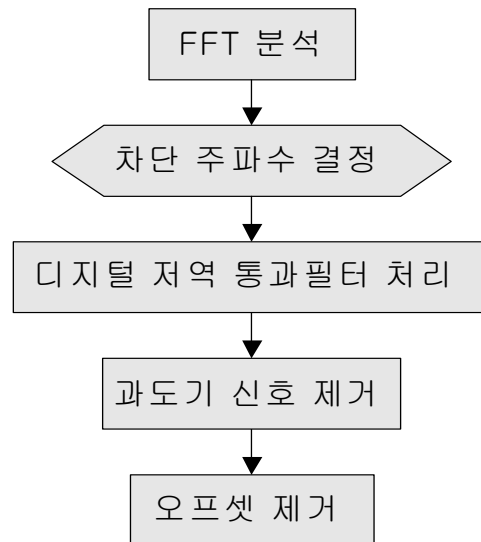


그림 14. 보행 가속도 신호 전처리 과정

그림 14는 보행 가속도 신호의 전처리 과정을 보여준다. 먼저, 불안정한 보행 운동과 외부의 요인에 의한 불규칙적인 고주파 신호 성분을 제거하기 위하여 디지털 저역 통과 필터(4차, Butterworth)를 사용하였다. 차단 주파수를 결정하기 위해 주파수 분석(FFT 분석)을 하였다. 그림 15와 16는 실험에 참여한 정상인과 편마비 환자로부터 얻은 수직방향 보행 가속도 신호의 주파수 특성의 한 예를 보여준다. 그림 15와 16에서와 같이 수직방향 보행 가속도 신호의 주 주파수는 보통 1 ~ 2 Hz 대역에서 존재한다. 이 주파수 대역에서 가장 전력이 큰 주파수를 디지털 저역 통과 필터의 차단 주파수로 사용함으로써 디지털 저역 통과 필터가 피검자에 따라 적응성을 갖도록 하였다. 그 후 필터링된 신호에서 처음 2초간의 데이터를 제거하여 디지털 필터 처리에 의한 과도기적 현상을 제거하였고 평균값으로 빼줌으로써 중력 및 그 밖의 영향에 의한 오프셋을 최소화하였다.

