

인솔형 국부 전단력 측정시스템의  
설계 및 평가

연세대학교 대학원

의공학과

정 임 숙

# 인솔형 국부 전단력측정시스템의 설계 및 평가

지도 김 영 호 교수

이 논문을 석사 학위논문으로 제출함

2004년 6월 일

연세대학교 대학원

의공학과

정 임 숙

정임숙의 석사 학위논문을 인준함

심사위원 \_\_\_\_\_ 인

심사위원 \_\_\_\_\_ 인

심사위원 \_\_\_\_\_ 인

연세대학교 대학원

2004년 6월 일

## 감사의 글

본 논문이 나오기까지 학문적으로 많은 지도와 관심을 가져주시고 인격적으로 바른 길로 이끌어 주신 김영호 교수님께 진심으로 감사드립니다. 논문의 검토과정에서 많은 지도와 편달을 아끼지 않으신 권오운 교수님과 김한성 교수님께도 감사드립니다. 학부와 대학원과정동안 학업을 통해 많은 가르침을 주셨던 윤형로 교수님, 이운선 교수님, 이경중 교수님, 김동운 교수님, 윤영로 교수님, 신태민 교수님, 조효성 교수님, 김법민 교수님, 김경환 교수님께 깊은 감사를 드립니다. 학위과정동안 많은 의학적인 조언을 주셨던 조상현 교수님께도 깊이 감사드립니다. 또한, 학교 생활에 여러모로 많은 도움을 주신 안종수 선생님과 짧은 기간에 논문의 모든 기계적인 부분을 맡아주신 TIC의 이현중 선생님과 박현양 선생님께 감사드립니다.

대학원 생활동안 연구실의 어른으로 많은 조언을 주신 류기홍 선배님, 이진복 선배님, 태기식 선배님, 전성수 선배님, 이기원 선배님, 권치호 선배님, 늘 힘이 되어 주시는 강성재 선배님, 윤상호 선배님, 김한일 선배님, 장근 선배님, 금영광 선배님께 머리숙여 감사드립니다. 또한 연구실 생활동안 많은 추억을 만들어주신 사업오빠, 승찬오빠, 성재, 희석오빠, 은진이에게도 그동안 말하지 못했던 고마운 마음을 전합니다.

같은 시기에 대학원에 입학하여 많은 정을 나누었던 영대오빠, 현순오빠, 상원오빠, 광영오빠, 관호, 학부에서부터 변함없이 챙겨주시는 해관오빠, 대기오빠, 상목오빠, 경무오빠, 같이 일하는 후배의 부족한 부분을 채워주느라 너무나 고생하신 태균오빠, 대학원 생활동안 든든한 지원군이 되어준 정진언니, 이정언니, 유나, 미혜, 세림에게도 진심으로 감사드립니다. 학부과정동안 학문적으로 많은 도움을 주신 95학번 선배님들과 학교생활의 즐거움을 같이 해준 새롭, 지화, 여훈, 성아, 현희, 진아, 은혜, 수정, 현학을 비롯한 모든 98학번 동기들에게도 고마운 마음을 전합니다. 그리고 대학원과정동안 저에게 물심양면으로 많은 조언과 도움을 주셨던 여러 대학원선배님과 후배들에게도 지면을 빌려 다시금 감사드립니다.

무심하고 철없는 동생에게 늘 따뜻한 관심을 보내준 큰언니와 늘 변함없는 격려와 지지를 보내주는 작은언니와 힘든 순간마다 든든한 조언자가 되어주신 형부에게 진심으로 고마운 마음을 전합니다.

마지막으로 저에게 더 깊은 학문의 길을 열어주시고, 저의 삶에 많은 관심과 충고를 보내주시는 이천 당숙부님과 당숙모님, 오늘 이 순간까지 저의 선택을 믿어주시고 제가 걸어가는 길을 전적으로 지원해 주신 어머니, 그리고 누구보다 이 졸업을 기뻐해주셨을 아버지께 마음으로부터 깊이 감사드립니다.

