

족하수 방지를 위한
능동형 단하지 보조기의 개발 및 평가

연세대학교 대학원

의공학과

안 승 찬

족하수 방지를 위한
능동형 단하지 보조기의 개발 및 평가

지도 김 영 호 교수

이 논문을 석사 학위논문으로 제출함

2005년 6월 일

연세대학교 대학원

의공학과

안 승 찬

안승찬의 석사 학위논문을 인준함

심사위원 _____ 인

심사위원 _____ 인

심사위원 _____ 인

연세대학교 대학원

2005년 6월 일

감사의 글

대학원 생활동안 항상 따뜻한 격려와 배려로 학문과 인생을 이끌어 주시고 새로운 학문 분야에 대한 관심과 기쁨을 알게 해주신 김영호 교수님께 진심으로 감사드립니다. 또한, 바쁘신 와중에도 귀중한 시간을 내주시어 부족한 논문을 읽어주시고 지적해 주신 이경중 교수님과 김한성 교수님께도 감사드립니다. 지난 4년간의 학부과정부터 지금까지 많은 가르침을 주신 윤형로 교수님, 이윤선 교수님, 김동윤 교수님, 윤영로 교수님, 신태민 교수님, 김범민 교수님, 김정환 교수님, 정병조 교수님, 김지현 교수님, 원주대학의 송성재 교수님께 깊은 감사를 드립니다. 또한, 학교생활에 여러모로 많은 도움을 주신 안중수 선생님과 제 논문의 구동부의 기계적인 부분을 제작해 주신 이현중 선생님과 박현양 선생님께 감사드립니다.

대학원 생활동안 기쁨 때나 힘들 때 늘 내 옆에서 있어준 생체역학 및 재활공학 연구실 식구들에게 고마움을 전합니다. 먼저 졸업하신 성수형, 기원이형, 치호형, 상호형, 한일이형, 근이형, 영광이, 임숙이, 사업이형을 비롯하여 연구실의 큰 어른이신 기홍이형, 연구하는 동안 많은 도움을 주신 기식이형, 논문의 많은 부분에서 큰 도움을 주신 진복이형, 동기로서 늘 힘이 되어 준 강성재, 모든 면에서 늘 같이 한 황성재, 연구실에 막내인 희석이와 은진이에게 다시 한번 깊은 감사를 드립니다.

학교생활 중에 항상 의지가 되어주었던 광규, 우승, 진술, 원철, 주신, 창민, 용희, 상륜, 상욱이를 비롯한 96학번 동기들과 고등학교부터 항상 의지가 되었던 기명, 응주, 윤식, 동현, 경아한테도 감사의 말은 전하고 싶습니다.

또한, 형에게 많은 도움을 주는 사랑하는 동생 윤찬이와 연찬이, 그리고 친척분들께 감사드립니다. 마지막으로, 오늘이 있기까지 부족한 저를 위해 무한한 사랑과 아낌없는 헌신으로써 대해주신 사랑하는 부모님께 이 작은 노력의 결실을 바칩니다.

2005년 6월

안 승 찬 드림

차 례

그림 차례	iv
표 차례	vi
국문 요약	vii
제1장 서론	1
제2장 전체 시스템의 개요	3
제3장 능동형 단하지 보조기의 설계 및 제작	5
3.1 단하지 보조기	5
3.1.1 플라스틱 단하지 보조기	5
3.1.2 플라스틱 힌지 조인트 단하지 보조기	6
3.2 단하지 보조기의 주요 생체역학적 인자	7
3.3 구동부	9
3.3.1 DC 모터	9
3.3.2 구동부의 기계적인 구조	10
3.3.3 구동부의 구동방법	12
3.4 능동형 단하지 보조기의 기본 형태	13
3.5 센서부	14
3.5.1 저항센서	14
3.5.1.1 저항센서의 일반적인 특징	14

3.5.1.2 저항센서의 보조기 부착위치	15
3.5.2 포텐셔미터	16
3.6 제어부	17
3.6.1 제어부의 개요	17
3.6.2 마스터 프로세서	18
3.6.2.1 증폭부	19
3.6.2.2 A/D 변환부	21
3.6.2.3 보행주기 검출부	22
3.6.2.4 SPI 모드 송신부	24
3.6.3 슬레이브 프로세서	26
3.6.3.1 SPI 모드 수신부	27
3.6.3.2 모터제어부	27
3.6.3.2.1 제어 알고리즘	27
3.6.3.2.2 모터 제어	29
3.6.4 전원 회로부	32
3.6.4.1 전체 시스템의 전원	32
3.6.4.2 전원 회로	32
3.6.4.2.1 리튬 폴리머 충전지	32
3.6.4.2.2 전원 회로의 구성	33
제4장 실험	34
4.1 저항센서의 출력 측정	34
4.2 단하지 보조기의 발목관절 가동 범위 측정	34
4.3 구동부의 동적 토크 측정	35

4.4 삼차원 보행 분석	36
4.4.1 실험 대상	36
4.4.2 실험 방법	36
제5장 실험 결과 및 고찰	39
5.1 저항센서의 출력 측정	39
5.2 단하지 보조기의 발목관절 가동 범위	40
5.3 구동부의 동적 토크	41
5.4 삼차원 보행 분석의 결과	42
5.4.1 발목관절의 운동 각도	42
5.4.2 발목관절의 모멘트	43
5.4.3 둘째 발허리머리의 마커 궤적	44
5.5 인공 공압 근육을 사용한 단하지 보조기와의 비교	45
제6장 결 론	47
참고 문헌	49
영문 요약	53

그림 차례

그림 2.1	전체 시스템의 모식도	3
그림 3.1	플라스틱 단하지 보조기의 구성	5
그림 3.2	힌지 조인트가 삽입된 단하지 보조기	6
그림 3.3	정상보행시 발목관절의 저굴/배굴 운동각도	7
그림 3.4	정상보행시 발목관절에서의 모멘트 변화	8
그림 3.5	DC 모터	9
그림 3.6	제작된 구동부	11
그림 3.7	구동부의 전체 조립도	12
그림 3.8	제작된 능동형 단하지 보조기	13
그림 3.9	저항센서의 외형	14
그림 3.10	부착된 저항센서의 위치	15
그림 3.11	회전형 포텐서미터 및 조인트 부착 모습	16
그림 3.12	전체 제어 프로그램의 흐름도	17
그림 3.13	마스터 프로세서의 프로그램 흐름도	18
그림 3.14	저항센서 신호에 대한 증폭 회로	20
그림 3.15	차단주파수가 3Hz인 2차 butterworth 필터	20
그림 3.16	저항센서의 문턱치 전압과 비교 서브루틴의 흐름도	21
그림 3.17	포텐서미터의 출력 전압과의 비교 서브루틴의 흐름도	22
그림 3.18	보행주기 검출 알고리즘	23
그림 3.19	SPI 모드의 마스터/슬레이브 흐름도	25

그림 3.20	슬레이브 프로세서의 프로그램 흐름도	26
그림 3.21	SPI 모드의 마스터/슬레이브 컨트롤러의 회로도	27
그림 3.22	구동부의 동작에 따른 세 가지 상태	28
그림 3.23	세 가지 상태에 대한 흐름도	29
그림 3.24	LMD18200의 내부 회로도	30
그림 3.25	모터 제어에 대한 동작의 블록선도	30
그림 3.26	모터 제어부 회로도	31
그림 3.27	리튬 폴리머 충전지	33
그림 3.28	전체 전원 회로도	33
그림 4.1	동적 토크 측정 실험	35
그림 4.2	삼차원 보행 분석 시스템	37
그림 4.3	반사 마커 부착 모습	37
그림 5.1	인가 하중에 따른 저항값 및 출력 전압의 관계	39
그림 5.2	PWM의 양과 동적 토크사이의 관계	41
그림 5.3	유형별 보행에 따른 발목관절의 저굴/배굴 운동	42
그림 5.4	유형별 보행에 따른 발목관절의 저굴/배굴 모멘트	43
그림 5.5	유형별 보행에 따른 둘째 발허리머리의 마커 궤적	44
그림 5.6	종류별 단하지 보조기의 외형	46

표 차례

표 3.1	DC 모터의 특성	9
표 3.2	Planetary gearhead의 특성	10
표 3.3	엔코더의 특성	10
표 3.4	저항센서(MA-152)의 기본 특성	15
표 3.5	저항센서 및 포텐서미터의 입력신호에 따른 진리표	24
표 3.6	보행단계에 따른 진리표	31
표 4.1	피검자의 일반적 특성	36
표 5.1	발목관절의 가동 범위	40
표 5.2	PWM의 양에 따른 구동부의 동적 토크 값	41
표 5.3	본 연구에서 개발한 보조기와 PPAFO와의 비교	46

국 문 요 약

족하수 방지를 위한 능동형 단하지 보조기의 개발 및 평가

족하수(foot drop)란 신경계의 마비로 발목주위의 근육활동이 작아지거나 없어짐으로 인해 발을 들어올리지 못하는 증상을 말한다. 족하수가 발생하는 원인은 중추 및 말초신경계의 마비로 인해 발목 주위에 있는 앞정강이근의 활동이 정상적으로 이루어지지 않아서 발생되며 특히, 경련성 마비환자들에게 자주 발생된다. 족하수 환자의 경우 발목관절의 근육활동이 미비하여 발목의 배굴 및 외반이 자발적으로 이루어지지 않은 특징적인 보행형태를 나타낸다.

이러한 족하수 환자의 보행양상을 증진시키기 위해 기능적 전기자극과 단하지 보조기를 적용한다. 그러나, 단하지 보조기는 발목관절의 효율적인 저굴/배굴 운동을 제공하지 못하므로 정상적인 보행과 많은 차이를 보이고 있고 전기 자극법은 지속적인 시행착오를 통한 개인맞춤형 장비일 뿐 아니라 보행 시 근육의 피로로 인하여 근육의 기능이 변화하므로 오랫동안 착용하지 못하는 단점이 있다. 또한, 단하지 보조기와 기능적 전기자극은 환경과 보행속도에 따라 보행주기 및 근육의 기능이 변화하는 보행에서는 적용하는데 어려움이 있다.

이에 본 연구에서는 족하수 환자의 정확한 보행주기를 분석, 검출하여 보행주기에 따라 발목관절의 저굴/배굴을 제공하는 능동형 단하지 보조기를 개발하였다. 개발한 능동형 단하지 보조기는 크게 폴리프로필렌 재질의 힌지 발목 조인트를 삽입한 단하지 보조기부, 보행주기를 결정하도록 입력신호를 제공하는 센서부, 센서의 출력신호를 이용하여 실제로 발목관절의 저굴/배굴을 제어하는 제어부, 제어부에서 발생된 제어신호에 따라 발목관절의 굴곡각도를 조절하는 구동부로 구성 되어 있다.

위와 같이 개발한 능동형 단하지 보조기의 효용성을 확인하기 위하여 비장애인을 대상으로 구동부의 동작 토크 측정과 삼차원 보행 분석을 실시한 결과, 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 인가되는 무게에 따라 저항센서의 저항값은 비선형적으로 감소하였고 증폭 회로에의 출력 전압은 저항센서에 인가되는 하중에 비례하여 증가하였다.
2. 개발한 단하지 보조기의 발목관절의 가동 범위는 정상인의 발목관절의 가동 범위 $-10\sim 20$ 도보다 넓은 범위인 $-11.57\sim 27.78$ 도를 만족하였다.
3. 구동부에 의해서 발생하는 최대 동적 토크값은 97.2Nm 로, 전유각기에 발생하는 발목관절의 최대 저굴모멘트인 90Nm 이상의 값을 만족하였다.
4. 일반 플라스틱 AFO 보행에서는 말기입각기에 추진(push off)과 초기유각기에 배굴이 일어나지 않았지만 개발한 단하지 보조기를 착용한 보행에서는 말기입각기에 추진(push off)이 일어나고, 초기유각기에 배굴이 일어남으로써 발끝킴(toe drag)현상을 방지할 수 있었다.
5. 개발한 단하지 보조기를 착용한 보행에서 말기입각기에 급격한 저굴를 통하여 추진(push off)이 성취되고 이 때 발생된 최대 저굴모멘트는 다른 유형의 보행보다 크고 정상보행에 보다 근접함을 알 수 있었다.

핵심이 되는 말 : 능동형 단하지 보조기, 기능적 전기자극, 저굴, 배굴, 족하수, 발끝킴, 저굴모멘트

제 1 장 서 론

족하수(foot drop)란 신경계의 마비로 발목주위의 근육활동이 작아지거나 없어짐으로 인해 발을 들어올리지 못하는 증상을 말한다. 족하수가 발생하는 원인은 중추 및 말초신경계의 마비로 인해 발목 주위에 있는 앞정강이근(tibialis anterior)의 활동이 정상적으로 이루어지지 않아서 발생되며 특히, 경련성 마비환자들에게 자주 발생된다[1][2][3].

족하수 환자의 경우 발목관절의 근육활동이 미비하여 발목의 배굴(dorsiflexion) 및 외번(eversion)이 자발적으로 이루어지지 않은 특징적인 보행형태를 나타낸다. 이른바 고관절 올림(hip hiking)이나 고관절 회선보행(hip circumduction) 등이 그 예이다. 즉, 족저굴근이 경직성 마비로 인해 초기입각기에 발뒤축이 지면에 닿지 않고 발바닥이나 발끝으로 딛게 되어 입각기가 짧아지고, 유각기에 발이 지면에 끌리게 되므로 이를 방지하기 위한 보상작용으로 회선 보행(circumduction gait)을 하게 되어 보행속도가 느려지고 에너지 소모가 증가하는 비효율적인 보행양상을 보이게 된다[4][5][6][7]. 이러한 족하수 환자의 보행양상을 증진시키기 위한 방법으로 기능적 전기자극(functional electrical stimulation)과 단하지 보조기(ankle-foot orthosis)를 착용하는 방법이 있다.

일반적으로 단하지 보조기는 족하수 환자의 보행을 호전시키기 위한 물리적 보조수단으로 가장 보편적으로 사용되고 있다. Abel 등[8]은 35명의 경련성 마비 환자를 대상으로 단하지 보조기를 착용시켜 변형을 방지하고 관절의 위치를 잡아줌으로써 입각기시 안정성이 향상된다고 하였다. Hesse 등[9]은 14명의 경련성 족하수 편마비 환자들에게 단하지 보조기를 적용한 결과 보행속도, 분속수, 보폭, 건측 및 환측의 보행상태가 개선된다고 하였다. 또한, Lehmann 등[10]은 유각기에 족하수가 있거나 발목의 내외측 불안정, 입각기 말기에 충분하지 못한 추진(push off)을 하는 편마비 환자의 병적보행을 개선하기 위해 플라스틱 단하지 보조기가 필요하며 이를 통하여 유각기에 발생하는 발끝림(toe drag)현상을 방지할 수 있다고 하였으며 Yamamoto 등[11]은 단하지 보조기가 발가락 들림(toe off)을 도와줄

뿐만 아니라 유각기에 발목관절의 과도한 내반(inversion)을 방지하며, 입각기 초기에 몸무게에 의한 충격을 흡수하고, 입각기 중기에서 말기에 이르기까지 몸이 전방으로 이동하도록 도와준다고 하였다.