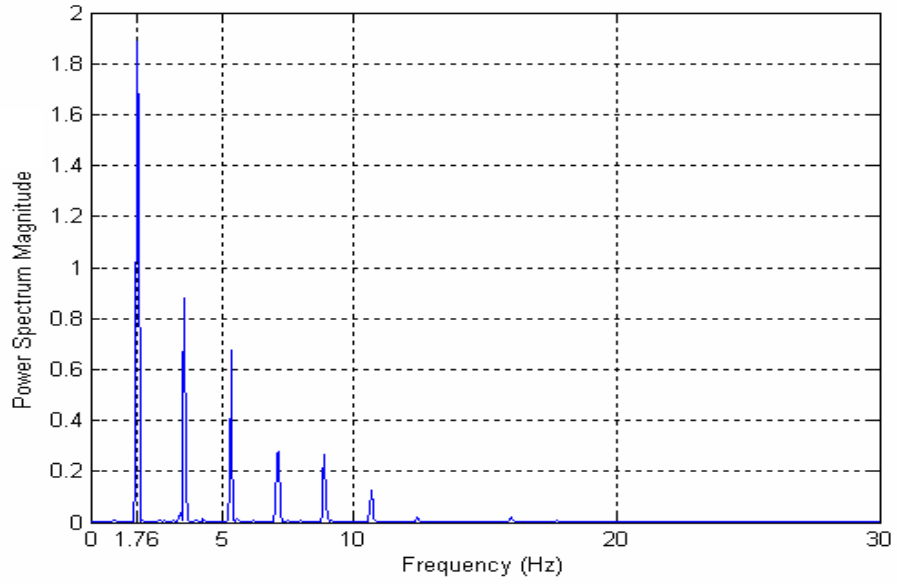


그림 15. 정상인으로부터 얻은 수직방향 보행 가속도 신호의 주파수 특성의 예

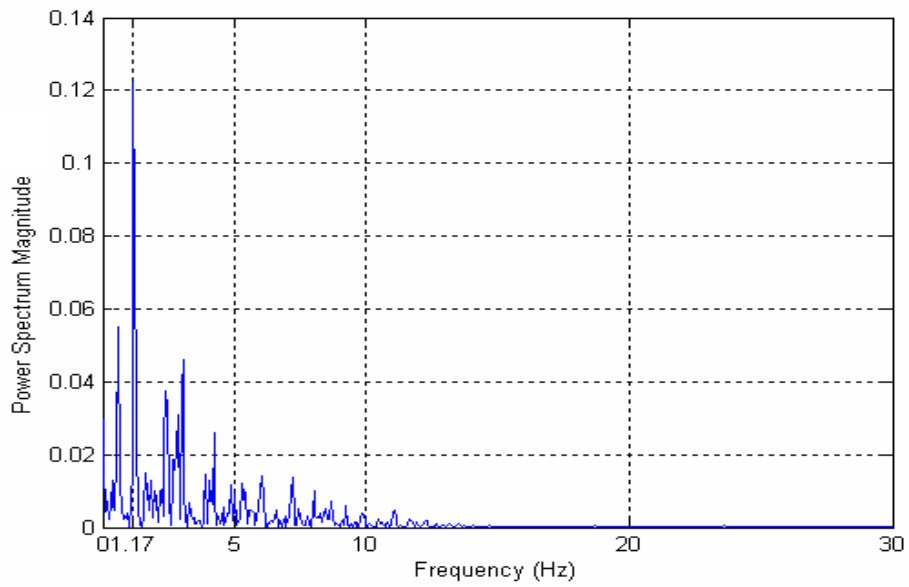


그림 16. 편마비 환자로 부터 얻은 수직방향 보행 가속도 신호의 주파수 특성의 예

3.4 보행인자 검출

보행인자를 검출하기 위해 필터링된 수직방향 보행 가속도 데이터의 주 정점을 검출하여 보 구분점으로 사용하였다. 그 다음, 운동을 하고 있는 발의 방향 쪽으로 내외방향 보행 가속도 신호가 치우친다는 특성을 이용하여 오른쪽과 왼쪽 발을 구분한 후 보 구분점을 이용하여 보와 활보의 소요 시간, 보장, 보행 속도, 보행 주기, 분속수, 보 구분점에서의 값을 보행평가를 위한 보행인자로 검출하였다. 알고리즘에 의해 검출된 보 구분점과 사전에 알고 있는 정보를 바탕으로 보행인자들을 계산하는 방법은 다음과 같다. 사전에 알고 있는 정보는 측정거리와 측정시간이며 보 구분점으로부터 직접적으로 얻어진 정보는 알고 있는 시간 동안의 보의 수, 각 보의 평균 소요시간 등이다. 보 소요 시간과 활보 소요 시간은 보 구분점 사이의 시간을 계산하여 구하였다. 그리고 이를 이용하여 보행 속도, 보장, 분속수, 보 구분점에서의 값을 구하였다. 식(1)~(3)은 관련 수식들이다.

$$V = \frac{D}{T} \quad (1)$$

$$SL = V \times ST \quad (2)$$

$$C = \frac{120}{Str T} \quad (3)$$

여기서 V는 보행 속도(m/sec), D는 측정 거리(m), T는 측정 시간(sec), SL은 평균 보장(m), ST는 보 평균 소요 시간(sec), C는 분속수(step/min), StrT는 활보 평균 소요 시간(sec/stride(=2step))을 의미한다. 평균 보장은 좌우 발의 평균 속도가 같다는 가정을 하고 계산하였다.

3.5 보행 대칭성과 규칙성 평가

보행의 대칭성과 규칙성을 평가하기 위해서는 일반적으로 임상 의사의 주관적인 경험 지식이 사용된다. 따라서 이러한 인간의 주관적인 경험 지식을 기반으로 하는 애매성이 포함된 평가를 정량화하기 위해 퍼지이론을 적용하였다. 본 연구에서는 가장 널리 사용되는 min-max 방법을 사용한 Mamdani 추론 방법을 사용하였다[18]. 비퍼지화 방법으로는 무게 중심법을 사용하였다. 그림 17은 본 연구에서 사용한 퍼지 추론 시스템의 구조이다.

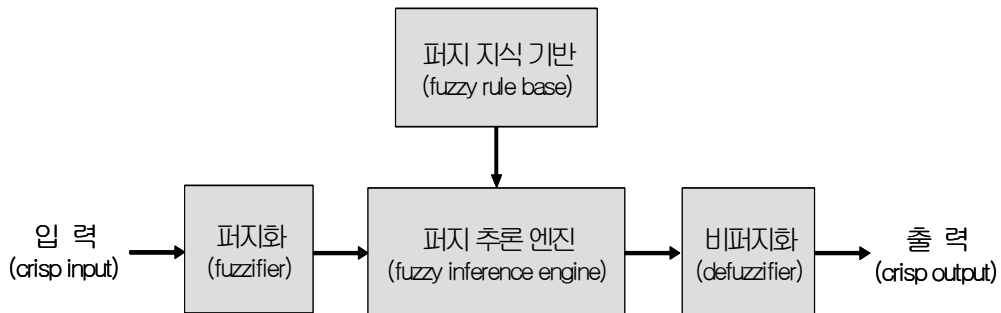


그림 17. 기본적인 퍼지 추론 시스템의 구조

보행의 대칭성을 평가하기 위하여 퍼지 시스템의 입력으로 사용한 보행인자는 SymST와 SymPV이다. SymST와 SymPV의 값은 아래 식 (4), (5)에 의해 구한다.

$$SymST = \frac{LST}{SST} \quad (4)$$

$$SymPV = \frac{LPV}{SPV} \quad (5)$$

여기서, SymST은 보 소요 시간 대칭성, LST는 긴 보 소요 시간, SST는 짧은 보 소요 시간, SymPV는 보 구분점 값의 대칭성, LPV는 큰 보 구분점 값, SPV는 작은 보 구분점 값을 의미한다.