2004년 6월에

정 입 속 드림

## 차 례

그림 차례	iv
표 차례	v
국문 요약	vi
제1장 서론	1
제2장 전체 시스템의 개요	4
제3장 국부 전단센서	6
3.1 국부 전단센서의 기계적인 구조	6
3.2 국부 전단센서	8
3.2.1 측정원리	8
3.2.2 탄성 구조물	8
3.2.3 위치센서	9
3.3 국부 전단센서의 보정	10
3.3.1 보정장치	10
3.3.2 보정 방법	11
3.3.2 센서의 보정	12
제4장 인솔부	15
4.1 인 솔	15
4.2 신 발	16

제5장 신호처리부	18
5.1 아날로그 증폭부	18
5.2 A/D 변환부	19
5.2.1 마이크로컨트롤러	19
5.2.2 A/D 변환	21
제6장 무선통신 및 모니터부	24
6.1 무선 통신부	24
6.1.1 송신부	25
6.1.2 송신부 프로그램	26
6.1.3 블루투스 송수신모듈	26
6.1.4 RS232C 통신 케이블	27
6.2 모니터부	28
6.2.1 신호모니터부	29
6.2.2 동기화신호 출력부	30
제7장 실험	31
7.1 피험자	31
7.2 발바닥의 압력 측정	32
7.3 발바닥의 국부 전단력 측정	33
제8장 실험 결과 및 고찰	35
8.1 압력분포	35
8.1.1 최대압력분포	35
8.1.2 압력중심(Centre of Pressure :COP)의 이동궤적	36
8.2 국부 전단응력	37

8.2.1	각 영역별 진단응력	37
8.2.2	압력중심의 이동궤적속도와 진단응력과의 상관분석	42
제9장	결론	44
참고 문헌		46
영문 초록		49

## 그림 차례

그림 2.1	전체 시스템의 모식도	4
그림 3.1	국부 전단센서의 구조	7
그림 3.2	제작된 국부 전단센서	7
그림 3.3	아날로그 위치센서와 전기적인 특성	9
그림 3.4	도르래부	10
그림 3.5	센서 고정부	11
그림 3.6	보정장치	12
그림 3.7	전단센서의 출력특성 (중족골두)	13
그림 3.8	전단센서의 출력특성 (발뒤꿈치)	13
그림 4.1	전단센서가 삽입된 인솔	15
그림 4.2	실험에 사용된 당뇨화 및 신발치수 정의	17
그림 5.1	차동 증폭 회로	18
그림 5.2	마이크로컨트롤러의 프로그램 흐름도	20
그림 5.3	A/D 변환부의 프로그램 흐름도	22
그림 5.4	제작된 신호처리부	23
그림 6.1	무선 통신부의 모식도	24
그림 6.2	송신부 회로	25
그림 6.3	시리얼통신 프로그램 흐름도	26
그림 6.4	블루투스 송·수신모듈	27
그림 6.5	모니터링 프로그램의 모식도	28

그림 6.6	모니터링 프로그램	29
그림 7.1	피험자의 발 측정	31
그림 7.2	PEDAR시스템	33
그림 7.3	전단력 측정시스템과 착용모습	33
그림 8.1	영역별 최대 압력	35
그림 8.2	보행 시 압력중심의 이동궤적	36
그림 8.3	압력중심의 이동속도	37
그림 8.4	영역별 발바닥의 전단응력	40
그림 8.5	영역별 전단응력의 작용선	41

## 표 차례

표 3.1	센서의 출력특성과 보정식	14
표 5.1	PIC16C74B의 외부회로 연결핀과 용도	21
표 7.1	피험자의 발 치수	32
표 8.1	영역별 최대전단응력	42
표 8.2	압력중심 이동속도와 전단응력의 합에 대한 상관분석	43

# 국 문 요 약

## 인솔형 국부 전단력 측정시스템의 설계 및 평가

전단력이란 특정면에 접선방향으로 작용되는 힘으로 신체의 상해를 일으키게 되는 기계적인 자극의 하나이다. 정상인의 경우 피부의 심한 기계적인 자극에 대하여 적절한 보호기전으로 발휘하여 신체를 보호하나, 신경병성 장애나 말초 질환 장애를 가지는 환자의 경우에는 자극에 적절히 대응하지 못하고 상해를 입게 된다. 특히 당뇨병성 족부질환자들과 한센병 환자들은 상해를 입은 부위가 감염의 위험도가 높고 그는 궤양으로 쉽게 전이되어 그 치료가 어려울 뿐만 아니라 그 예후가 좋지 않아 절단에 이르는 경우도 많다.