그러나 단하지 보조기는 발목관절의 저굴(plantarflexion) 및 배굴(dorsiflexion)의 발생을 방해함으로써 족하수 환자의 보행을 현저하게 호전시키지 못할 뿐 아니라 정상적인 보행과 많이 차이를 보이고 있다. Carlson 등[12]은 뇌성 소아 마비 환자를 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[13]은 편마비 보행에서 유각기시 발끝딛(toe drag)현상을 방지하지만 초기접지시 지면에 발바닥이 먼저 닿는 현상(foot slap)을 방지해주지 못한다는 결과를 얻었다. 또한, 단하지 보조기에서는 발목관절의 저굴모멘트를 발생시키지 못함으로써 정상보행에서 발생하는 저굴근의 기능 즉, 체중지지, 추진, 유각다리의 가속 및 초기접지시 충격흡수 등의 작용이 이루어지지 않는다[14][15].

족하수 환자의 보행양상을 증진시키기 위한 또 다른 방법은 기능적 전기자극이 있다. 근육의 수축을 유도하기 위해 짧은 순간의 전기적 펄스를 사용하는 기능적 전기 자극법은 영구적인 보조기구로 기대되어 왔다[16][17]. 그러나 전기 자극법은 지속적인 시행착오를 통한 개인맞춤형 장비일 뿐 아니라 보행 시 근육의 피로로 인해 근육의 기능이 변화하기 때문에 장시간 착용할 수 없다. 또한, 기능적 전기 자극법은 환경과 보행속도에 따라 보행주기 및 근육의 기능이 변화하는 보행에서는 적용하기에 어려움이 많다.

따라서 족하수 환자의 보행주기를 검출하고 검출된 보행주기에 따라 능동적으로 발목의 저굴/배굴를 유도함으로써 정상에 가까운 보행을 유도하는 단하지 보조기의 개발이 요구된다.

본 연구에서는 족하수 환자의 정확한 보행주기를 분석, 검출하여 보행주기에 따라 발목관절의 저굴/배굴를 제공하는 능동형 단하지 보조기를 개발하고, 비장애인을 대상으로 한 삼차원 보행 분석을 통해서 기존의 일반 플라스틱 단하지 보조기와 능동형 단하지 보조기를 평가하고자 하였다.

제 2 장 전체 시스템의 개요

그림 2.1은 개발된 능동형 단하지 보조기의 모식도이다. 본 능동형 단하지 보조기는 크게 폴리프로필렌 재질의 힌지 발목 조인트를 삽입한 단하지 보조기부, 보행주기를 결정하도록 입력신호를 제공하는 센서부, 센서의 출력신호를 이용하여 실제로 발목관절의 저굴과 배굴을 제어하는 제어부, 제어부에서 발생된 제어신호에 따라 발목관절의 굴곡각도를 조절하는 구동부로 구성된다.

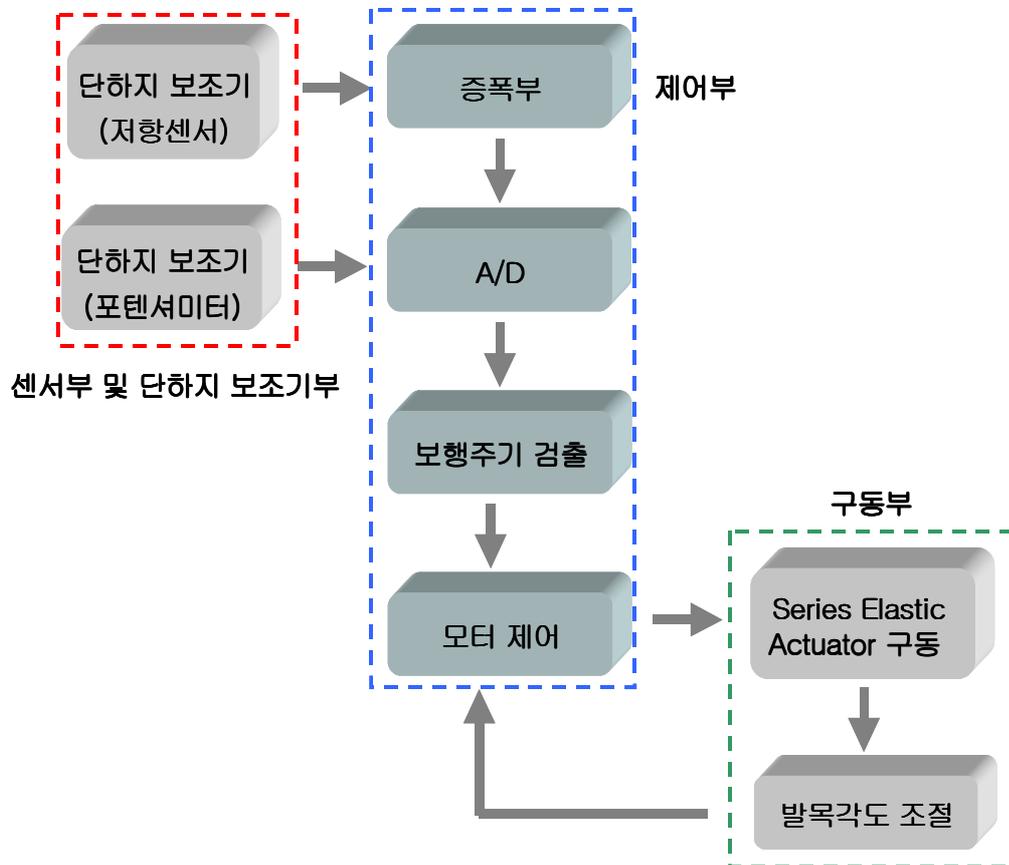


그림 2.1 전체 시스템의 모식도

단하지 보조기부에서 발목관절은 금속 힌지 조인트를 사용하였으며 사용된 조인트는 발목관절의 저굴과 배굴이 자유롭게 이루어지지만 내회전은 허용하지 않도록 설계되어 있다. 또한, 피검자에 맞추어 취형된 단하지 보조기에서 구동부와 연결되는 부분인, 종아리와 발뒤축을 움푹 나오게 제작하여 구동부를 부착할 수 있도록 하였다.

보행주기를 검출하는 센서부에 저항센서와 회전형 포텐서미터를 사용하였다. 저항센서는 엄지발가락, 첫째, 넷째 중족골 및 발뒤꿈치에 부착하여 지면과 부착부위의 접촉상태를 확인하며, 단하지 보조기의 힌지 조인트의 회전축에 연결된 회전형 포텐서미터는 발목의 굴곡각도를 측정하였다.

실질적으로 발목관절의 저굴/배굴을 조절하는 제어부는 증폭 회로, 주변 제어 회로, 전원 회로 및 마이크로컨트롤러로 구성된다. 센서부로부터의 출력 신호는 외부에 위치한 증폭회로를 거친 후에 마스터 컨트롤러(PIC16C73)의 입력 신호로 인가된다. 마스터 컨트롤러에서는 인가된 입력 신호에 대한 A/D 변환과 기준전압의 설정 및 연속적인 비교가 수행되어 비교를 통해 얻어진 결과를 보행주기 검출 알고리즘에 따라 보행주기를 검출한다. 마스터 컨트롤러를 통해 검출된 신호는 슬레이브 컨트롤러(PIC16C73)의 입력신호로 인가되며 인가된 신호는 보행주기에 따른 모터 제어 알고리즘을 통해 모터의 회전량과 회전방향을 제어하게 된다. 또한, 슬레이브 컨트롤러는 모터에 부착된 엔코더에서 발생하는 모터의 위치와 속도에 대한 정보를 감지하여 모터의 동작상태를 제어하게 된다.

구동부에서는 모터의 제어 신호를 바탕으로 단하지 보조기의 발목각도를 조절하게 된다. 모터의 회전운동이 볼스크류(ball screw)와 볼너트(ball nut)에 의해서 직선 운동으로 바뀌게 되어 모터의 회전량과 회전방향에 따라 이동거리와 이동방향이 변화시킴으로써 단하지 보조기의 관절각도가 변하게 된다. 모터에 부착된 엔코더는 위치나 속도에 대한 정보를 슬레이브 컨트롤러에 전달함으로써 모터 동작상태를 제어하게 된다. 또한, 구동부에 압축스프링을 삽입하여 모터에 의해서 발생하는 뒤처짐(backlash)과 보행 시 발생하는 충격을 완화시켰다.

제 3 장 능동형 단하지 보조기의 설계 및 제작

3.1 단하지 보조기

3.1.1 플라스틱 단하지 보조기

일반적으로 플라스틱 단하지 보조기는 발의 내반(inversion), 외반(eversion), 저굴(plantarflexion), 배굴(dorsiflexion)의 움직임을 조절하기 위해 사용되지만 대부분의 플라스틱 보조기는 저굴을 제한하며 약해진 배굴근(dorsiflexor)의 기능을 보조하기 위해 사용되고 있다[18][19].



그림 3.1 플라스틱 단하지 보조기의 구성

그림 3.1은 일반적인 플라스틱 단하지 보조기의 구성을 나타내고 있다. 플라스틱 단하지 보조기는 사용자의 하퇴 후면에 접촉되는 장딴지 셸(calf shell), 사용자의 발바닥과 접촉되는 슈 인서트(shoe insert), 그리고 장딴지 셸을 하퇴 전면에서 고정시켜 보조기의 현가기능을 하는 장딴지 스트랩(calf strap)으로 구성되어 있다.

이들은 발목관절을 사용한 경우를 제외하고는 서로 분리되어 있지 않고 하나로 통합되어 있는 특징을 가지고 있다.

3.1.2 플라스틱 힌지 조인트 단하지 보조기

보행의 진출기(push-off)에 필요한 근육으로 비복근(gastrocnemius), 가자미근(soleus), 장모지 굴근(flexor hallucis longus)이 작용하지만, 보조기를 착용하고 보행하는 경우 이 근육들이 역할을 수행하지 못하게 된다. 따라서 이 근육들이 최대한 작용할 수 있도록 보조기에 관절을 만들어주기도 한다. 힌지 조인트 플라스틱 단하지 보조기는 저굴(plantarflexion)은 방지하고 반면에 배굴(dorsiflexion)은 정상 관절 가동범위의 움직임을 허용한다. 즉, 힌지 조인트 플라스틱 단하지 보조기는 보조기의 주된 목적인 족하수는 막아 주면서 자연스러운 보행패턴을 유도하기 위해 사용된다. 그림 3.2는 금속 힌지 조인트를 삽입시켜 제작한 단하지 보조기이다.



그림 3.2 힌지 조인트가 삽입된 단하지 보조기

3.2 단하지 보조기의 주요 생체역학적 인자

그림 3.3은 정상인의 수평보행에 대한 발목관절의 저굴/배굴 운동 각도를 나타낸 것이다. 정상보행의 저굴/배굴 곡선에서 발목관절은 두 개의 저점(a1, a2)과 한 개의 정점(A)을 가진다. 첫 번째 저점(a1)은 초기접지기 직후에 약간 저굴되어 있는 상태(0~5도)이며 두 번째 저점(a2)는 발가락 들림기 이후에 최대(15~20도까지) 저굴되는 시점이다. 정점(A)는 발기입각기의 최대 배굴상태를 나타내고 약 10도까지 일어난다[20][21].

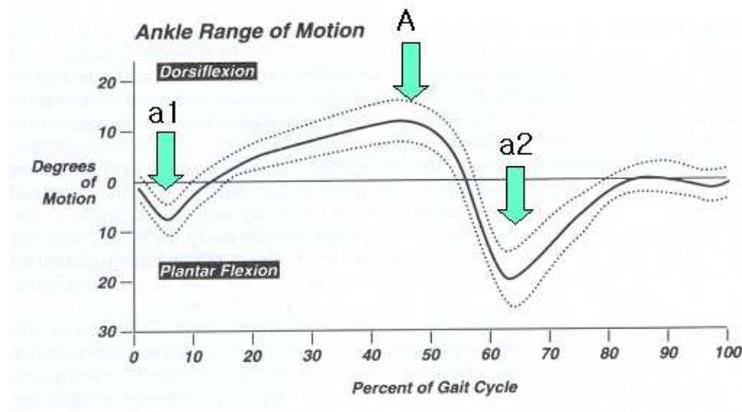


그림 3.3 정상보행시 발목관절의 저굴/배굴 운동각도

그림 3.4에서와 같이, 정상보행에서 발목관절의 저굴 모멘트(plantarflexion moment) 곡선은 크게 한 개의 정점(M)과 저점(m)을 가진다. 저점(m)은 초기 입각기에 최대 배굴되는 시점에서 발목관절에 작용하는 모멘트를 나타내며 정점인 M은 발가락 들림기에 발생하는 저굴 모멘트를 나타낸다. 이 때 발목관절의 저굴 모멘트는 약 1.6Nm/kg 정도에 달한다[22][23].

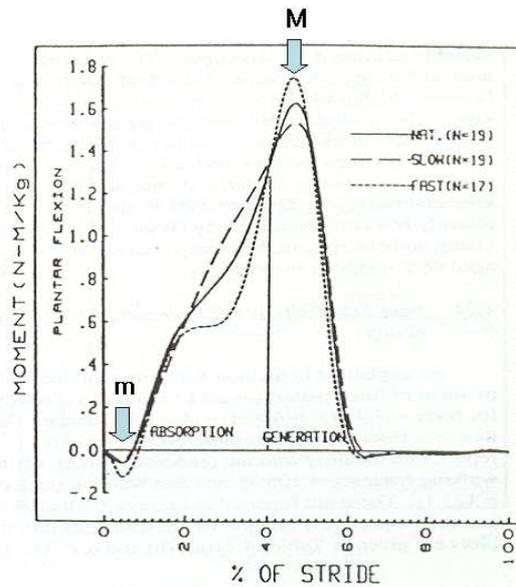


그림 3.4 정상보행시 발목관절에서의 모멘트 변화

Winter(1991)에 의하면, 정상인이 보통 속도로 걷는 경우 발목관절의 각도는 $-20 \sim 10$ 도이며 저굴 모멘트의 최대값은 1.6 Nm/kg 이다. 한편 느린 속도의 경우 발목관절의 각도는 $-18 \sim 8$ 도, 최대 저굴 모멘트는 1.5 Nm/kg 이다. 이러한 정상인의 보행분석 자료는 하지용 보조기 설계에 적용할 수 있다고 하였다[22][23].

단하지 보조기를 착용하는 족하수 환자의 경우 정상인보다 보행속도가 느리기 때문에 발목관절의 저굴/배굴 모멘트가 정상인에 비해서 감소하는 특성을 보이고 있다. 따라서 단하지 보조기를 착용하는 족하수 환자의 보행을 효과적으로 평가하기 위해서는 발목관절의 저굴각도 a_1 , a_2 와 저굴/배굴 모멘트 M , m 을 주요 인자로 삼아야 한다. 이상의 결과로 보면 단하지 보조기를 착용하고 보행한다면 보조기의 부착한 관절의 가동 범위가 $-20 \sim 10$ 도이어야 하며 몸무게 60 kg 의 한국인 환자가 보조기를 착용하고 느린 속도로 보행한다면 최대 90 Nm 의 저굴 모멘트를 발생시킬 수 있는 구동부를 사용하여야 보행 시 일어나는 족하수 현상을 방지할 수 있을 것이다.

3.3 구동부(Series Elastic Actuator)

보행주기에 따라 발목관절의 굴곡각도를 조절하는 구동부는 DC 모터, 모터의 회전력을 직선운동으로 하는 변환하는 볼스크류(ball screw) 및 볼너트(ball nut), 직선 운동시 마찰력을 방지할 수 있는 부싱(bushings)과 이동시 탄성을 주는 압축 스프링(die compression spring)으로 구성되어 있다 [24][25][26].