또한, 보행의 규칙성을 평가하기 위하여 퍼지 시스템의 입력으로 사용한 보행 인자는 RegST와 RegPV이다. RegST와 RegPV의 값은 아래 식 (6), (7)에 의해 구한다.

$$RegST = \sqrt{\frac{SDRST^2 + SDLST^2 + SDStrT^2}{MRST^2 + MLST^2 + MStrT^2}} \quad (6)$$

$$RegPV = \sqrt{\frac{SDRPV^2 + SDLPV^2 + SDPV^2}{MRPV^2 + MLPV^2 + MPV^2}} \quad (7)$$

여기서, RegST는 보 소요 시간 규칙성, SDRST는 오른쪽 발의 보 소요 시간의 표준편차, SDLST는 왼쪽 발의 보 소요 시간의 표준편차, SDStrT는 활보 소요 시간의 표준편차, MRST는 오른쪽 발의 보 평균 소요 시간, MLST는 왼쪽 발의 보 평균 소요 시간, MStrT는 활보 평균 소요 시간, RegPV는 보 구분점 값의 규칙성, SDRPV는 오른쪽 발의 보 구분점 값의 표준편차, SDLPV는 왼쪽 발의 보 구분점 값의 표준편차, SDPV는 모든 보 구분점 값의 표준편차, MRPV는 오른쪽 발의 보 구분점 값의 평균, MLPV는 왼쪽 발의 보 구분점 값의 평균, MPV는 모든 보 구분점 값의 평균을 의미한다.

그림 18은 퍼지화를 위한 각 입력의 소속함수이고 그림 19는 대칭성과 규칙성을 나타내는 출력의 소속함수이다. 소속함수의 종류에는 삼각형 소속함수, 사다리꼴 소속함수, 가우시안 소속함수, 종모양 소속함수 등이 있는데, 이중 사다리꼴 소속함수를 각 입력의 소속함수로 선택하였고 삼각형 소속함수를 각 출력의 소속함수로 선택하였다.

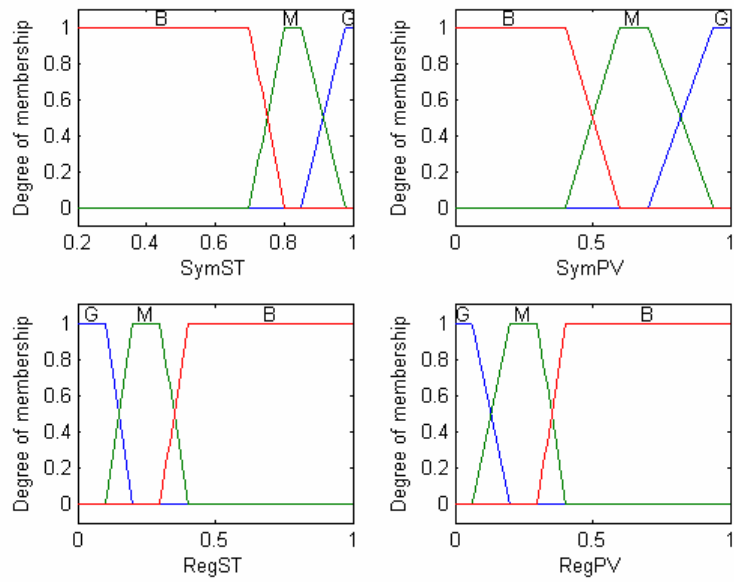


그림 18. 각 퍼지 입력에 대한 소속 함수

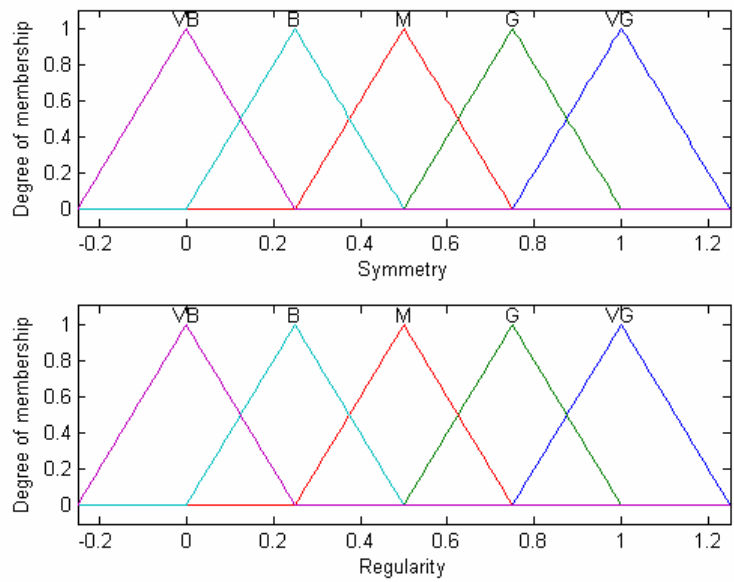


그림 19. 각 퍼지 출력에 대한 소속 함수

표 4와 5는 보행의 대칭성과 규칙성 평가를 위한 퍼지 추론에 사용한 IF-THEN 규칙이다.