이와 같은 발의 상해를 줄이기 위하여 발바닥에 작용되는 압력분포를 고려하여 특수하게 제작된 신발을 처방하게 된다. 그러나 전단응력은 상해의 원인과 그 치유에 더 많은 영향을 미칠 수 있다. 따라서 본 연구에서는 발바닥의 주요 상해 부위에 작용되는 전단력을 측정하는 시스템을 설계하고 구현해 보고자 하였다

이를 위해서 우선 발바닥 주위의 전단력을 측정할 수 있는 센서를 제작하고 이 센서를 출력을 보정하기 위한 보정장치를 개발하였다. 제작된 센서는 magnetic-resistive 원리를 이용한 3층의 층상 구조로 이루어져 있으며 센서의 가로 및 세로 두 방향의 전단력을 측정할 수 있다.

제작된 전단센서를 인솔내 높은 압력이 작용하는 발의 중족골과 뒤꿈치 부분에 삽입하여 신발 내에서 발바닥의 국부 전단력을 측정할 수 있는 시스템을 제작하였다. 이 센서의 출력신호를 증폭하여 디코딩한 후 이를 블루투스 모듈을 이용하여 PC로 전송하였다. 개발된 국부 전단력 측정시스템과 인솔형 압력 측정시스템을 사용하여 각각 보행실험을 수행하고 그 결과들을 비교하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 중족골 부분에 삽입된 센서의 측정범위는  $\pm 5N$ 이었으며, 발뒤꿈치 부분에

삽입된 센서의 측정범위는  $\pm 10\text{N}$ 이었다.

2. 보행 시 최대 수직압력이 작용되는 곳은 발뒤꿈치 부분으로  $5.0\text{kPa/B.W.}$ 였다.
3. 발바닥 전체에서 압력중심의 이동은 입각기동안 외측 발뒤꿈치에서 출발하여 발가락의 내측으로 이동한다. 압력중심의 이동속도는 전후방향에서는 초기접지기와 전유각기에서 큰 정점을 보였으며 내외방향에서는 전유각기에 내측으로 큰 정점을 보였다.
4. 발바닥의 전단응력은 입각기 초기에 발뒤꿈치에서, 전유각기에 중족골에서 크게 작용되었다. 영역별로 전단응력이 크게 작용되는 시기는 발바닥의 압력중심의 이동속도가 최대 정점을 나타내는 시기와 동일하였다. 압력중심 주위에서는 전후방향의 전단력이 크게 작용되며, 압력중심선에서 멀리 떨어진 곳에서는 내외방향의 전단력이 크게 작용함을 확인할 수 있었다.
5. 보행 시 최대전단응력이 작용되는 부분은 두 번째 중족골 부분으로  $29.6\text{kPa}$ 이다.

각 영역에서 작용되는 전단응력은 수직압력보다는 발바닥전체의 압력중심의 이동 속도와 높은 상관관계를 보였다. 본 연구를 통해서 개발된 인솔형 국부 전단력 측정시스템은 당뇨병 환자의 신발이나 발보조기의 재료 및 구조를 설계하는데 많은 도움이 될 것으로 생각된다.

---

핵심이 되는 말 : 당뇨병성 족부질환, 전단센서, 보정장치, 전단응력, 압력,  
압력중심

# 제 1 장 서 론

전단력이란 특정면에 접선방향으로 작용되는 힘으로 신체의 상해를 일으키게 되는 기계적 자극의 하나이다[1]

건강한 사람의 피부는 주변으로부터의 심한 기계적 자극을 받게 되면 자극을 피하기 위한 신체 보호 반응이나 대사 작용을 통한 조직의 자율 조정 등의 보호 기전이 발휘된다[2]. 그러나 말초 혈관질환을 같이 가지고 있는 당뇨병환자, 당뇨병성 신경병증 등의 환자들과 한센병 환자들은 사지 말초 부위의 감각이 둔감해져서 이러한 자극에 적절하게 대응하지 못한다. 따라서 이러한 환자들은 사지의 말단부에 쉽게 상처를 입을 수 있고 상처 부위의 감염 위험도 높으며, 이러한 상처가 욕창 등으로 발전하여 결국에는 절단에 이르기도 한다[3][4][5]. 이러한 현상은 뇌졸중이나 척추 손상과 같은 중추신경계 손상환자에게도 같은 위협이 된다[6].