3.3.1 DC 모터

Winter(1991)에 의한 선행 연구를 토대로 한국인 남녀 정상성인의 느린 속도에 의한 발목의 최대 저굴 모멘트로부터 몸무게 60kg의 환자를 기준으로 최소 90Nm 이상의 최대 발목 저굴 모멘트를 발생시키면서 경량이고 소형인 DC 모터를 선정하였다. 그림 3.5는 선정된 DC 모터(RE 30, 맥슨모터, 스위스)의 사진이며 모터의 사양은 표 3.1에 나타내었다.



그림 3.5 DC 모터

표 3.1 DC 모터의 특성

전압 (V)	정지토크 (mN)	속도 (R.P.M)	최대전류 (A)	동작토크 (mN)	출력 (W)	무게 (g)
24	1070	8640	2	94.8	60	238

감속기로 감속비가 3.7:1인 planetary gearhead(GP 32A, 맥슨모터, 스위스)를 모터의 끝에 부착하였다. 표 3.2는 사용된 planetary gearhead의 특성을 나타낸다.

표 3.2 Planetary gearhead의 특성

감속비	동작토크(N · m)	효율성(%)	무게(g)	무부하시 backlash
3.7:1	2	80	118	0.7

또한, 모터 동작상태를 제어하기 위해 엔코더(digital MR encoder, 맥슨모터, 스위스)를 사용하였다. 표 3.3은 사용된 엔코더에 대한 특성을 나타내었다.

표 3.3 엔코더의 특성

전압(V)	counts per turn (번/회전)	채널수 (개)	최대작동 주파수 (kHz)	채널당 출력 전류 (mA)
5	500	3	200	5

3.3.2 구동부(Series Elastic Actuator)의 기계적인 구조

그림 3.6은 제작된 구동부이다. 구동부는 이동부(drive train)와 고정부(output carriage)로 구성되며 고정부는 압축스프링으로 이동부와 연결되어 있다.



그림 3.6 제작된 구동부(Series Elastic Actuator)

구동부의 구조는 1 개의 커플링(coupling), 2 개의 스프링 금속판(spring retaining), 1 개의 볼너트 금속판(ball nut flange), 1 개의 금속판(end mount), 4 개의 압축스프링(die Spring), 6개의 부싱(bushing), 1 개의 볼스크류(ball screw)와 볼너트(ball nut), 2 개의 가이드 레일(guide rail), 2 개의 플런저(plunger) 및 보조기와 연결하는데 사용되는 연결고리로 구성된다. 모터는 커플링을 통하여 볼스크류와 부착되어 있으며 볼스크류는 볼너트가 포함된 금속판과 연결되어 있다. 볼너트 금속판은 압축스프링으로 둘러싸여 있으며 압축스프링의 다른 쪽은 스프링 금속판들과 부착되어 있다. 스프링 금속판들은 플런저에 연결되어 있고 플런저의 끝은 보조기와 연결하는데 사용되는 고리와 연결되어 있다. 가이드레일과 접촉된 3 개의 금속판에는 부싱이 포함되어 있어서 모터의 회전이 볼스크류와 볼너트에 의해 직선운동으로 원활히 변환되도록 한다. 그림 3.7은 구동부(series elastic actuator)의 전체 조립도이다.

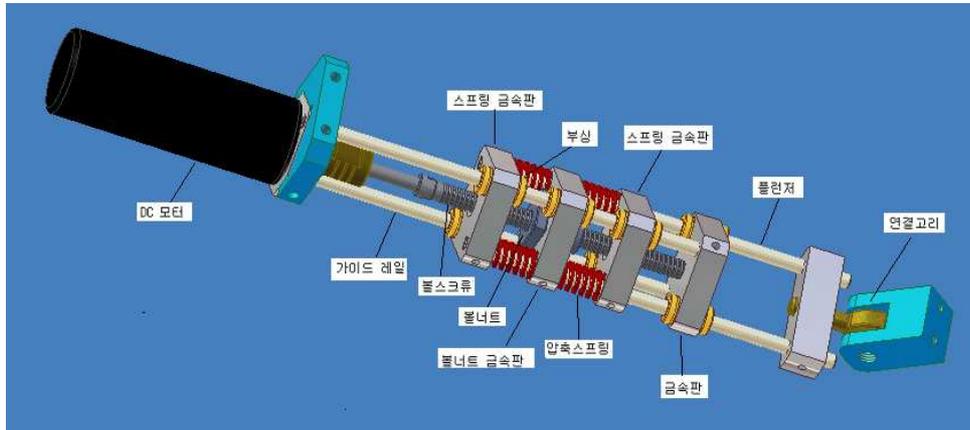


그림 3.7 구동부의 전체 조립도

3.3.3 구동부(Series elastic actuator)의 구동방법

DC 모터의 회전운동은 직접 볼스크류에 전달되고 볼너트를 통하여 직선운동으로 변환된다. 모터의 회전방향에 따라서 볼스크류와 연결된 볼너트가 전진 혹은 후진하게 되며 볼너트의 이동으로 인해 볼너트 금속판은 두개의 압축스프링을 밀게 되고 압축스프링은 다시 스프링과 연결되어 있는 스프링 금속판을 밀게 된다. 스프링 금속판은 플런저에 고정되어 있어 보조기 연결 고리를 통하여 보조기에 전달된다. 따라서, 모터의 회전운동은 볼스크류, 볼너트, 압축스프링에 의해서 보조기에 전달된다.

3.4 능동형 단하지 보조기의 기본 형태

본 연구에서 개발한 능동형 단하지 보조기는 폴리프로필렌 재질의 금속 힌지 조인트가 삽입된 보조기를 사용하였다. 사용된 힌지 조인트는 시상면(sagittal plane)에서의 발목관절 운동인 저굴/배굴은 자유롭게 이루어지지만 내회전은 허용하지 않도록 설계되었다. 또한, 조인트의 회전축에 회전형 포텐서미터를 연결하여 발목의 굴곡각도를 측정하였다.

제작한 단하지 보조기는 구동부의 연결을 위해 종아리와 발뒤축부분에 움푹 나오게 제작하였으며 지름이 5mm인 구멍을 2개씩 뚫어 구동부와 부착이 가능하도록 하였다. 또한, 하퇴부와 발부분을 보조기에 고정시키기 위하여 하퇴 밴드와 발 밴드를 플라스틱으로 대체하였으며 벨크로(Velcro)로 고정하였다. 보조기는 한서대학교 보장구학과에서 정상인 2명의 오른 하지를 취형하여 제작하였다. 그림 3.8은 금속 힌지 조인트와 구동부를 부착하여 제작한 능동형 단하지 보조기이다.



그림 3.8 제작된 능동형 단하지 보조기

3.5 센서부

족하수 환자의 보행주기를 검출하기 위한 입력신호로 저항센서와 회전형 포텐셔미터를 사용하였다. 저항센서는 엄지발가락, 첫째, 네째 중족골, 발뒤꿈치에 부착하였으며 회전형 포텐셔미터는 단하지 보조기에 삽입된 힌지 조인트의 회전축에 부착하였다.

3.5.1 저항센서

3.5.1.1 저항센서의 일반적인 특징

본 연구에서 사용된 저항센서(MA-152, Motion Lab Systems Inc., 미국)는 표면에 작용하는 하중에 따라 저항 값이 변하는 소자로서, 전체 보행에서 보행주기를 구분하기 위해 발바닥과 지면과의 접촉의 여부를 저항 값의 변화에 따른 ON/OFF 형태의 신호로 전환하는 장치이다. 크기가 작은 한편, 일반적인 도전성 고무로 제작된 감압센서와는 달리 두 장의 마이크로 필름형 저항이 겹쳐진 형태로 구성되어 있으며 하중이 증가할수록 저항은 감소하는 특성을 가지고 있다. 그림 3.9는 저항센서(MA-152)의 외형을 나타내며 기본 특성은 표 3.4에 나타내었다.

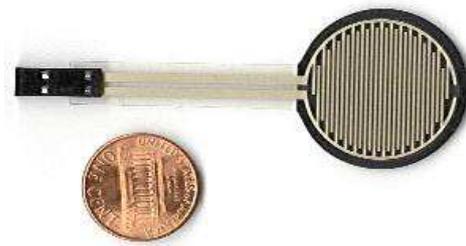


그림 3.9 저항센서의 외형

표 3.4 저항센서(MA-152)의 기본 특성

전체 면적	0.3mm(두께)×3.18mm(센서 직경)
문턱치 출력 전압	직류 2~3V
히스테리시스	62.5% (Full Scale)
최소 무게 인가 시 저항 값	4MΩ±15%
최대 무게 인가 시 저항 값	5kΩ±5%
입력 임피던스	10kΩ±3% (5V pull-up 연결 시)
On/off delay	0.3~1.1 msec

※ 미국 Motion Lab Systems 사의 Data sheet 참조

3.5.1.2 저항센서의 보조기 부착위치

저항센서는 보행 중 보행주기를 구분하기 위한 입력신호를 제공하므로 정확한 위치에 센서를 부착하는 것이 매우 중요하다. 보조기 착용자에 따라 발바닥과 지면과의 정확한 접촉 부위가 다르기 때문에, 본 연구에서는 잉크를 문힌 발바닥을 바닥에 찍어 정확한 센서 부착지점을 결정하였다. 그림 3.10과 같이, 보조기의 발뒤꿈치, 제 1과 제 4 중족골두, 그리고 엄지발가락 위치에 저항센서를 부착하였다.

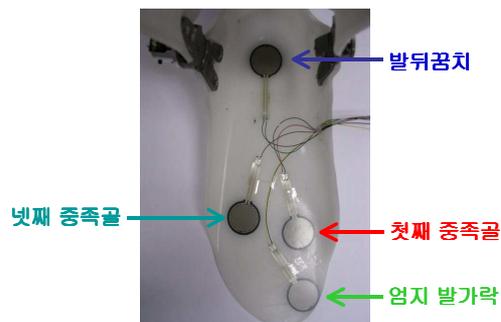


그림 3.10 부착된 저항센서 위치

3.5.2 포텐서미터

단하지 보조기를 착용하고 보행하는 동안 발목의 저굴/배굴 각도를 측정하기 위해 보조기의 힌지 조인트 회전축에 회전형 포텐서미터를 연결하였다. 본 연구에서 사용된 회전형 포텐서미터(RV16YP-5k Ω , Violet, 한국)는 회전각도에 따라 저항값이 변화하는 소자로 저항값의 범위는 0~5k Ω 이다. 회전형 포텐서미터의 신호는 회전함에 따라 저항값이 변하게 되고 전압분배회로에 의해서 포텐서미터에 걸리는 전압이 변화되는 특성을 이용하였다. 그림 3.11은 사용된 회전형 포텐서미터의 일반적인 외형 및 보조기의 힌지 조인트에 부착된 모습을 나타내고 있다.



(a) 회전형 포텐서미터의 외형



(b) 힌지 조인트 부착 모습

그림 3.11 회전형 포텐서미터 및 조인트 부착 모습

3.6 제어부

3.6.1 제어부의 개요

전체 제어부는 크게 보행주기를 검출하는 마스터 프로세서 및 검출된 데이터를 바탕으로 모터를 제어하는 슬레이브 프로세서, 전원 회로부로 구성되어 있다.

마스터 프로세서는 저항센서의 출력신호를 증폭하는 증폭부, 증폭된 저항센서의 출력신호와 포텐서미터의 신호를 A/D 변환하는 A/D 변환부, 변환된 신호로부터 보행주기를 검출하는 보행주기 검출부, 검출된 데이터를 슬레이브 프로세서로 전송하는 SPI 모드 송신부로 구성되었다. 슬레이브 프로세서에는 송신된 데이터를 수신하는 SPI 모드 수신부, 수신된 신호 및 모터의 엔코더 신호에 따라 모터를 제어하는 모터제어부가 있다. 전원 회로부는 전체 시스템의 소요 전원을 공급해주는 곳으로 디지털 회로의 입력 전원인 +5V DC와 모터의 구동전원인 +24V로 구성되었다. 그림 3.12는 전체 제어 프로그램의 흐름도이다.

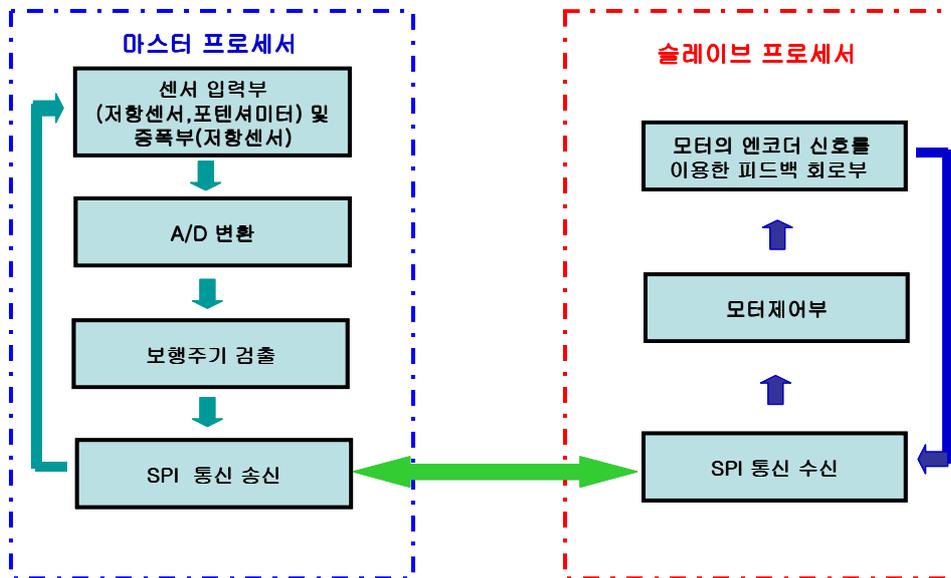


그림 3.12 전체 제어 프로그램의 흐름도

3.6.2 마스터 프로세서

마이크로컨트롤러(PIC16C73)를 사용하여 마스터 프로세서에서 수행되는 A/D 변환, 보행주기 검출 및 SPI 모드 송신은 구현하였다. PIC16C73은 Microchip사의 8bit CMOS 타입의 원칩 컨트롤러로 4K의 ROM, 192byte의 RAM, 22개의 I/O port, 8bit의 5채널 A/D 변환기 및 3-wire serial peripheral interface(SPI) 모드를 내장하고 있다. 그림 3.13은 마스터 프로세서에서의 프로그램 흐름도이다.