표 4. 보행 대칭성 평가를 위한 퍼지 IF-THEN 규칙

IF (전제조건부)	THEN (결론부)
(SymST is G) and (SymPV is G)	(Symmetry is VG)
(SymST is G) and (SymPV is M)	(Symmetry is G)
(SymST is G) and (SymPV is B)	(Symmetry is M)
(SymST is M) and (SymPV is G)	(Symmetry is G)
(SymST is M) and (SymPV is M)	(Symmetry is M)
(SymST is M) and (SymPV is B)	(Symmetry is B)
(SymST is B) and (SymPV is G)	(Symmetry is M)
(SymST is B) and (SymPV is M)	(Symmetry is B)
(SymST is B) and (SymPV is B)	(Symmetry is VB)

표 5. 보행 규칙성 평가를 위한 퍼지 IF-THEN 규칙

IF (전제조건부)	THEN (결론부)
(RegST is G) and (RegPV is G)	(Regularity is VG)
(RegST is G) and (RegPV is M)	(Regularity is G)
(RegST is G) and (RegPV is B)	(Regularity is M)
(RegST is M) and (RegPV is G)	(Regularity is G)
(RegST is M) and (RegPV is M)	(Regularity is M)
(RegST is M) and (RegPV is B)	(Regularity is B)
(RegST is B) and (RegPV is G)	(Regularity is M)
(RegST is B) and (RegPV is M)	(Regularity is B)
(RegST is B) and (RegPV is B)	(Regularity is VB)

위의 퍼지 추론 규칙은 다음과 같은 지식 기반에 바탕을 두고 있다. 보행의 대칭성이 좋으면 양측 발의 보 소요 시간의 차이가 작다. 다시 말하면, 양측 발의 보 소요 시간 비율(작은 값 / 큰 값)이 1에 가깝다. 그리고 보행의 대칭성이 좋으면 양측 발의 보 구분점 값의 차이가 작다. 즉, 양측 발의 보 구분점 값의 비율(작은 값 / 큰 값)이 1에 가깝다. 또한, 보행의 규칙성이 좋으면 동일한 발의 보 소요 시간의 사이의 차이와 각 활보 소요 시간의 사이의 차이가 작다. 그리고 보행의 규칙성이 좋으면 동일한 발의 보 구분점의 값의 차이가 작다. 다시 말하면 각각의 표준표차 값이 작다.

제 4 장 결과 및 고찰

그림 20은 본 연구에서 개발한 보행분석 알고리즘에 보행 가속도 신호를 적용하였을 때 나온 결과 파형의 한 예이다. 수직 축의 단위는 g이고 수평 축의 단위는 초이다. 작은 원으로 표시된 지점이 알고리즘에 의해 검출된 보 구분점이다. 또한 사각파의 (+) 구간이 오른쪽 발이 운동하는 구간이고 (-) 구간이 왼쪽 발이 운동하는 구간이다.

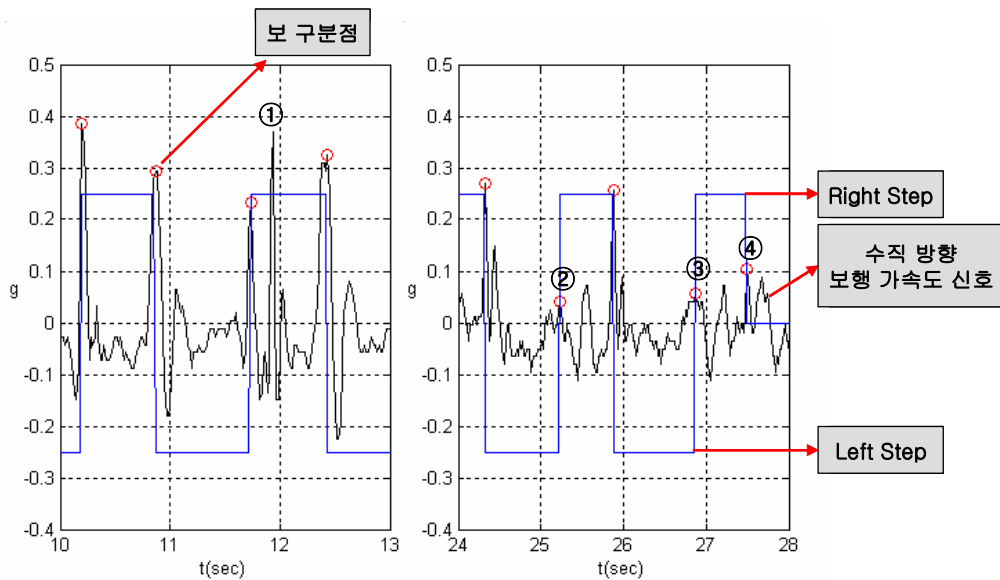


그림 20. 보행분석 알고리즘을 적용한 결과 파형의 예
(수직방향 보행 가속도 신호)

정상인의 경우 규칙적인 보행 가속도 패턴을 보이는 반면, 편마비 환자의 경우 정상인보다 보행의 안정성이 떨어지므로 불규칙적인 패턴을 보인다. 정상인과는 달리 편마비 환자의 수직방향 보행 가속도 신호의 경우 그림 20의 1번 점과 같이

검출해야 하는 정점(보 구분점)과 정점 사이에서 이 정점들보다 값이 큰 점들이 나타나는 경우가 있으며 또한 대부분 환측을 내딛을 때의 가속도 크기가 건측의 경우보다 작기 때문에 그림 20의 2, 3, 4번 점과 같이 검출해야 하는 정점의 크기가 다른 쪽에 비해 상대적으로 작은 경우도 있다. 따라서 단순히 원 신호에 문턱치를 적용하여 주요 정점을 구분하는 방법은 편마비 환자의 보행 가속도 신호에 적용하기 힘들기 때문에 원 신호를 직접 이용하는 방법 대신 다른 방법이 필요하다.