이와 같은 환자들에게 있어서 기계적 자극으로 가장 크게 문제가 되는 곳은 발이다. 그 중에서 당뇨병환자들의 족부질환과 한센병자들의 발천공병은 발병 후 그 치유가 어렵고 환자의 연령이 노령화됨에 따라 그 추세가 증가되고 있다[3][8].

미국당뇨협회의 보고에 의하면 입원환자의 20%가 발의 문제를 가지고 있으며 당뇨병 환자가 발이나 발관절 부위에 궤양이 발생하는 경우는 약 15% 정도라고 하였다. 최근의 절단 환자에 대한 통계에서도 비외상성 절단의 약 50~70%가 당뇨병으로 인한 발문제에 의한 절단이었다[3][5][7].

당뇨병성 족부질환은 혈액순환의 장애, 신경병성 장애, 피부질환 등의 요인이 복합적으로 작용되어 나타난다[3]. 신경병성 장애의 경우 운동신경의 장애로 인한 발바닥의 압력 변화, 감각신경 장애에 의한 보호기능의 약화, 자율신경의 장애로 인한 피부 건조화 등으로 발의 상처를 초래한다. 혈액순환 장애는 대혈관에서 소혈관으로 분지되는 경비동맥(tibio-peroneal artery) 부위에서 발생하는 동맥경화로 인하여 피부나 말단의 조직의 혈류공급이 차단되어 괴저가 발생하게 된다[3][4][7]. 이와 같은 기전으로 발생된 발의 상처들은 궤양이나 감염 등을 쉽게 유발하는데 이 경우 일반적으로 상처가 잘 낫지도 않고 치유기간이 오래 걸리며 예후도 좋지

않다[7].

한센병 환자에게 흔히 발생하는 발천공병은 말초신경 이산으로 인한 통각소실 때문에 발바닥 부위에 발생하는 만성 궤양성 질환이다. 이 질환은 신경계 이상으로 인하여 건조하고 무감각한 족부의 돌출부 주위로 과각화증이 형성되면서 이곳에 반복적으로 가해지는 기계적인 자극으로 서서히 무통성, 괴사성 궤양이 형성된다. 한센병은 당뇨병성 족부질환과는 달리 대부분이 말초성 신경병변에 의한 내근마비 및 왜곡족지가 동반되므로 일단 궤양이 형성되면 그 치유가 쉽지 않으며 특히 고령의 한센병 환자일수록 그 예후가 좋지 못하다[8].

이러한 질환들을 가진 환자에게 가장 문제가 되는 곳은 발바닥으로, 발바닥은 하루종일 많은 시간동안 신체를 지지하고 있으며, 보행 시 끊임없이 바닥면과 접촉하여 마찰한다. 따라서 발바닥에는 수직하중 뿐만 아니라 바닥과의 전단력도 크게 작용된다. 이러한 발의 기계적인 자극을 완화하기 위하여 특수하게 제작된 신발을 착용하는 것이 권해지고 있는데 이러한 신발의 제작에 있어서 가장 많이 고려되고 있는 바닥면의 압력분포이다[8][9].

그러나 상처를 유발하는 기계적인 자극으로 압력보다 전단응력이 더 큰 요인으로 작용된다고 보고된 바 있으며, 특히 전단응력은 조직의 말단에 흐르는 혈류의 흐름에도 영향을 미쳐 상처의 회복을 더디게 하는 원인으로 작용되고 있다[9][10].

기계적인 자극들 중에서 전단력의 영향에 대하여 연구는 Reichel 등[11]에 의하여 처음 이루어졌으나 측정기술의 부족으로 이를 측정하지는 못하였다. 이후 Dinsdale 등[12]에 의하여 정상인과 마비환자간의 압력의 영향을 보기 위한 동물 실험을 통하여 수직 응력보다 전단응력의 작용으로 인한 궤양의 발생을 보고하였다. 또한 Bennett 등[13][14]과 Goossens 등[15][16]은 전단응력이 작용될 때 혈류가 받는 영향에 대한 연구를 통해 전단 응력이 3.1kPa이상이 되면 말초 조직의 혈류의 흐름이 유의하게 감소한다고 발표하였다.