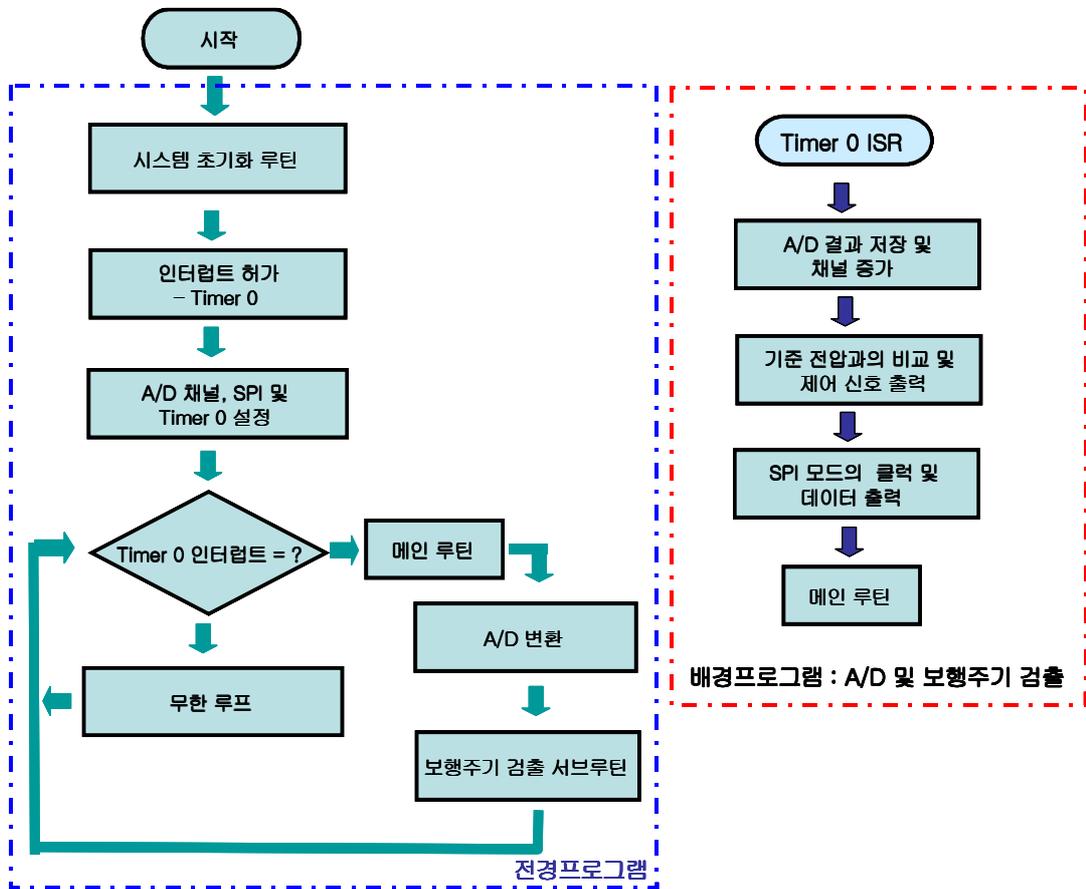


그림 3.13 마스터 프로세서의 프로그램 흐름도

3.6.2.1 증폭부

저항센서로부터의 입력신호를 증폭하기 위하여 LM324 OP-AMP를 이용한 비반전 증폭회로(noninverting amplifier)를 설계하였다. 또한, 증폭 회로 입력부의 기준전압을 인가하기 위하여 두 개의 저항($R_1 = 5.1k\Omega$, $R_2 = 570\Omega$)으로 전압분배 회로를 구성하였으며 이 때 입력부의 기준전압은 아래의 식과 같다[27].

$$V_i = \frac{570(\Omega)}{5.1(k\Omega) + 570(\Omega)} \times 5(V) = 0.502(V)$$

입력부의 기준전압을 LM324의 (+)단자 입력인 3, 5, 10, 12번 핀에 인가하였고 인가된 하중에 비례하여 증폭된 출력전압을 얻기 위해 각 증폭회로의 되먹임 저항으로 47k Ω 의 저항을 사용하여 증폭회로의 입력저항인 저항센서의 출력 값을 증폭되도록 하였다. 저항센서에 대한 출력전압(V_{out})은 아래의 식과 같다.

$$V_{out} = V_i \left(1 + \frac{R_f}{R_i}\right)$$

여기서 R_f 는 되먹임 저항이고 R_i 는 증폭회로의 입력저항을 의미한다.

그림 3.14는 각 부위에 부착된 저항센서에 대한 증폭 회로이다. 각 부위에 부착된 저항센서의 증폭회로를 통하여 증폭된 신호에서는 디지털 회로에서 구현 가능한 로직 상태로 표현하는데 사용되는 문턱치 출력 전압(threshold output voltage)인 2V 부근에서 많은 노이즈가 발생되는 것을 확인할 수 있었다. 따라서 저항과 캐패시터로 구성된 저역 통과 필터를 설계하였다.

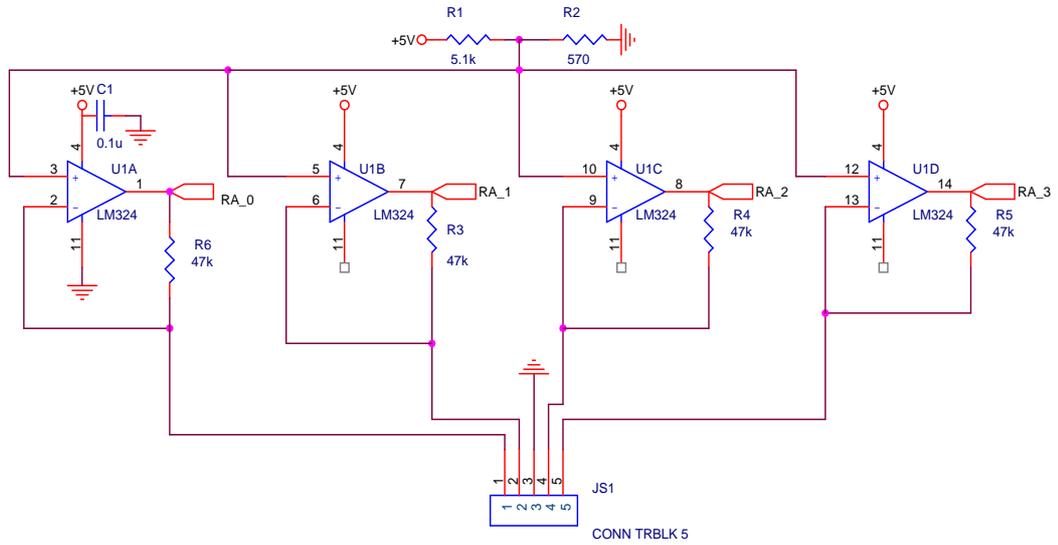


그림 3.14 저항센서 신호에 대한 증폭 회로

저역 통과 필터는 LM324 OP-AMP를 사용하여 필터의 차단주파수(f_c)가 3Hz 인 2차 Butterworth 필터로 그림 3.15와 같이 설계하였다.

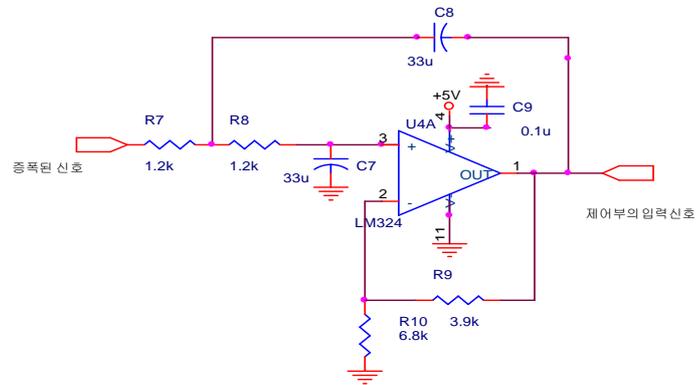


그림 3.15 차단주파수가 3Hz인 2차 butterworth 필터

3.6.2.2 A/D 변환부

4채널의 증폭된 저항센서 신호 및 1채널의 포텐서미터의 출력신호는 PIC16C73의 내부 A/D 변환기에서 디지털 신호로 변환되었다. 마이크로컨트롤러의 전경프로그램에서는 먼저 A/D변환에 대한 클럭 및 채널을 설정하고 무한루프에서는 설정된 채널마다 들어오는 각 센서들의 출력신호를 A/D 변환하여 ADRES 레지스터에 저장되었다. 저장된 값들은 사용자 정의 버퍼인 a, b, c, d, e에 각각 할당하였는데, buffer a에는 엄지발가락, buffer b에는 제 1 중족골두, buffer c에는 제 4 중족골두, buffer d에는 발뒤꿈치에 부착한 센서의 A/D 변환값들을 각각 저장하고, buffer e에는 포텐서미터 신호의 A/D 변환값이 저장되도록 하였다.

보조기에 부착된 네 개의 저항센서의 신호에 대한 A/D 변환값들은 디지털 회로에서 구현 가능한 로직 상태로 표현하기 위하여 문턱치 출력 전압(threshold output voltage)과의 대소 비교를 통하였다. 그림 3.16은 저항센서의 문턱치 전압과의 비교 서브루틴의 흐름도이다.

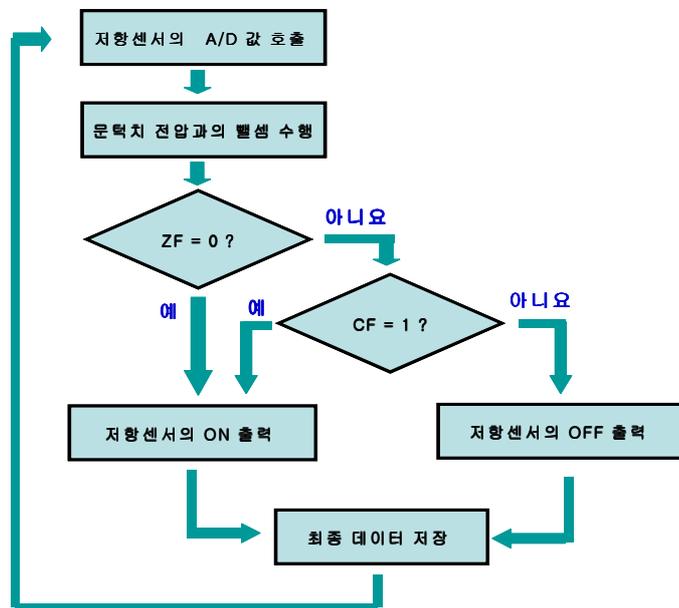


그림 3.16 저항센서의 문턱치 전압과의 비교 서브루틴의 흐름도

그림 3.17은 포텐서미터의 출력 전압과의 비교 서브루틴의 흐름도이다. 포텐서미터의 신호에 대한 A/D 변환값은 Foot Flat 상태를 0으로 설정한 후 대소 비교를 통하여 발목이 저굴될 때 “양”, 배굴될 때 “음”의 값을 갖도록 설정하였다.

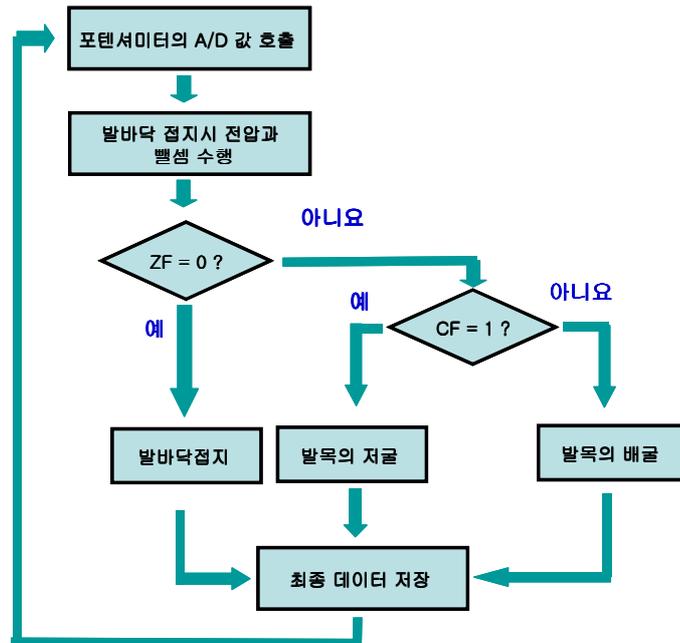


그림 3.17 포텐서미터의 출력 전압과의 비교 서브루틴의 흐름도

3.6.2.3 보행주기 검출부

본 연구에서는 전체 보행주기를 발뒤축접지 HS(heel strike), 발바닥접지 FF(foot flat), 발뒤축들림 HO(heel off), 발가락들림 TO(toe off), 유각기 SW(swing)인 총 5단계로 구분하였으며 총 6개(T1~T6)의 보행주기 변환 알고리즘을 개발하여 제어부의 입력신호인 저항센서와 회전형 포텐서미터의 신호로부터 보행주기를 검출할 수 있도록 하였다. 이와 같이 검출된 보행주기는 구동부의 동작을 제어하는 제어신호로 사용되었다. 보행주기 검출을 위한 입력신호는 기준 전압과 대소 비교를 통해 디지털 회로에서 구현 가능한 로직 상태로 변환된 값 및

Foot Flat 상태를 0으로 설정한 후 발목이 저굴될 때 “양”, 배굴될 때 “음”의 값을 갖도록 설정한 값이다. 그림 3.18은 보행주기 검출 알고리즘을 나타낸 것이다[28].

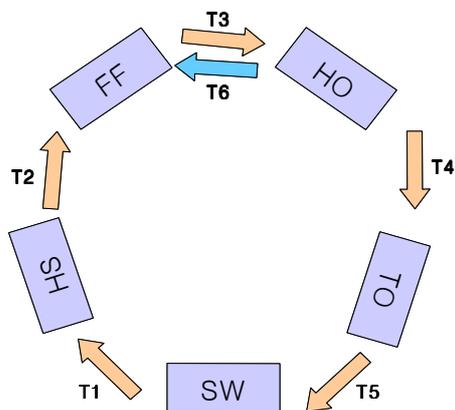


그림 3.18 보행주기 검출 알고리즘

- T1: (유각기 → 발뒤축접지기) 유각기를 지난 후 발뒤꿈치가 접지되는 경우로 발뒤꿈치의 저항센서가 접촉상태이며 포텐서미터가 “양”일 때이다.
- T2: (발뒤축접지기 → 발바닥접지기) 발뒤축접지에서 발바닥접지로 변환되는 시점으로 발뒤꿈치과 중족골두 및 엄지발가락의 저항센서가 모두 접촉상태일 때이다.
- T3: (발바닥접지기 → 발뒤축들림기) 발바닥접지기 이후 발뒤축이 들리는 순간으로 발뒤꿈치의 저항센서가 비접촉상태이며 포텐서미터가 “음”일 때이다
- T4: (발뒤축들림기 → 발가락들림기) 발뒤축들림기에서 발가락이 들리는 순간으로 발뒤꿈치 및 중족골의 저항센서가 비접촉상태이고, 엄지발가락의 저항센서만이 접촉상태일 때이다.
- T5: (발가락들림기 → 유각기) 발가락들림기에서 유각기로 전환되는 시점으로 엄지발가락의 저항센서가 비접촉상태일 때이다.
- T6 : (발뒤축들림 → 발바닥접지기) 발뒤축이 들린 후 유각기로 전환하지 않고 다시 발바닥접지기로 전환될 때이다.

표 3.5는 저항센서 및 회전형 포텐서미터의 입력신호에 따른 진리표를 나타내고 있다.