편마비환자로부터 얻은 보행신호 분석이 어려운 이유 중의 하나는 불규칙적인 고주파 성분에 기인하므로, 이를 제거하기 위하여 피검자의 보행 주기 특성에 따라 차단 주파수를 다르게 결정한 디지털 저역 통과 필터(4차, Butterworth)를 사용하였다. 필터를 적용한 후의 보행 가속도 신호는 고주파 성분의 영향이 제거된 사인과 형태의 간단한 패턴을 가지게 된다. 여기서 수직방향의 보행 가속도 신호 주기는 보의 주기와 상관성을 갖고 내외방향의 보행 가속도 신호 주기는 보행 주기와 상관성을 갖는다. 필터링된 수직방향의 보행 가속도 신호의 주 정점을 검출하여 보 구분점으로 사용하였다. 이와 같은 방법은 수직방향 보행 가속도 신호의 특징점과 시간 보행인자와 관련이 있다는 기존 연구 결과에 의한 것으로서 향후 보행 가속도 신호를 기존의 검증된 보행분석 시스템의 데이터와 동기화하여 분석함으로써 알고리즘의 신뢰성을 높여야 할 필요가 있다.

표 6은 본 연구에서 대조군으로 참여한 정상인 10명과 편마비 환자 8명의 보 구분점의 검출 결과를 보여준다. 편마비 환자의 경우, 보행능력에 따라 보장과 걸음속도가 다르므로 측정 거리 10m 안에서의 전체 보 구분점의 수는 15 ~ 32개로 다양하게 분포하였고 모든 보 구분점을 검출하여 100%의 검출율을 보였다. 정상인의 경우, 수집한 모든 데이터에서의 보 구분점의 총 수와 알고리즘을 통해 검출된 보 구분점의 총 수를 비교하였고 편마비 환자의 경우와 마찬가지로 100%의 검출율을 보였다. 신호처리에 앞서 디지털 저역 통과 필터를 적용함으로써 신호의 앞부분에서 나타나는 과도기적인 2초간의 신호를 제거한 후 알고리즘에 적용하였다. 따라서 측정 시작 후 2초 안에 나타나는 보 구분점은 실제 보 구분점의 총수에 포함시키지 않았다.

표 6. 보 구분점 검출 결과

Case	실제 보 구분점의 총 수	검출한 보 구분점의 총 수	검출율 (%)
P1	28	28	100
P2	18	18	100
P3	21	21	100
P4	18	18	100
P5	22	22	100
P6	25	25	100
P7	16	16	100
P8	14	14	100
N1	459	459	100
N2	494	494	100
N3	484	484	100
N4	434	434	100
N5	412	412	100
N6	455	455	100
N7	440	440	100
N8	430	430	100
N9	418	418	100
N10	475	475	100
비고	P: 편마비 환자, N: 정상인		

보 구분점을 검출한 후에는 수평 보행 가속도 신호를 이용하여 오른쪽 발과 왼쪽 발을 구분하였다. 운동을 하고 있는 발의 방향 쪽으로 내외방향 보행 가속도 신호가 치우친다는 특성을 이용하여 보 구분점으로 구분된 각 보의 구간 동안의 내외방향 보행 가속도 신호의 크기를 비교함으로써 좌우를 구분하였다. 대조군에 속한 10명의 정상인과 8명의 편마비 환자의 경우 정상인 한 명을 제외하고 보의 좌우 구분이 모두 잘 되었다. 이는 이 피검자의 보행 특성이 다른 사람들에 비해 좌우의 흔들림이 작기 때문인 것으로 생각된다.

보행인자를 계산하는데 있어서는, 앞에서 언급한 것과 같이 식(1)은 측정 거리

에 대한 정보를 사전에 알고 있어야 계산할 수 있고 식(2)은 좌우 발의 평균 속도가 같다는 가정 아래 성립한다. 따라서 가정에 큰 하자가 있거나 측정거리에 대한 정보가 없을 때는 이 계산 방법을 이용하는데 문제점이 생긴다. 향후 사전 정보나 가정에 독립적이고 더 많은 보행인자를 계산할 수 있도록 알고리즘의 성능을 향상시켜야 할 것이다.