발바닥의 압력분포에 대하여 많은 선행연구가 이루어진 반면에 발바닥의 전단력분포의 경우는 그 측정기술상의 어려움 때문에 선행연구가 미비한 실정이다. 최초의 전단력 센서는 Tappin 등[17]에 의하여 이루어졌다. 이 센서는 magnetic-

resistive 원리를 이용하여 고안된 디스크 형태로 한쪽 방향의 전단력만을 측정할 수 있도록 고안되었다. 그들은 테이프로 센서들을 맨발에 부착하여 보행 중 전단력 분포를 측정하였다.

Load 등[18]은 magnetic-resistive 원리를 이용하여 내 외측 및 전후 방향의 전단력을 측정할 수 있는 센서를 고안하였다. 이 전단력 센서에는 상단과 하단에 자장을 감지하는 센서가 들어있고 중간층이 센서의 움직임을 가이드하는 3층 구조로 이루어져 있다. 그들은 제작한 센서를 인솔에 삽입하고 보행 시 발바닥에서 발생하는 전단력을 측정하여 보고하였다[19][20][21].

따라서 본 연구에서는 Load 등의 연구를 기반으로 발바닥의 주요 상해 부위에 미치는 전단력을 측정하는 시스템을 설계하고 구현해 보고자 하였다. 이를 위해서 우선 발바닥 주위의 전단력을 측정할 수 있는 센서를 제작하고 이 센서를 출력을 보정하기 위한 보정장치를 개발하였다. 제작된 센서를 인솔의 적정 위치에 삽입하여 인솔형 국부 전단력 측정시스템을 완성하였다. 마지막으로 제작된 전단력 시스템의 평가를 위해서 인솔형 압력분포 측정시스템을 사용하여 보행실험을 수행한 후 압력분포와 국부전단응력의 상관성을 분석하였다.

## 제 2 장 전체 시스템의 개요

개발된 인솔형 국부 전단력 측정시스템은 크게 전단센서가 삽입된 인솔부, 센서의 출력신호를 처리하는 신호처리부, 수신된 신호를 전송받아 모니터하는 모니터부로 구성된다.

인솔부는 실험을 위해 제작된 신발의 인솔에 일반적으로 발바닥 압력이 가장 높은 세 지점에 제작된 기계식 두 축 전단센서를 삽입한 것으로 한 센서당 4개의 출력신호를 신호처리부로 보내게 된다. 신호처리부는 센서의 각 축 신호를 조합하여 차동 증폭한 후 신호를 디코딩하여 블루투스를 이용하여 송신한다. 모니터부는 전송된 신호를 블루투스로 수신하여 컴퓨터 화면에 측정결과를 도시한다. 그림 2.1은 인솔형 전단력 측정시스템의 모식도를 나타내고 있다.