표 3.5 저항센서 및 포텐서미터의 입력신호에 따른 진리표

보행주기변환		센서				
		저항센서 (Toe)	저항센서 (Meta 1)	저항센서 (Meta 4)	저항센서 (Heel)	Potentiometer
T1	Swing ⇒ Heel strike	OFF	OFF	OFF	ON	“양”
T2	Heel Strike ⇒ Foot Flat	ON	ON	ON	ON	0
T3	Foot Flat ⇒ Heel Off	ON	ON	ON	OFF	“음”
T4	Heel Off ⇒ Toe Off	ON	OFF	OFF	OFF	N/A
T5	Toe Off ⇒ Swing	OFF	OFF	OFF	OFF	N/A
T6	Heel Off ⇒Foot Flat	ON	ON	ON	ON	0

3.6.2.4 SPI 모드 송신부

동기 시리얼 포트 모듈에는 시리얼 주변 인터페이스(SPI) 모드와 inter-integrated circuit(I²C) 모드 두 종류가 있으며 다른 주변장치 또는 마이크로컨트롤러 디바이스와의 통신에 시리얼 접속하는 목적으로 사용된다. 본 연구에서는 시리얼 주변 인터페이스(SPI) 모드를 사용하여 보행주기를 검출하는 마스터 프로세서와 검출된 데이터를 바탕으로 모터를 제어하는 슬레이브 프로세서를 시리얼로 접속하여 마스터 프로세서에서 보내는 보행주기 검출 결과를 슬레이브 프로세서에 전달되도록 하였다.

그림 3.19는 두 마이크로컨트롤러 사이의 연결을 보여주고 있다. 마스터 프로세서는 시리얼 클럭(SCK)을 보냄으로써 데이터 전달을 시작한다. 한쪽에서는 정

해진 클럭에지에서 쉬프트해서 보내고 반대되는 쪽에서는 역시 정의된 클럭에지에서 래치된다. 만약 두개의 프로세서의 클럭극성이 같다면, 같은 시간에 보내고 받게 된다. 마스터 모드에서 데이터는 시리얼 입력 버퍼(SSPBUF)에 쓰여지는 즉시 송/수신되며 슬레이브 모드에서 데이터는 시리얼 클럭(SCK)단자에 외부클럭펄스가 나타났을 때 송/수신된다.

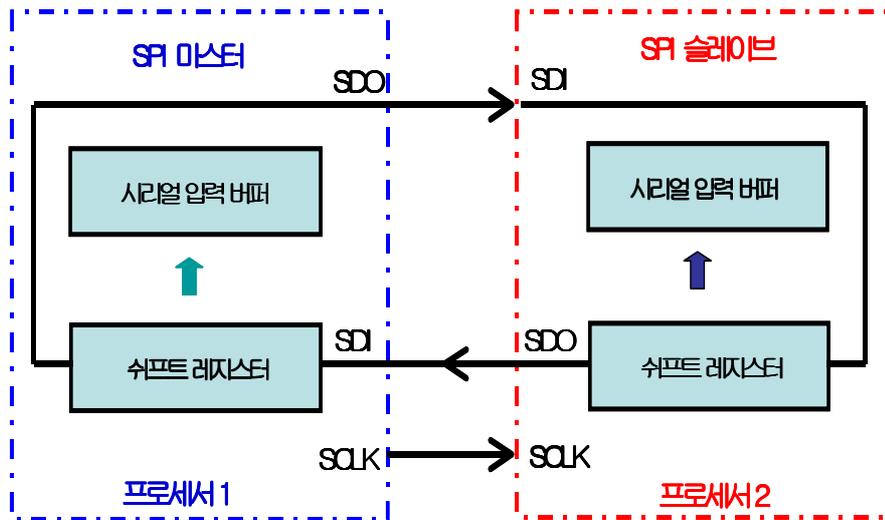


그림 3.19 SPI 모드의 마스터/슬레이브 흐름도

시리얼 주변 인터페이스(SPI) 모드는 8bit의 데이터를 동시에 동기적으로 송/수신할 수 있도록 3개의 핀, 즉 시리얼 데이터 출력(SDO), 시리얼 데이터 입력(SDI), 시리얼 클럭(SCK)이 사용되었다. SPI 모드로 송/수신하기 위해서는 현재 디바이스의 모드, 클럭 주파수, 데이터를 읽어 들이는 시점들을 설정해야 한다. 송신부에서는 마스터모드, 내부 구동클럭의 4분주, 클럭이 상승에지일 때 송신되도록 설정하여 검출된 보행주기 결과가 내부클럭이 상승에지일 경우 시리얼 데이터 출력(SDO) 단자를 통하여 수신부로 전송되도록 하였다.

3.6.3 슬레이브 프로세서

슬레이브 프로세서는 SPI 모드 수신부, 모터제어부 구성되어 있으며 마이크로 프로세서(PIC16C73)를 사용하여 구현하였다.

그림 3.20은 슬레이브 프로세서에서의 프로그램 흐름도를 나타내고 있다.

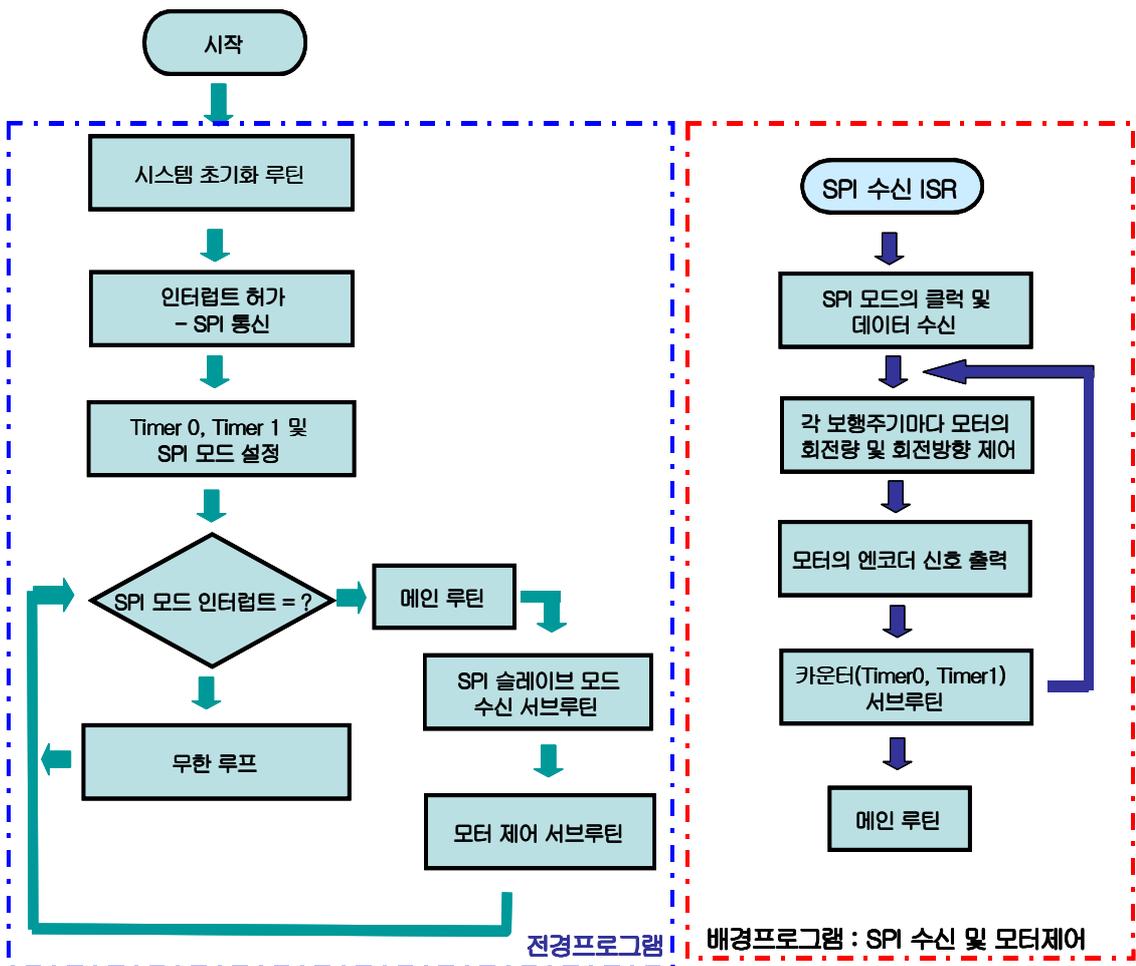


그림 3.20 슬레이브 프로세서의 프로그램 흐름도

3.6.3.1 SPI 모드 수신부

SPI 모드 수신부에서는 시리얼 데이터 입력(SDI)단자를 통하여 데이터가 입력되며 입력된 데이터는 모터 제어부의 제어신호로 사용된다. 송신부에서와 마찬가지로, 수신부에서도 몇 개의 옵션의 설정을 해야 하는데 슬레이브 모드, 내부 구동 클럭의 4분주, 클럭이 상승 에지일 때 수신되도록 설정하였다. 또한, 수신부에서는 하나의 핀이 추가되는데 슬레이브 모드 동작 시 사용되는 슬레이브 선택(/SS)핀으로서 LOW 신호를 입력해야만 SPI 통신이 동작된다. 그림 3.21은 SPI 모드의 마스터/슬레이브 컨트롤러의 회로도이다. 마스터 컨트롤러와 슬레이브 컨트롤러의 동작 유무를 확인하기 위하여 LED를 삽입하였다.

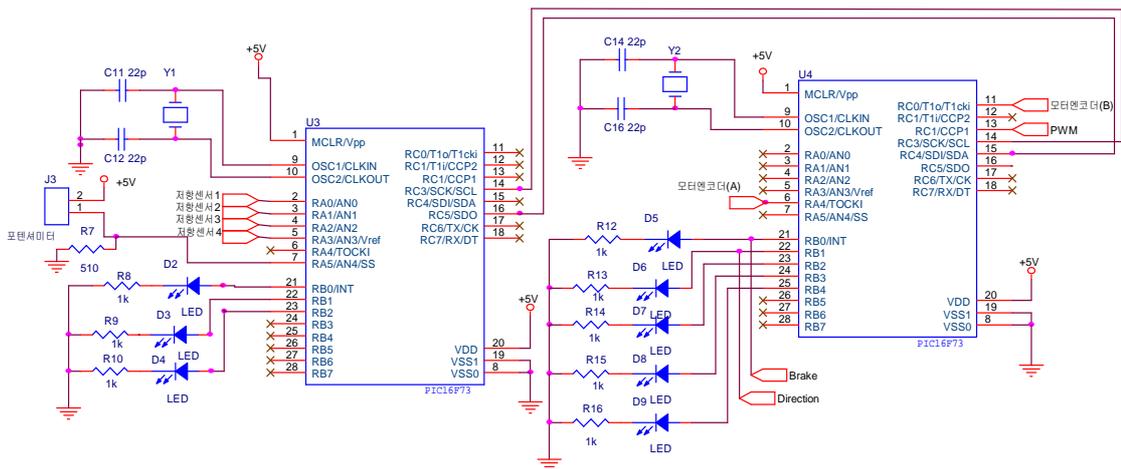


그림 3.21 SPI 모드의 마스터/슬레이브 컨트롤러의 회로도

3.6.3.2 모터제어부

3.6.3.2.1 제어 알고리즘

구동부의 동작 상태 및 특성에 따라 그림 3.22와 같이 보행주기를 세 가지 상

태로 구분하였는데, 이 세 가지 상태로 초기접지시 지면에 발바닥이 먼저 닿는 현상(foot slap)을 방지하기 위한 Contact 1 상태, 전유각기에 저굴이 발생하는 것을 방해하지 않도록 하는 Contact 2 상태, 유각기에 발끌림(toe drag) 현상이 일어나지 않도록 배굴를 유도하는 Swing 상태이다.

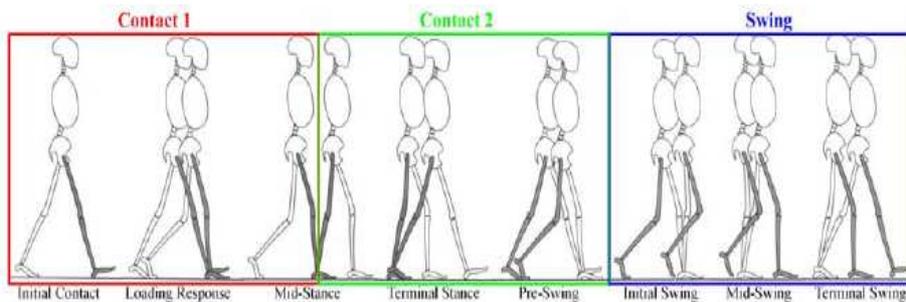


그림 3.22 구동부의 동작에 따른 세 가지 상태

Contact 1 상태는 발뒤축접지기에서 발과 경골이 수직을 이루는 발바닥접지기 사이로 발뒤꿈치의 저항센서만이 접촉상태이고 포텐서미터의 값이 “음”의 값을 가지는 시기에서 엄지발가락, 중족골, 발뒤꿈치의 저항센서가 모두 접촉상태이며 포텐서미터의 값이 0인 시기까지이다. 이 시기에는 초기접지시 지면에 발바닥이 먼저 닿는 현상(foot slap)의 방지 및 체중을 지탱할 수 있도록 견고하게 지지하는 게 목적이다. 따라서 구동부의 길이를 점차 줄어들게 하여 발바닥 접지가 이루어지게 하며 발바닥접지가 이루어지면 구동부의 길이 변화가 일어나지 않도록 하여 견고하게 지지되게 한다.

Contact 2 상태는 발바닥접지기에서 발가락들림기 사이로 엄지발가락, 중족골, 발뒤꿈치의 저항센서가 모두 접촉상태이고 포텐서미터의 값이 0을 가지는 시기에서 발뒤꿈치, 중족골의 저항센서가 모두 비접촉상태, 엄지발가락의 저항센서가 접촉상태에서 비접촉상태로 변환되고 포텐서미터의 값이 “양”인 시기까지이다. 이 시기에서는 체중에 대한 견고한 지지 및 전유각기에 저굴이 발생하는 것을 방해하지 않도록 하는 게 목적이다. 이에 구동부에서는 구동부의 길이 변화가 일어나

지 않도록 하여 견고하게 지지되게 하며 전유각기에 저굴이 일어나도록 유도한다.

Swing 상태는 발가락들림기에서 발뒤축접지기 사이로 엄지발가락, 중족골, 발뒤꿈치의 저항센서가 모두 비접촉상태에서 발뒤꿈치의 저항센서만이 접촉상태이고 포텐셔미터의 값이 “음”의 값을 가지는 시기까지이다. 이 시기에는 발끝림(toe drag)현상의 방지 및 초기접지기시 발뒤축이 먼저 닿도록 하는 게 목적이다. 따라서 구동부에서는 구동부의 길이를 급속하게 늘려서 배굴이 일어나도록 유도한다.

그림 3.23에서는 세 가지 상태에 대한 흐름도를 보이고 있다. 마지막으로, 만약 예상치 못한 경우가 발생하면 장비의 전원을 꺼지도록 하여 보행 중 환자를 보호할 수 있도록 안전모드(safe mode)를 포함하였다.

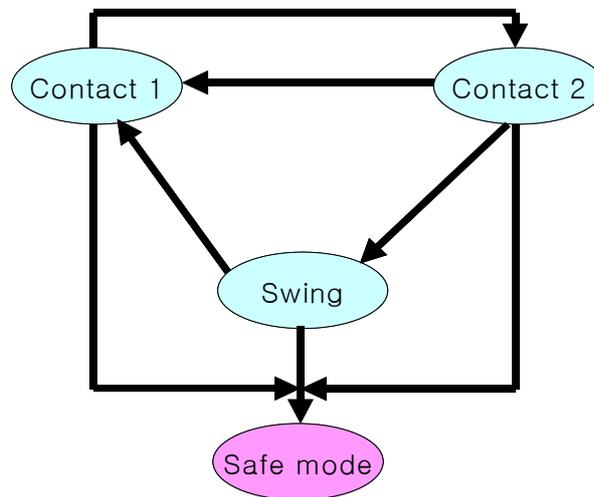


그림 3.23 세 가지 상태에 대한 흐름도

3.6.3.2.2 모터 제어

DC 모터를 제어하기 위해서 정회전 및 역회전 제어가 가능한 LMD18200을 사용하였다. LMD18200은 CMOS 타입의 모터 드라이버로, 그림 3.24와 같이, 내부에 H-bridge 회로가 내장되어 제어 입력(Direction, Brake, PWM)에 따라 모터의 회전 방향 및 속도를 제어할 수 있다.