그림 21과 22는 개발한 알고리즘을 대조군의 보행 가속도 신호에 적용하여 얻은 보행의 대칭성과 규칙성에 대한 정량화된 평가 결과이다. 그림 21과 22를 보면 보행 대칭성과 규칙성의 평가 수치가 정상인의 경우 1(매우 좋음)에 가깝고 편마비 환자의 경우 그렇지 못함을 확인할 수 있다. 일정기간동안의 재활 훈련 전후의 이 수치를 비교하면 편마비 환자의 보행 대칭성과 규칙성이 얼마나 향상되었는지를 확인할 수 있고 이를 통해 보행능력 회복의 정도를 정량적으로 평가할 수 있다. 표 7과 그림 23은 대조군에 속한 편마비 환자의 기능적 보행 분류에 따른 보행 대칭성과 규칙성을 보여주고 있다. 기능적 보행 분류에 따라 본 연구에서 정량적으로 평가한 보행 대칭성과 규칙성이 어떤 관계를 가지고 있는지를 살펴보고 싶었지만 8명의 데이터에서는 큰 상관성을 찾아볼 수 없었다. 이는 아직 상관성을 연구할 만큼 데이터의 양이 충분하지 않았고 또한 FWC라는 기능적 보행 분류가 단순히 보행의 대칭성과 규칙성만을 고려하여 이루어진 평가가 아니기 때문이라고 생각된다.

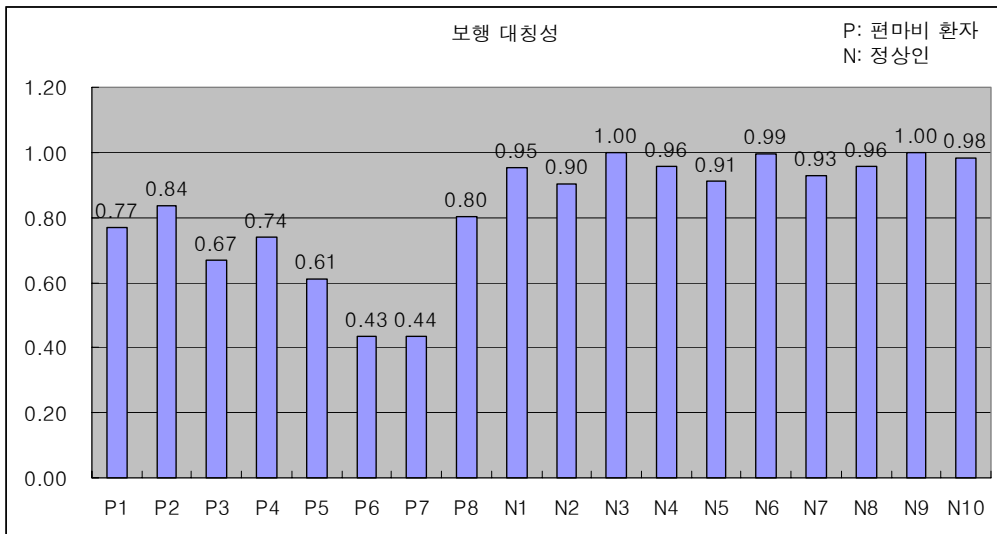


그림 21. 대조군의 보행 대칭성 평가 결과

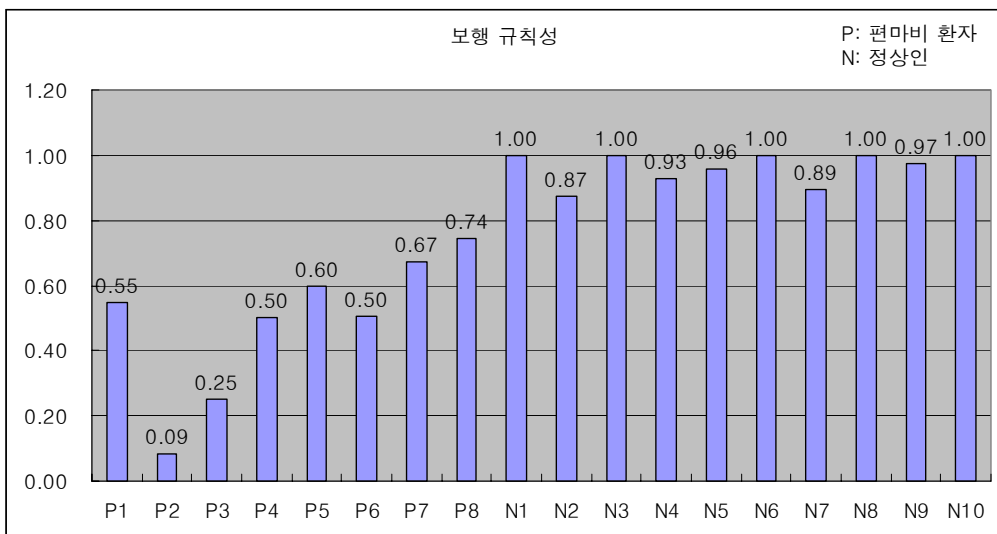


그림 22. 대조군의 보행 규칙성 평가 결과

표 7. 기능적 보행 분류에 따른 보행 대칭성과 규칙성

FWC	피검자	보행 대칭성	보행 규칙성
3	P6	0.43	0.50
4	P8	0.80	0.74
5	P1	0.77	0.55
	P5	0.61	0.60
6	P2	0.84	0.09
	P3	0.67	0.25
	P4	0.74	0.50
	P7	0.44	0.67