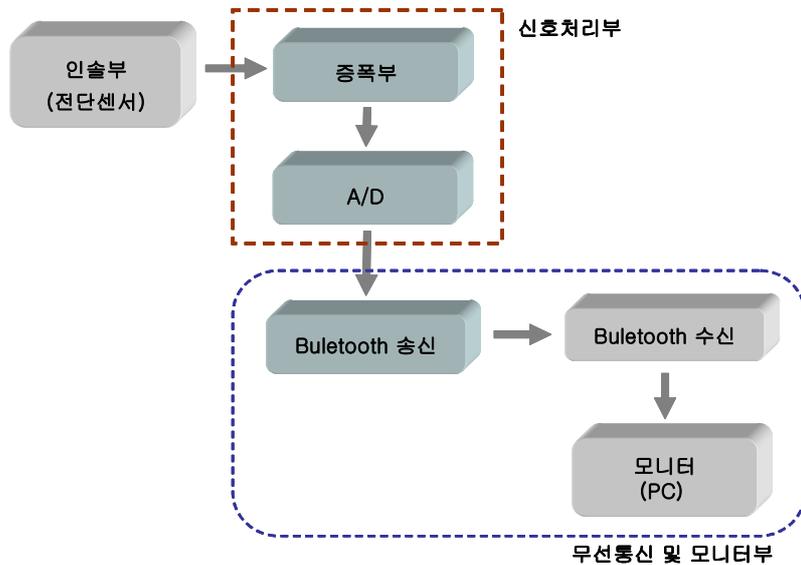


그림 2.1 전체 시스템의 모식도

인솔부에 삽입된 국부 전단센서는 기계식으로 3층의 원형 디스크 형태로 최상

단과 하단은 움직임의 정도에 따라 발생하는 자장의 변화를 측정할 수 있는 홀센서가 들어있으며, 중간단은 가로축과 세로축으로 이동되기 위한 가이드와 자석이 삽입되어 있다. 움직임이 일어나는 디스크와 센서의 외장 사이에는 실리콘 링이 채워져 있어서 전단력에 따라 이동된 센서가 실리콘의 탄성을 이용하여 원위치로 돌아가도록 제작되었다. 센서는 인솔에서 압력이 크게 작용되는 두 번째와 네 번째 중족골두과 발뒤꿈치 부분에 삽입되었다.

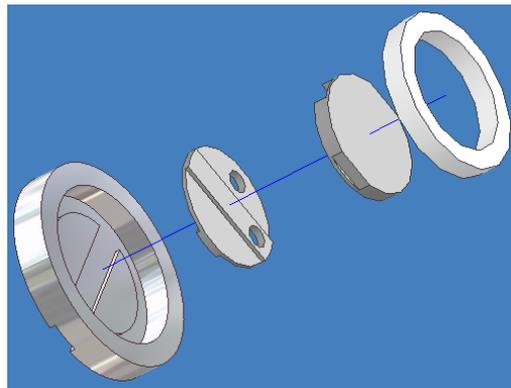
센서의 출력을 처리하는 신호처리부는 센서의 신호를 증폭하여 A/D 변환한 후 무선으로 송신하는 역할을 한다. 제작된 센서의 한축의 신호는 “양”의 기준 출력값과 “음”의 기준 출력값의 차로써 이루어진다. 증폭단에서 두 기준 출력신호를 차동 증폭하여 센서의 한축의 신호가 2.5V를 기준으로 0V~5V사이의 값으로 출력하도록 구성하였다. 신호의 A/D 변환과 전송을 위하여 8비트 CMOS 타입의 마이크로 컨트롤러 PIC16C74를 사용하였다. 증폭된 신호는 마이크로컨트롤러의 10비트 내부 A/D 변환기로 변환되어 블루투스 송·수신 모듈을 이용하여 PC로 전송되었다. PC로 전송된 데이터는 모니터링 프로그램에 의하여 센서의 각 축별로 그래프로 나타내었다.

## 제 3 장 국부 전단센서

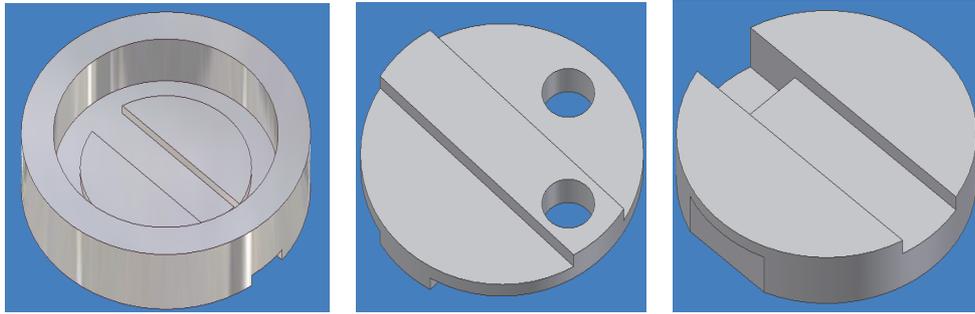
전단력을 측정하는 센서는 사방으로 작용하는 힘의 방향에 반응할 수 있는 기계적인 구조에 힘의 크기를 반영된 전기적인 신호를 출력하기 위해 영구자석과 아날로그 위치센서를 사용하였다.

### 3.1 국부 전단센서의 기계적인 구조

제작된 국부 전단센서는 그림 3.1과 같다. 가공된 센서는 원형의 디스크 형태로 3층의 층상 구조이다. 센서의 전체구조는 가공이 용이한 알루미늄 합금 6061로 오차범위 0.001mm 내에서 가공되었다. 센서의 층상구조에서 하층과 중층 사이에 궤도를 넣어 한 방향으로 움직일 수 있도록 하고, 상층과 중층은 그와 수직인 방향으로 움직일 수 있도록 궤도를 넣었다. 이렇게 하면 상층의 경우 하층을 기준으로 할 때 모든 방향으로 움직일 수 있게 된다. 궤도를 따라 움직이도록 만들어진 센서의 층상 구조의 각 면이 서로 맞닿는 부분에서 발생하는 마찰을 최소화하기 위하여 센서의 표면을 마찰계수가 0.02 이하인 PTFE로 처리하였다.