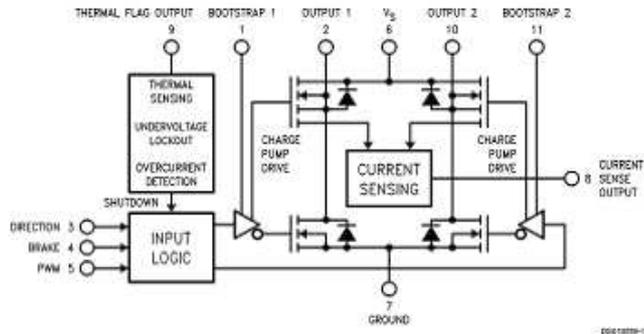


그림 3.24 LMD18200의 내부 회로도

그림 3.25는 설계된 모터 제어에 관한 동작의 블록선도를 나타내고 있다. 마스터 프로세서에서 검출된 보행주기는 SPI 모드를 통하여 데이터를 슬레이브 프로세서에 전달된다. 슬레이브 프로세서는 수신된 데이터를 이용하여 제어 입력에 의해 모터 드라이버(LMD18200)를 동작시키고 이 때 모터 드라이버는 모터의 전원을 공급한다. 위치나 속도에 대한 정보는 엔코더로 감지하여 슬레이브 프로세서에 전달함으로써 모터 동작상태를 제어하게 된다.

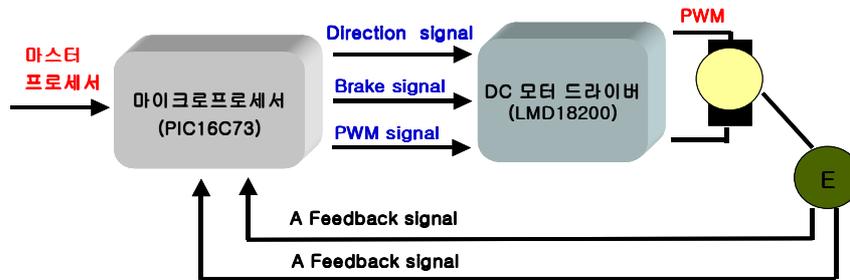


그림 3.25 모터 제어에 대한 동작의 블록선도

저항센서 및 포텐서미터의 신호를 이용하여 검출된 보행주기를 기준으로 표 3.6과 같은 진리표를 구성하고 이에 따라 마이크로컨트롤러에서 모터를 제어하였다.

모터의 회전속도를 변화시키는 방법으로 모터에 가하는 전압이 바뀌면 회전속도가 변하도록 하였다. 구동전압을 변화시키는 데에는 아날로그 방식과 펄스폭 변조방식(PWM)이 있는데 본 연구에서는 펄스폭 변조방식(PWM)을 사용하였다.

일반적으로 PWM 방식은 직류 전압을 가변 펄스폭으로 조절하여 모터의 평균치 입력신호를 제어하는 것으로 DC 모터 제어의 전형적인 방법 중 하나이다. 특히 이 방법은 엔코더가 부착된 모터의 속도나 위치를 제어하는데 적합하다. LMD18200의 PWM 핀을 통해 펄스의 폭을 가변하면, 전체 평균 전압이 증가되거나 감소되어 모터의 입력 전압이 가변된다. 그러므로 펄스폭을 가감하면 모터의 입력전압의 평균치가 변화되어 속도가 제어되도록 하였다.

3.6.4 전원 회로부

3.6.4.1 전체 시스템의 전원

전체 시스템의 소요 전원은 크게 두 가지로, 주 회로에서의 전원은 일반적인 디지털 회로의 입력 전원인 +5V DC이고 다른 하나는 모터의 구동전원인 +24V 이므로 공급 전원은 최소 +24V 이상이 되도록 하였다. 또한, 시스템의 휴대성을 도모하기 위하여 크기가 작고 전력 소모가 최소이면서 모터의 최대 구동전류가 2A 이상이 되어야 하므로 이러한 사항을 만족하는 충전지를 선택하였다.

본 연구에서 사용한 충전지는 리튬 폴리머 배터리를 주 전원으로 선정하였으며 원하는 출력전압을 얻기 위하여 DC-DC 컨버터(converter)와 24V의 레귤레이터(regulator)를 사용하였다.

3.6.4.2 전원 회로

3.6.4.2.1 리튬 폴리머 충전지

리튬 폴리머 충전지는 재사용이 가능한 3.6V 출력전압의 충전지로 출력 전류

는 250mA이고 완전 충전 후 약 2시간정도 사용할 수 있다. 본 연구에서는 총 8개를 연결(29.6V, 2A)하여 전체 시스템의 주 전원으로 사용하였다. 그림 3.27은 사용된 리튬 폴리머 충전지의 사진이다.



그림 3.27 리튬 폴리머 충전지

3.6.4.2.2 전원 회로의 구성

일반적인 디지털 회로의 입력 전원인 5V를 구성하기 위하여 2A의 출력전류의 DC-DC 컨버터인 PS10-24-5(Powerplaza, 한국)를 사용하였으며 모터의 구동전원인 24V를 구성하기 위하여 SI-3124P(Sanken, 일본)를 사용하여 전원 회로를 구성하였다. 그림 3.28은 전체 전원 회로도를 나타낸 것이다.

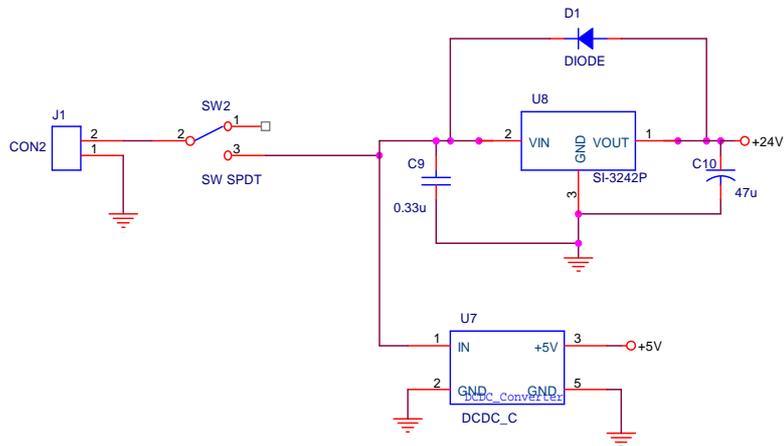


그림 3.28 전체 전원 회로도

제 4 장 실 험

족하수 환자에 대한 임상실험에 앞서 먼저 개발한 능동형 단하지 보조기의 효용성을 평가하고자 다음과 같은 실험을 하였다.

우선, 정확한 발목관절 제어를 위한 입력 신호로 사용되는 저항센서의 출력을 측정하였으며 제작한 단하지 보조기의 발목관절 가동 범위를 측정하여 정상보행시의 발목관절 저굴/배굴 각도 범위와 비교하였다. 그리고 개발한 능동형 단하지 보조기의 발목관절의 동적 토크를 토크 변환기로 측정하였다.

또한, 능동형 단하지 보조기에 의한 발목관절의 제어를 살펴보기 위하여 정상인 2명을 대상으로 삼차원 보행 분석을 실시하였다.

4.1 저항센서의 출력 측정

작용 하중에 따라 발바닥에 부착한 저항센서의 출력을 확인하기 위하여 준비된 표준 분동(100g, 200g, 300g, 500g, 800g, 1kg, 2kg, 3kg)을 사용하여 저항센서에 올려놓은 후 저항 값을 측정하였으며 설계한 저항센서의 증폭회로에서의 출력 전압을 측정하였다. 3회 반복 시행에서 얻은 측정값의 평균을 측정 결과로 취하였다.

4.2 단하지 보조기의 발목관절 가동 범위 측정

제작한 단하지 보조기 발목관절의 저굴/배굴 각도 범위를 측정하기 위하여 삼차원 동작분석 시스템을 사용하였다. 구동부의 길이가 최대 및 최소인 지점으로 이동하게 하여 최대와 최소 지점 사이의 각도 즉, 보조기 발목관절의 가동 범위 및 발목관절의 최대 저굴/배굴를 하였을 때의 각도를 측정하였다. 측정 결과는 3회 반복 시행에서 얻은 측정값의 평균을 사용하였다.

4.3 구동부의 동적 토크 측정

본 연구에서 개발한 구동부의 동적 토크를 측정하였다. 동적 토크를 측정하기 위하여 사용한 토크 변환기(Torque transducer)는 YDN-10KC(한국, SETech사)로 최대 $10\text{kgf} \cdot \text{m}$ (98Nm)의 토크를 측정할 수 있으며 두 개의 원반 모양의 축 중에 하나를 고정시킨 상태에서 다른 하나를 회전시켰을 때 작용되는 토크를 디지털 표시기(digital indicator)로 표시해준다.

지면으로부터 단하지 보조기의 발목관절 높이에 수평이 되는 지점에 토크변환기의 한 축을 고정시키고 다른 축은 보조기 발목관절의 회전축에 연결시킬 수 있도록 고정 장치를 제작하였다. 측정에 앞서 반드시 토크변환기의 중심축과 보조기의 발목관절의 중심축이 일치되는지 확인하였으며 보조기의 밑 부분이 정확히 지면에 닿는가도 확인하였다. 측정결과는 모터드라이브(LMD18200)의 입력인 PWM의 양(0%, 25%, 50%, 75%, 100%)을 달리하여 총 3회 반복 시행에서 얻은 측정값의 평균을 취하였다. 그림 4.1은 동적 토크를 측정하기 위한 실험 장치와 토크 변환기 연결부를 보여준다.



(a) 실험장치



(b) 토크 변환기 연결부

그림 4.1 동적 토크 측정 실험

4.4 삼차원 보행 분석

4.4.1 실험 대상

실험에 참여한 피검자는 20대 성인 남성 2명을 대상으로 하였다. 피검자들의 일반적인 특성을 표 4.1에 나타내었다. 각 피검자는 하지에 이상이 없고, 현재까지 신경 병력이 없으며 양측이 정상적인 보행 패턴을 가지고 있는 사람들로 선정하였다. 또한, 보행 분석에 필요한 인체 계측학적(anthropometric) 데이터로 각 피검자에 대한 좌·우측 다리의 길이와 무릎관절의 너비, 발목관절의 너비를 측정하였다. 또한, 실험에 사용된 보조기는 각 피검자마다 오른 하지를 취형하여 제작하였다.

표 4.1 피검자의 일반적 특성

	나이(years)	몸무게(kg)	키(cm)	다리(cm)		무릎(cm)		발목(cm)	
				좌	우	좌	우	좌	우
피검자(A)	29	88	166.3	82	81.5	11.9	11.9	7.9	7.9
피검자(B)	26	84.7	172.4	90	90	12.1	12.1	7.7	7.4

4.4.2 실험 방법

보행분석은 그림 4.2와 같이 6개의 근적외선 카메라와 4대의 힘측정판(AMTI 2대, 미국; 2 Kistler 2대, 스위스)을 삼차원 동작분석 시스템(Vicon 612, VICON motion systems Ltd., 영국)과 연동하여 사용하였다. 근적외선 카메라는 120Hz, 힘측정판은 1080Hz의 샘플링률(sampling rate)로 데이터를 획득하여 비교, 분석하였다.

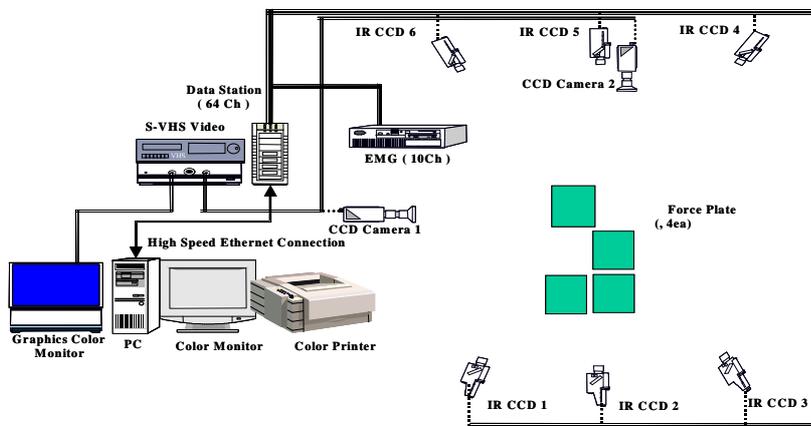


그림 4.2 삼차원 보행 분석 시스템

그림 4.3과 같이 Davis 프로토콜[29]에 따라, 피검자의 위앞엉덩뼈가시(anterior superior iliac spine), 위뒤엉덩뼈가시(posterior superior iliac spine), 대퇴(thigh), 무릎관절, 정강뼈(tibia), 발목관절, 둘째 발허리머리(second metatarsal head), 발뒤꿈치(heel) 등의 16개 해부학적 위치에 직경 14mm의 구형 반사 마커(reflective marker)를 부착하고 골반 및 하지 관절의 삼차원 운동을 측정하였다. 보조기 착용 시 보행에서 인체 계측학적(anthropometric) 데이터인 발목관절의 너비를 보조기를 착용한 상태에서 측정하였다.



그림 4.3 반사 마커 부착 모습

실제 측정에 있어서 각 피검자는 자연스럽게 편안한 속도로 수평보행을 할 수 있도록 유도하고 충분한 보행훈련 후, 마커의 움직임을 최대한 놓치지 않기 위해서 측정 범위(capture volume) 중앙으로 보행하여 보행 분석을 수행하였다. 또한, 개발한 능동형 단하지 보조기와 일반 플라스틱 단하지 보조기의 성능을 비교하기 위하여 아래와 같은 총 네 가지 유형의 보행을 시행하였다. 각 유형에 따라 3회 반복 실험하였으며 실험을 통해 얻은 측정값의 평균 및 표준편차를 구하였다.

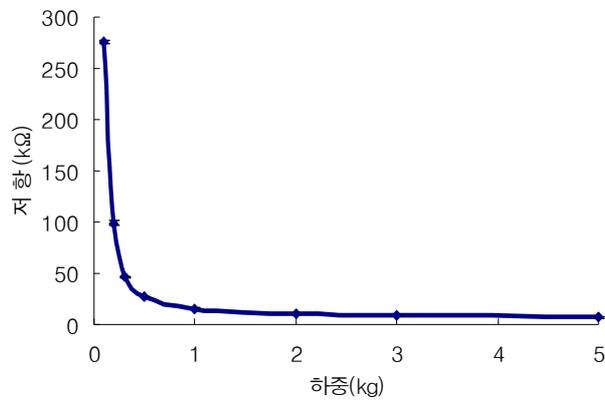
- (1) Normal gait : 단하지 보조기를 착용하지 않은 정상인의 자유 보행
- (2) Plastic AFO gait : 일반 플라스틱 단하지 보조기를 착용한 상태에서의 보행
- (3) Locked AAFO gait : 개발한 단하지 보조기를 착용하고 보행주기에 따라 제어하지 않은 상태에서의 보행
- (4) Unlocked AAFO gait : 개발한 단하지 보조기를 착용하고 보행주기에 따라 제어하는 상태에서의 보행

각각의 유형으로 보행하였을 때 반사마커의 위치를 삼차원으로 재구성하여 피검자의 운동형상학적 데이터를 획득하였다. 또한, 힘측정판을 이용하여 보행시 나타나는 지면반발력을 측정함으로써 운동역학적 데이터를 얻었다. 이를 통하여 각 관절의 운동 각도 및 모멘트 등을 비교하였다.