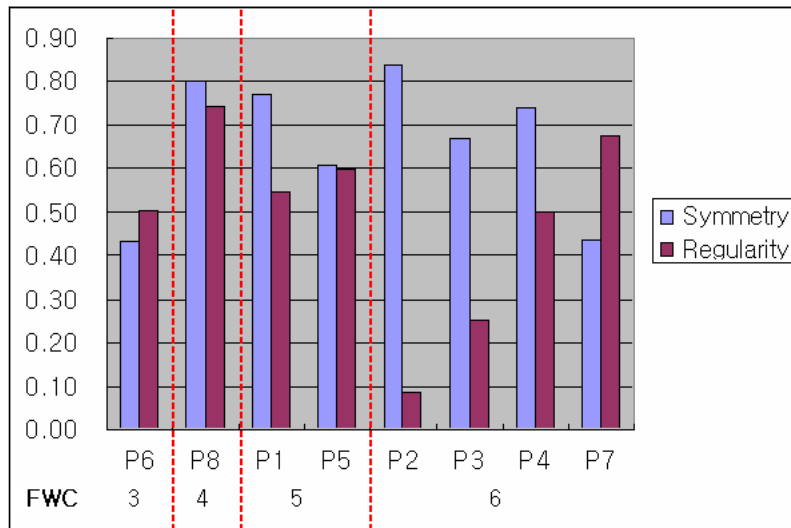


그림 23. 기능적 보행 분류에 따른 보행 대칭성과 규칙성

제 5 장 결 론

본 연구에서는 보행 가속도 신호를 측정할 수 있는 휴대용 무선 가속도 측정 시스템을 설계하였고 이를 통하여 획득한 정상인 20명과 편마비 환자 8명의 보행 가속도 신호의 특성을 분석하여 정상인과 편마비 환자의 보행인자를 계산하고 보행 대칭성과 규칙성을 정량적으로 평가할 수 있는 알고리즘을 개발하였다. 개발한 알고리즘을 대조군에 속한 정상인 10명과 편마비 환자 8명의 보행 가속도 신호에 적용한 후 비디오 데이터와 보행 가속도 신호를 직접 관찰하여 얻은 정보와 비교함으로써 알고리즘의 성능을 평가하였다.

위의 모든 과정을 통하여 구해진 결과를 통하여 다음과 같은 결론을 얻을 수 있었다.

(1) 보행의 안정성이 떨어지기 때문에 원신호에서는 주 정점을 검출하기 힘든 편마비 환자의 수직방향 보행 가속도 신호를 주파수 대역에서 가장 전력이 큰 주파수를 차단 주파수로 하는 저역 통과 필터 처리를 하고 일반적인 정점 검출 방법을 사용함으로써 보 구분점을 검출할 수 있었다.

(2) 운동을 하고 있는 발의 방향 쪽으로 내외방향 보행 가속도 신호가 치우친다는 특성을 이용하여 보 구분점으로 구분된 각 보의 구간 동안의 내외방향 보행 가속도 신호의 크기를 비교함으로써 좌우를 구분할 수 있었다.

(3) 검출된 보 구분점을 기반으로 보와 활보의 소요시간, 보장, 보행 속도, 보행 주기, 분속수, 보 구분점에서의 값 등의 보행평가를 위한 보행인자를 계산할 수 있었다.

(4) 퍼지 이론을 적용하여 보행의 대칭성과 규칙성을 정량적으로 평가할 수 있었다.

(5) 본 연구를 통해 설계한 휴대용 무선 가속도 측정 시스템과 개발한 보행분석 알고리즘의 유용성을 확인할 수 있었다.

향후 임상에서의 실용을 위해서 기존의 검증된 보행분석 시스템의 데이터와 동기화된 많은 보행 가속도 데이터를 확보하여 알고리즘을 비교 평가, 보완함으로써 신뢰성을 높이고 더 많은 보행인자를 계산하고 보행의 대칭성과 규칙성을 더욱 정확하고 객관적으로 평가할 수 있도록 알고리즘의 성능을 향상시킴으로써 임상에서 편마비 환자의 재활치료 성과를 평가하는데 사용될 수 있을 것이다.

참고 문헌

- [1] Masaki Sekine, Yoshiyuki Abe, Mitsuyoshi Sekimoto, Yuji Higashi, Toshiro Fujimoto, Toshiyo Tamura, Yasuhiro Fukui, "Assessment of gait parameter in hemiplegic patients by accelerometry", Proceedings of the 22nd Annual EMBS International Conference, pp. 1879-1882, 2000
- [2] Esquenazi A., Talaty M., "Gait analysis: Technology and clinical applications", Physical Medicine & Rehabilitation, R.L. Braddom, Editor, Saunders: Philadelphia. pp. 93-108, 2000
- [3] Medved, Vladimir., "Measurement of Human Locomotion", CRC Press LLC, 2001
- [4] Morris, J. R. W., "Accelerometry - A Technique for the Measurement of Human Body Movements", J Biomech, Vol. 6, pp. 729-736, 1973
- [5] R. Moe-Nilssen, "A new method for evaluating motor control in gait under real-life environmental conditions. Part 1: The instrument", Clin Biomech, Vol. 13, pp. 320-327, 1998
- [6] R. Moe-Nilssen, "A new method for evaluating motor control in gait under real-life environmental conditions. Part 2: Gait analysis", Clin Biomech, Vol. 13, pp. 328-335, 1998
- [7] Marius Henriksen, H. Lund, R. Moe-Nilssen, H. Bliddal, B. Danneskiold-Samsøe, "Test-retest reliability of trunk accelerometric gait