(a) 국부 전단센서의 조립도



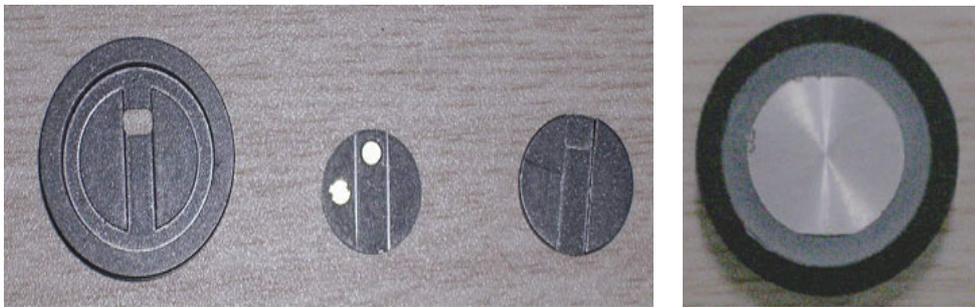
(b) 센서의 하층판

(c) 센서의 중층판

(d) 센서의 상층판

그림 3.1 국부 전단센서의 구조

센서의 전체 크기는 지름이 16mm, 두께가 4.3mm였다. 피부에 직접 닿는 면적은 미끄러짐이 최소화되는 면적의 크기로 같은 부위의 전단력을 측정할 실험에서 제안한 센서의 직경 16mm를 참고하였다[18]. 센서의 각 두께는 각 층에 삽입되는 구조물과 상층판의 두께에 의하여 결정되는데 상층과 하층은 삽입되는 아날로그 위치센서와 중층부에 들어가는 자석이 삽입된다. 삽입된 아날로그 위치센서의 두께는 1.2mm, 자석의 두께가 1mm이며 상층판의 두께는 0.3mm 이다.



(a) 가공된 센서의 각 단의 모습

(b) 조립된 센서

그림 3.2 제작된 국부 전단센서

## 3.2 국부 전단센서

### 3.2.1. 측정원리

상하층에는 궤도 끝부분에 아날로그 위치센서를 삽입하고 중층에는 영구자석을 설치하였다. 상층에 힘이 임의의 방향으로 작용되는 경우 그 방향으로 상층이 이동하게 되고 중층과의 궤도를 따라 이동한 거리가 상층의 아날로그 위치센서를 통하여 출력된다. 또한 중층과 하층간의 궤도를 따라 이동한 거리도 하층의 아날로그 위치센서를 통해 출력된다. 중층부에 삽입된 영구자석은 지름이 3mm인 네오디움 자석을 사용하였다. 자석의 삽입위치는 아날로그 위치센서가 감지할 수 있는 자장이 발생하는 거리 범위의 중앙지점에 위치하였다. 센서의 출력 부호가 자석의 극성에 따라 변화되므로 자석의 극성에 유의하여 자석을 삽입하였다.

원통형 센서의 둘레 벽을 따라 고무재질의 탄성체를 감쌌다. 이 탄성체는 센서에 가해지는 임의의 힘에 대하여 평형이 이루어질 때까지 움직이게 되고 이 때 아날로그 위치센서에 감지된 이격거리가 힘에 대응되는 것이다. 즉, 센서에 작용되는 힘은 가해진 힘과 둘레에 둘러진 탄성체가 작용과 반작용의 원리에 의한 힘의 평형을 이용하여 측정된다. 또한 이 탄성체는 한 방향으로 이동된 후 센서를 본래의 위치로 되돌리는 역할을 한다.

설계된 센서는 상층과 중층 구조의 상하 방향 움직임을 고정시킬 수 없다. 따라서 센서의 둘레에 위치하는 탄성구조물이 제작된 센서의 내경보다 1mm정도 작게 제작하여 끼워 맞춤으로 층상 구조물을 고정 하였다.