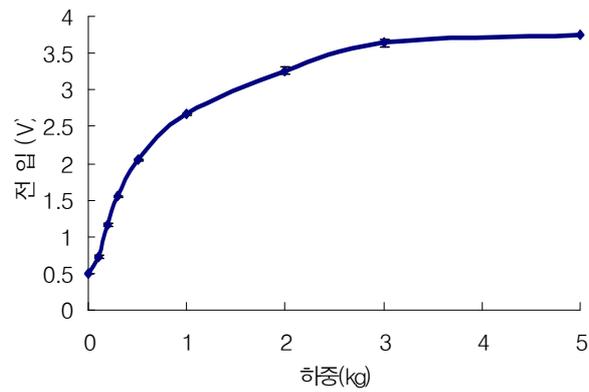
제 5 장 실험 결과 및 고찰

5.1 저항센서의 출력 측정

그림 5.1은 인가 하중에 따른 저항 및 출력 전압을 나타내고 있다.



(a)작용 하중과 저항값과의 관계



(b)작용 하중과 출력 전압과의 관계

그림 5.1 인가 하중에 따른 저항값 및 출력 전압의 관계

위 그림에 나타난 바와 같이, 본 연구에서 사용한 저항센서는 100g의 무게에서도 저항값의 변화가 나타나고 분동의 무게가 증가할수록 저항값의 변동폭이 작아지고 있다. 이러한 비선형적으로 저항값이 변함에 따라 증폭 회로에서는 기준 입력 전압 0.502V로부터 하중의 인가에 따라 비례하는 전압을 출력하고 있음을 확인할 수 있다.

5.2 단하지 보조기의 발목관절 가동 범위

표 5.1은 보조기 발목관절의 가동 범위 및 발목관절의 최대 저굴/배굴를 하였을 때까지의 모터회전수를 나타내고 있다.

표 5.1 발목관절의 가동 범위

	발목관절의 최대 각도변화	최대저굴각도	최대배굴각도
각도(°)	37.97 ± 1.42	-11.57 ± 1.49	27.78 ± 1.05
모터회전수 (회전수)	30	12	18

발목관절의 최대 저굴이 되는 시기는 구동부의 길이가 최소가 될 때이고 이때 11.57도의 저굴이 이루어지며 모터가 12회전한 후에 최대 저굴이 이루어진다. 또한, 발목관절의 최대 배굴이 되는 시기는 구동부의 길이가 가장 길 때로 27.78도의 배굴이 되며 모터가 18회전하면 최대 배굴이 된다.

따라서 모터의 회전수를 확인함으로써 보조기의 발목관절의 저굴/배굴 각도를 파악할 수 있으며 이러한 결과를 이용하여 발목관절의 각도를 제어할 수 있다.

5.3 구동부의 동적 토크

표 5.2는 PWM의 양에 따른 구동부의 동적 토크 값을 나타내고 있다.

표 5.2 PWM의 양에 따른 구동부의 동적 토크 값

PWM의 양(%)	동적 토크(Nm)
0	0
25	24.73 ± 1.34
50	48.83 ± 0.89
75	75.79 ± 0.9
100	97.2 ± 0.89

표 5.2에서의 결과와 같이, PWM의 양이 증가할수록 구동부에 의해서 발생하는 동적 토크는 증가하는 것을 볼 수 있다. 최대의 PWM을 주어진 경우 구동부에 의해 발생하는 최대토크는 97.2Nm로 나타났으며 이는 60kg의 정상인의 발목 저굴 모멘트 90Nm보다 큰 것을 확인 할 수 있다. 이러한 결과로 본 연구에서 개발한 구동부는 보행시 일어나는 발목 저굴 모멘트를 발생시킬 수 있음을 확인할 수 있다. 그림 5.2는 PWM의 양과 구동부에 의해서 발생하는 동적 토크사이의 관계를 나타내고 있다.

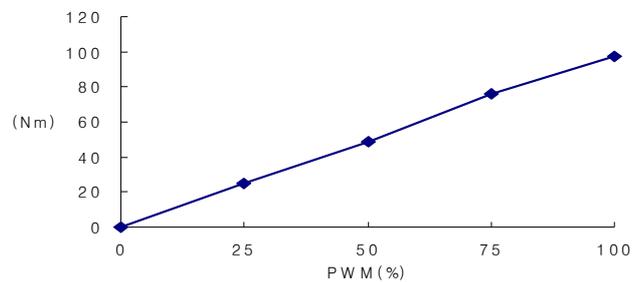


그림 5.2 PWM의 양과 동적 토크사이의 관계

5.4 삼차원 보행 분석의 결과

5.4.1 발목관절의 운동 각도

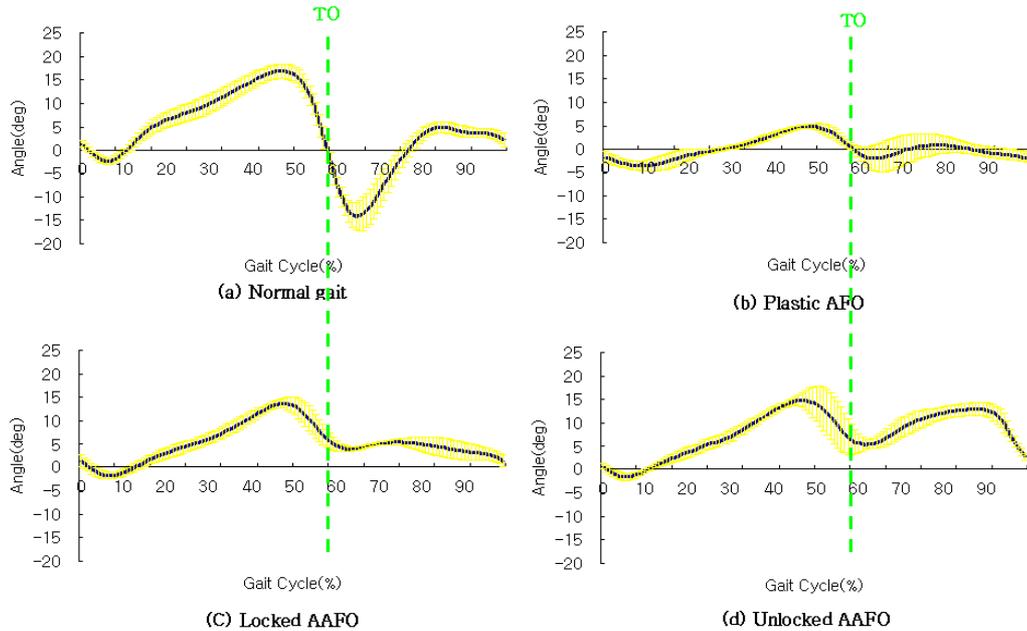


그림 5.3 유형별 보행에 따른 발목관절 저굴/배굴 운동

그림 5.3은 네 가지 보행에 대한 발목관절의 저굴/배굴 운동을 나타낸 그림이다. 정상보행에서 발목관절은 약간 저굴된 상태에서 초기접지를 하게 되며 초기접지 이후 중간입각기동안 계속 배굴하다가 말기입각기에서 발뒤꿈치가 들리면서 급격히 저굴된다. 초기유각기에서는 발을 지면에서 들어올리기 위해 빠르게 배굴된다. 그러나 기존의 플라스틱 AFO 보행에서는 보행 중 저굴/배굴 운동이 총 4도 미만으로, 전유각기에 현저한 추진(push off)가 나타나지 않았으며 초기유각기(initial swing)에도 배굴이 발생되지 않았다. Locked AAFO 보행에서는 플라스틱 AFO 보행과는 다르게 보행 중에 저굴/배굴 운동이 크게 나타났고, 말기입각기에 약간의 push off가 일어났으나, 초기유각기에 현저한 배굴은 발생하지 않았다. 그

러나 Unlocked AAFO 보행에서는 말기입각기에 나타나는 최대 배굴각도가 증가되었고 Locked AAFO 보행보다 큰 저굴(push off)이 일어났으며 초기유각기에서도 현저하게 증가된 배굴이 발생함을 알 수 있었다. 그러나 정상인을 대상으로 한 본 연구에서는 유각기의 배굴각도가 다소 크게 나타났다. 이와 더불어, 유형별 보행에 따른 하지의 무릎 및 엉덩관절의 운동 각도를 살펴본 결과, 큰 차이점은 발견하지 못했다. 이는 피검자가 정상인이었으므로 기대할 만한 차이점이 보이지 않았던 것으로 생각된다.

5.4.2 발목관절의 모멘트

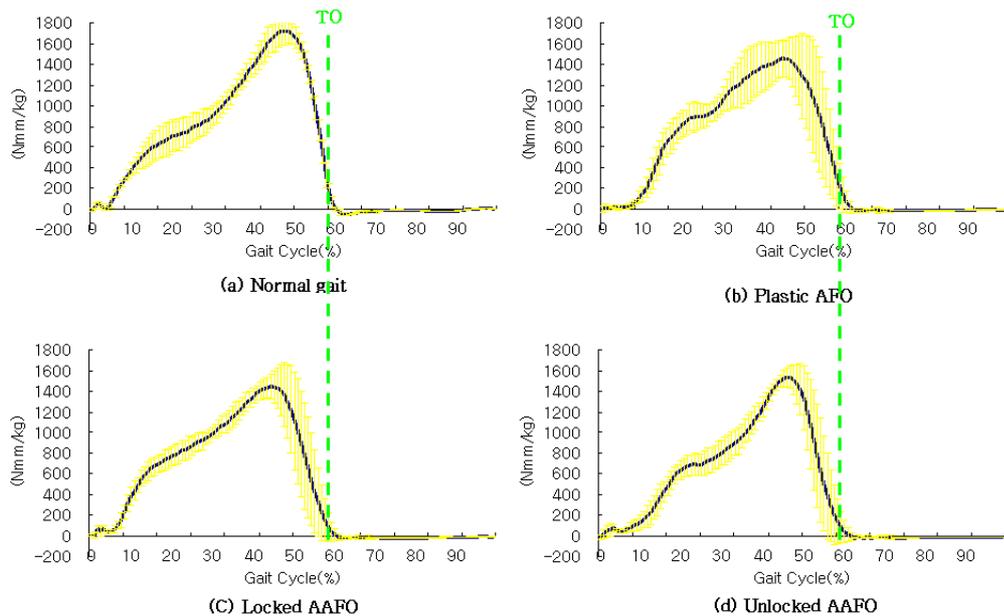


그림 5.4 유형별 보행에 따른 발목관절 저굴/배굴 모멘트

그림 5.4는 네 가지 유형의 보행에 대한 발목관절의 저굴/배굴 모멘트를 나타낸 그림이다. 정상보행의 경우, 발목관절은 초기접지 직후(보행주기의 0~5%)에 배굴모멘트가 발생하여 편심성 수축(eccentric contraction)을 통해 저굴을 조절한

다. 반대쪽 발가락이 들리는 순간 저굴모멘트가 발생하며, 발바닥이 지면에 닿은 후 편심성 수축을 통해 발목관절을 중심으로 하퇴를 전진시켜 배굴을 하게 된다. 이후 동심성 수축(concentric contraction)을 통해 저굴모멘트가 증가하다가 반대발 초기접지기에 최대 발목 저굴모멘트가 생성되며 발가락들림기 이후 모멘트가 영이 된다. 기존의 일반 플라스틱 AFO 보행, Locked AAFO 보행, Unlocked AAFO 보행 모두 정상보행과 유사한 형태로 나타났다. 그러나, Unlocked AAFO 보행의 경우 말기입각기(보행주기의 30~50%)에 급격한 저굴을 통하여 추진(push off)이 성취되고 이 때 발생한 최대 저굴모멘트는 다른 유형의 보행보다 크고 정상보행에 보다 근접함을 알 수 있다. 그러나 무릎관절 및 엉덩관절의 모멘트에서는 큰 차이점을 발견하지 못하였다.

5.4.3 둘째 발허리머리의 마커 궤적

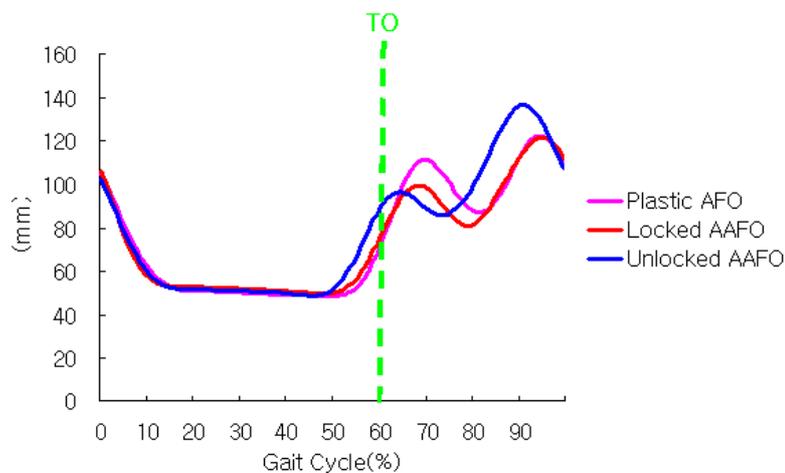


그림 5.5 유형별 보행에 따른 둘째 발허리머리의 마커 궤적

그림 5.5는 세 가지 보조기 유형의 보행에 대한 둘째 발허리머리의 수직 방향 마커 궤적을 나타낸 그림이다. 초기 입각기(보행주기의 10%까지)에서는 기존의 일반 플라스틱 AFO 보행, Locked AAFO 보행, Unlocked AAFO 보행 모두 수직방

향의 마커의 높이가 점점 낮아지고 중간입각기와 말기입각기(보행주기의 50%까지)에서는 일정한 높이가 유지된 후 전유각기에 push off가 진행되면서 마커의 높이가 높아졌다. 그러나, Unlocked AAFO 보행의 경우 유각기동안 일반 플라스틱 AFO 보행, Locked AAFO 보행과는 다르게 마커의 높이가 더 높게 나타났다. 이는 유각기동안 다른 유형의 보행보다 크게 배굴되는 것을 알 수 있으며 이를 통하여 다른 유형의 보행보다 지면과의 발끌림(toe drag) 현상을 방지할 수 있음을 확인할 수 있었다.