analysis", *Gait & Posture*, in press, 2003

[8] Evans, A.L., Duncan, G., Gilchrist, W., "Recording accelerations in body movements", *Medical & Biological Engineering & Computing*, Vol. 29, pp. 102-104, 1991

[9] Auvinet, B., Chaleil, D., Barrey, E., "Accelerometric gait analysis for use in hospital outpatients", *Revue du Rhumatisme*, Vol. 66, pp. 389-397, 1999

[10] Aminian, K., Rezakhanlou, K., DeAndres, E., Fritsch, C., Leyvraz, P.F., Robert, P., "Temporal feature estimation during walking using miniature accelerometers: an analysis of gait improvement after hip arthroplasty", *Medical & Biological Engineering & Computing*, Vol. 37, pp. 686-691, 1999

[11] Bernard Auvinet, Gilles Berrut, Claude Touzard, Laurent Moutel, Nadine Collet, Denis Chaleil, Eric Barrey, "Reference data for normal subjects obtained with an accelerometric device", *Gait & Posture*, Vol. 16, pp. 124-134, 2002

[12] Wiebren Zijlstra, At L. Hof, "Assessment of spatio-temporal gait parameters from trunk accelerations during human walking", *Gait and Posture*, Vol. 18, pp. 1-10, 2003

[13] Rolf Moe-Nilssen, Jorunn L. Helbostad, "Estimation of gait cycle characteristics by trunk accelerometry", *Journal of Biomechanics*, Vol. 37, pp. 121-126, 2004

[14] M. Sekine, M. Akay, T. Tamura, S. C. Agner, Y. Higashi, T. Fujimoto, "Fractal dynamics of body motion during walking in poststroke hemiplegic

patients", Proceedings of the Second Joint EMBS/BMES Conference, pp. 9-10, 2002

[15] Avril Mansfield, Gerard M. Lyons, "The use of accelerometry to detect heel contact events for use as a sensor in FES assisted walking", Medical Engineering & Physics, in press, 2003

[16] J. Perry, M. Garrett, J. K. Gronley, S. J. Mulroy, "Classification of Walking Handicap in the Stroke Population", American Heart Association, Vol. 26, No. 6, pp. 982-989, 1995

[17] D. Villanueva, A. Trujillo, E. Fermon, E. Cardiel, Pablo-Ro. Hedz, "Method for monitoring acceleration of the trunk during gait", Proceedings of the Second Joint EMBS/BMES Conference, pp. 1758-1759, 2002

[18] Earl Cox, "The Fuzzy Systems Handbook, Second Edition", Academic Press, 1999

ABSTRACT

Development of Gait Analysis Algorithm for Hemiplegic Patients based on Accelerometry

Lee, Jae Young

Dept. of Biomedical Engineering

The Graduate School

Yonsei University

In this paper, we have developed a portable acceleration data acquisition system to measure acceleration signals during walking and a gait analysis algorithm which can estimate gait parameters automatically and evaluate gait regularity and symmetry objectively. The portable acceleration data acquisition system consists of a biaxial accelerometer, amplifiers, lowpass filter with cut-off frequency of 16Hz, one-chipmicrocontroller, EEPROM and RF (TX/RX) module. In order to develop the algorithm, twenty normal subjects and eight hemiplegic patients for training set and the other ten normal subjects and eight hemiplegic patients for test set are participated in the experiment. Acceleration signals during 20m walking for normal subjects and 10m walking for hemiplegic patients were measured at a sampling frequency of 60Hz from a biaxial accelerometer mounted between L3 and L4 intervertebral area. The algorithm mainly includes preprocessing of gait acceleration signal, detection of main peaks, classification of right/left steps, calculation of gait parameters, and estimation of gait symmetry/regularity. Preprocessing of gait acceleration signal consists of FFT analysis, determination of cutoff frequency, filter processing,

elimination of transition signal, and exclusion of offset. The algorithm detected foot contacts and classified right/left steps, then calculated gait parameters based on information and estimated gait symmetry/regularity. Compared with video data and analysis by manual, algorithm showed good performance in detection of foot contacts and classification of right/left steps in test set. In the future, by improving the reliability and ability of the algorithm in order to calculate more gait parameters accurately and estimate gait symmetry/regularity more precisely and objectively, this system and algorithm could be used to evaluate improvement of walking ability in hemiplegic patients in clinical practice.

Key words : Gait analysis, Hemiplegic, Accelerometer, Symmetry, Regularity