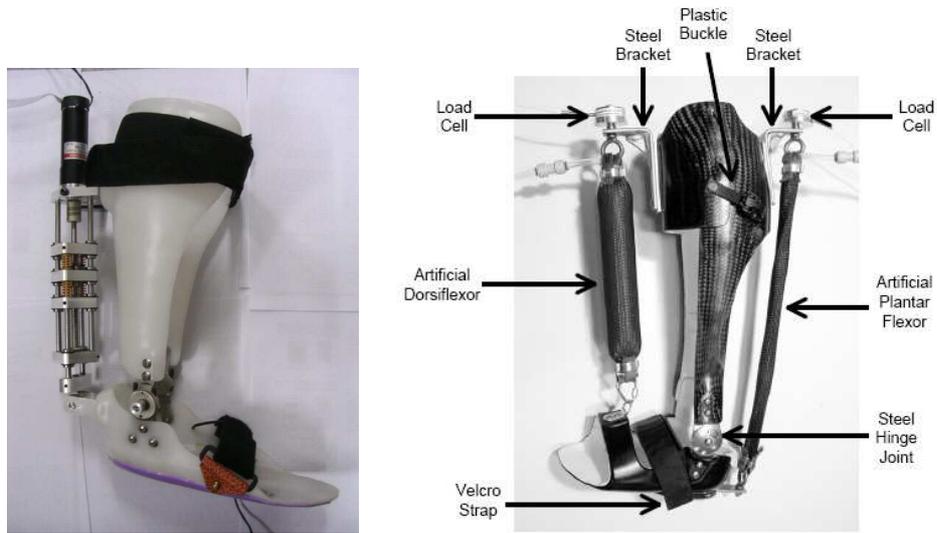
5.5 인공 공압 근육을 사용한 단하지 보조기와의 비교

본 연구에서 개발한 단하지 보조기의 효용성을 살펴보기 위하여 인공 공압 근육을 사용한 Ferris(2005)의 PPAFO(Pneumatically Powered Ankle-Foot Orthosis)와 비교해 보았다[30][31].

우선, 본 연구에서 개발한 단하지 보조기는 발목관절의 저굴/배굴을 제어하는데 사용되는 입력신호로 저항센서를 발바닥에 부착하여 발바닥과 지면과의 접촉 유무에 따른 ON/OFF 형태의 신호를 사용하였다. 그러나, PPAFO의 경우는 가자미근(soleus)와 앞경골근(tibialis anterior)의 근전도 신호를 이용하여 발목관절의 저굴/배굴을 제어하였으며 보조기 자체의 무게는 1.6kg으로 본 연구에서 개발한 단하지 보조기의 무게와 비슷하였다.

또한, 본 연구에서는 전체 제어부를 보행 중에 휴대를 목적으로 다층 PCB 기판에 마이크로컨트롤러(PIC16C73)를 사용하였으나 PPAFO의 경우는 개인용 컴퓨터(PC)와 리얼타임 제어 보드(dSPACE, Inc., Northville, MI)를 사용하여 정해진 공간 내에서만 착용이 가능하도록 제작되었다.

그림 5.6은 Ferris에 의해서 개발된 단하지 보조기의 외형과 본 연구에서 개발한 단하지 보조기를 나타내고 있다.



(a) 본 연구에서 개발한 보조기

(b) PPAFO : Ferris(2005)

그림 5.6 종류별 단하지 보조기의 외형

표 5.3는 본 연구에서 개발한 보조기와 PPAFO와의 비교를 나타낸다.

표. 5.3 본 연구에서 개발한 보조기와 PPAFO와의 비교

	본 연구	Ferris(2005)
단하지 보조기	편측 단하지 보조기	편측 단하지 보조기
보조기의 무게	1.6kg	1.6kg
발목관절 제어장치	직렬 탄성 구동부 (Series Elastic Actuator)	인공 공압 근육 (Artificial Pneumatic Muscle)
발목관절 제어신호	저항 센서 (MA-152)	근전도 신호 (tibialis anterior, soleus)
구동요소	DC 모터	공기 펌프
전체 제어부	마이크컨트롤러(PIC16C73)를 사용한 다층 PCB 기판	리얼타임 제어 보드 (dSPACE, Inc., Northville, MI)
전원	29.6V의 리튬폴리머 충전지	220V
최대 저궤토크	70Nm	97.2Nm

제 6 장 결 론

본 연구에서는 족하수 환자의 정확한 보행주기를 분석하여 보행주기에 따라 발목 관절의 저굴/배굴을 발생시키는 능동형 단하지 보조기를 개발하였다.

개발된 능동형 단하지 보조기는 힌지 발목 조인트가 삽입된 단하지 보조기를 제작하여 보행주기를 검출하기 위한 입력신호로 사용되는 저항센서와 회전형 포텐서미터를 보조기에 부착하였으며 부착된 센서에서 출력된 신호는 증폭회로 및 A/D 변환, 보행주기 검출 알고리즘을 통하여 보행주기가 검출되게 하였다. 검출된 신호는 구동부의 모터를 제어하는데 사용되며 구동부에서는 제어 신호를 바탕으로 모터가 회전함에 따라 단하지 보조기의 발목각도를 조절하게 된다. 그리고 모터에 부착된 엔코더는 위치나 속도에 대한 정보를 감지하여 제어부에 전달함으로써 모터 동작상태를 제어하게 된다.

또한, 족하수 환자에 대한 임상실험에 앞서 먼저 개발한 단하지 보조기의 효용성을 확인하였다. 정확한 발목관절 제어를 위한 입력 신호로 사용되는 저항센서의 출력을 측정하였으며 제작한 단하지 보조기의 발목관절의 가동 범위 및 구동부에 의해서 발생하는 동적 토크를 측정하였고 보행분석을 통해 네 가지 유형별 보행에 따른 발목관절의 운동 각도 및 저굴 모멘트를 비교하였다.

개발한 단하지 보조기의 효용성을 확인하는 실험을 통하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 인가되는 무게에 따라 저항센서의 저항값은 비선형적으로 감소하였고 증폭회로에의 출력 전압은 저항센서에 인가되는 하중에 비례하여 증가하였다.
2. 개발한 단하지 보조기의 발목관절의 가동 범위는 정상인의 발목관절의 가동 범위 $-10\sim 20$ 도보다 넓은 범위인 $-11.57\sim 27.78$ 도를 만족하였다.
3. 구동부에 의해서 발생하는 최대 동적 토크값은 97.2Nm 로, 전유각기에 발생하는 발목관절의 최대 저굴모멘트인 90Nm 이상의 값을 만족하였다.
4. 일반 플라스틱 AFO 보행에서는 말기입각기에 추진(push off)와 초기유각기

에 배굴이 일어나지 않았지만 개발한 단하지 보조기를 착용한 보행에서는 말기입각기에 추진(push off)이 일어나고, 초기유각기에 배굴이 일어남으로써 발끌림(toe drag)현상을 방지할 수 있었다.

5. 개발한 단하지 보조기를 착용한 보행에서 말기입각기에 급격한 저굴를 통하여 추진(push off)이 성취되고 이 때 발생된 최대 저굴모멘트는 다른 유형의 보행보다 크고 정상보행에 보다 근접함을 알 수 있었다.

이상의 결과로부터 본 연구에서 개발한 단하지 보조기는 보행시 안정성을 제공하며 정상보행과 유사한 발목관절의 저굴/배굴를 발생시킬 수 있음을 확인할 수 있었다. 이에 개발한 단하지 보조기는 족하수 환자에 적용이 가능할 것으로 본다.

따라서, 본 논문에서의 연구 결과를 토대로 단하지 보조기에 적합한 환자군에 대한 임상 실험과 실제 환자들에게 적용을 통해 제어 시스템 및 알고리즘을 보완한다면 더 나은 기능성을 갖춘 보조기의 제작은 물론, 기타 보조기학이나 의지학 등의 여러 재활공학 응용분야에 적용될 수 있을 것으로 기대된다.

참 고 문 헌

- [1] C. M. Sackley, B. I. Baguley, S. Gent, P. Hodson, "The use of a balance performance monitor in the treatment after stroke", *Physiother*, 78, pp. 907-913, 1992.
- [2] J. H. Carr, R. B. Shepherd, L. Nordholm, D. Lynne, "Investigation of a new motor assessment scale for strike patients", *Arch Phys Med Rehabil*, 65, pp. 175-180, 1985.
- [3] J. H. Burridge, D. E. Wood, P. N. Taylor, D. L. McLellan, "Indices to describe different muscle activation patterns, identified during treadmill walking, in people with spastic drop-foot", *Medical Engineering and Physics*, 23, pp. 427-434, 2001.
- [4] 김연희, 장인수, 김봉옥, "편마비 환자에서 Plastic Ankle Foot Orthosis(AFO)의 사용", *대한재활의학회지*, 8, PP. 50-54, 1984.
- [5] 박준민, 최경호, 전민호, "단하지 보조기의 족관절 각도에 따른 보행 양상의 변화", *대한재활의학회지*, 22, 1129-1135, 1998.
- [6] R. W. Bohannon, "Walking after stroke : comfortable versus maximal safe speed", *Int Rehab Reserch*, 15, pp. 246-248, 1992.
- [7] J. F. Lehmann, S. M. Condon, R. Price, B. J. deLateur, "Gait abnormalities in hemiplegia : their correction by ankle foot orthosis", *Arch Phys Med Rehabil*, 68, pp. 763-771, 1987.
- [8] M. F. Abel, G. A. Juhl, C. L. Vaughan et al, "Gait assessment of fixed ankle-foot orthosis in children with spastic diplegia", *Arch Phys Med Rehabil*, 79, pp. 126-133, 1998.

- [9] S. Hesse, D. Luecke, M. T. Jahnke et al, "Gait function in spastic hemiparetic patients walking barefoot, with firm shoes, and with ankle-foot orthosis", *Int Rehab Research*, 19, pp. 133-141, 1996.
- [10] J. F. Lehmann, P. C. Esselman, M. J. Ko et al, "Plastic ankle-foot orthosis : Evaluation of function", *Arch Phys Med Rehabil*, 64, pp. 402-407, 1983.
- [11] S. Yamamoto, M. Ebina, S. Miyazaki et al, "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*, 9, pp. 174-179, 1997.
- [12] W. E. Carlson, C. L. Vaughar, D. L. Damiano, and M. F. Abel, "Orthotic management of gait in spastic diplegia," *Amer J Phys Rehab*, 76, pp. 219-225, 1997.
- [13] J. F. Lehmann, S. M. Condon, B. J. deLateur, R. Price, "Gait abnormalities in peroneal nerve paralysis and their corrections by orthosis : A biomechanical study", *Arch Phys Med Rehabil*, 67, pp. 380-386, 1986.
- [14] 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," *Journal of Biomechanics*, 34, pp. 1387-1398, 2001.
- [15] R. R. Neptune, E. F. Zajac, and S. A. Kautz, "Muscle force redistributes segmental power for body progression during walking," *Gait and Posture*, 19, pp. 194-205, 2004.
- [16] H. Burridge, 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 randomized controlled trial with chronic hemiplegic patients", *Clin*

- Rehab, 11, pp. 111-121, 1997.
- [17] M. H. Granat, D. J. Maxwell, A. C. Ferguson, K. R. Lees, and J. C. Barbenel, "Peroneal stimulator : Evaluation for the correction of spastic drop foot in hemiplegia", Arch Phys Med Rehab, 11, pp. 19-24, 1996.
- [18] 김진호, 오경환, 정진우, "보조기학과 의지학", 대학서림, 제2판, pp. 22- 31, 1997.
- [19] 김장환, 박윤서, 송준찬 등, "의지 보조기학", (주)탐메디오피아, pp. 309-336, 2004.
- [20] J. Perry, "Gait analysis", SLACK Incorporated, pp. 53-87, 1992.
- [21] 김봉옥, 윤승호 공역. 1994. "임상 보행 분석", 세진기획, 84-85
- [22] D. A. Winter, "Biomechanics and Motor Control of Human Movement", Wiley-Interscience Publication, 2nd Ed., pp. 90-93, 1990.
- [23] D. A. Winter, "The Biomechanics and Motor Control of Human Gait : normal, elderly, and pathological", Waterloo Biomechanics, pp. 43-127, 1991.
- [24] G. A. Pratt and M. M. Williamson, "Series elastic actuator", Proc IEEE/RSJ Int Conf Intelligent Robots and System, 1, pp. 399-406, 1995.
- [25] D. W. Robinson, J. E. Pratt, D. J. Paluska, and G. A. Pratt, "Series elastic actuator development for a biomimetic walking robot", Proc IEEE/RSJ Int Conf Advanced Intelligent Mechatronics, 1999.
- [26] J. B. Bloya, "Force controllable ankle-foot orthosis(AFO) to assist drop foot gait", in Mechanical Engineering, Cambridge, MA : MIT Press, 2002.
- [27] J. M. Jacob, "Applications and Design with Analog Integrated Circuits",

Prentice-Hall, 2nd Ed, pp. 170-224, 1982.

- [28] 안승찬, 황성재, 강성재, 김영호, “저항센서와 자이로센서를 이용한 새로운 보행주기 검출 시스템의 개발 및 평가”, 한국정밀공학회지, 제21권, 10호, pp. 196-203, 2004.
- [29] R. B. Davis, D. Tyburski, J. R. Gage, “A Gait Analysis Data Collection and Reduction Technique” , Human Movement, Vol. 10, pp. 575-587, 1991.
- [30] D. P. Ferris, J. M. Czerniecki, B. Hannaford, “An ankle-foot orthosis powered by artificial pneumatic muscles”, J Appl Biomech., Vol. 21, pp. 189-197, 2005.
- [31] K. E. Gordon, G. Sawicki, D. P. Ferris, “Mechanical performance of artificial pneumatic muscles to power an ankle-foot orthosis”, 29th Congress of the International Society of Biomechanics and 29th Annual Meeting of the American Society of Biomechanics, Cleveland, 2005.

ABSTRACT

Development and Evaluation of an Active Ankle-Foot Orthosis for the Prevention of Foot Drop

Ahn, Seung Chan

Dept. of Biomedical Engineering

The Graduate School

Yonsei University

Foot drop is a symptom that the muscular activities around an ankle become weak due to paralysis of a nervous system. As a result, a foot can't be raised. The phenomenon of foot drop frequently occurs in case of a spastic palsy patients. The foot drop patient shows a distinctive gait pattern in which dorsiflexion and eversion of an ankle can not be voluntarily done.

A method of increasing the gait pattern of the foot drop patient, there are functional electrical stimulation and ankle-foot orthosis. But the AFO not only can't change for the better but shows lots of differences from normal gait, because it does not provide the efficient dorsiflexion/plantarflexion of ankle joints.

The functional electrical stimulation is not only a personal custom device through continuous trial and error, but also has the function of the muscle change due to its fatigue during walking, so that it is impossible to wear for a long time. Also, there are plenty of difficulties in applying this method in case of walking in which the gait phase and function of the muscle change according to environment and walking speed.

Accordingly, it is required to develop an ankle-foot orthosis which detects the gait phase of the foot drop patient and induces normal gait by actively leading to dorsiflexion/plantarflexion of an ankle according to the detected gait phase.

In this study, it developed an active ankle-foot orthosis(AAFO) that provides dorsiflexion/plantarflexion of an ankle by analyzing and detecting of the exact gait phase of the foot drop patient. Also, it compared and evaluated existing general plastic AFO and AAFO through an optical motion analysis system of the healthy subjects.

Differently from the existing general plastic AFO gait, in the developed AAFO gait, the push-off appeared in the terminal stance phase, remarkable dorsiflexion occurred in the initial swing phase and the maximum moment of the terminal stance phase was similar to that of normal gait.

It is expected that the developed AAFO can be applied to foot drop patients as well as various rehabilitation engineering fields such as an orthosis, a prosthesis, etc, through various clinical experiments on patients.

Key words : Active Ankle-Foot Orthosis, functional electrical stimulation, dorsiflexion, plantarflexion, foot drop, toe drag, foot flat