### 3.2.2. 탄성 구조물

피부 접촉에 문제를 일으키지 않는 물질로 일반적으로 실리콘 재질을 사용한다. 사용된 실리콘의 탄성이 전단센서가 측정할 수 있는 전단력의 범위를 결정하게 된다. 같은 이격을 보여도 탄성이 작을수록 더 큰 힘이 반영된다.

실리콘은 제작과정에서 나타나는 특성의 편차가 크므로, 본 연구에서는 앞서 Load 등의 연구에서 제안된 최대 측정힘 20N이 가능하도록 실험적으로 실리콘의 경도를 결정하였다[18]. 실험에 의하여 결정된 실리콘의 경도는 20Hk~40Hk였다.

### 3.2.3. 위치센서

제작된 전단센서에 사용된 아날로그 위치센서는 THS119(도시바, 일본)로 GaAs 이온의 홀 센서이다. 홀 센서는 주변 자장의 크기가 전압 형태로 출력되는 센서이다 따라서 주변 자장의 크기는 아날로그 위치센서와 영구자석의 거리에 따라 영향을 받게 되므로 센서의 출력으로 작용된 힘의 의해 이격된 거리를 역추적할 수 있다. 그림 3.3은 사용된 아날로그 위치센서와 그 전기적인 특성을 나타낸다.

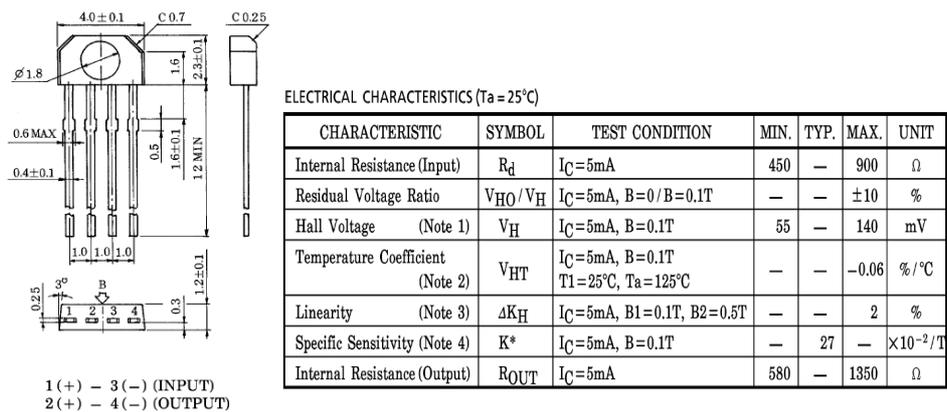


그림 3.3 아날로그 위치센서와 전기적인 특성

아날로그 위치센서가 정확히 구동되기 위해서는 5mA의 전류가 입력되어야 하고 이 때 센서는 55~140mV까지의 전압을 출력한다. 본 연구에서 사용된 아날로그 위치센서는 영구자석과의 이격거리가 최대 2mm일 때 발생하는 자기장이 측정되도록 설계되었다.

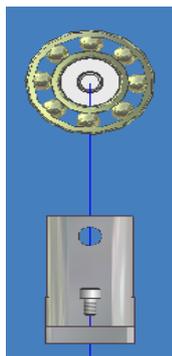
### 3.3 국부 전단센서의 보정

제작된 국부 전단센서는 기계적인 가공오차, 탄성 구조물의 개별적인 특성오차, 영구자석의 개별 자속 차이 등에 의하여 각 센서마다 보정과정이 필요하다. 따라서 국부 전단센서의 보정장치를 제작하였으며, 센서에 힘이 가해지는 방식에 의해 정적인 상태와 동적인 상태에 대하여 보정을 실시되었다.

#### 3.3.1 보정장치

제작된 센서에 일정한 방향으로 전단력을 가하기 위해 센서에 작용되는 힘의 방향을 수직에서 수평으로 변환하는 보정장치를 제작하였다. 제작된 보정장치는 힘의 방향을 변화시켜 주는 도르래부와 센서를 고정하는 센서부가 보정장치의 전체 밑판에 고정되어 있다.

그림 3.4는 도르래부의 구조와 제작된 도르래부의 사진이다. 힘의 방향을 바꾸기 위한 도르래부는 수평으로 변화된 힘의 작용선이 센서 고정단에 삽입된 센서의 상단 높이와 동일하도록 가공되었다. 도르래로 사용된 베어링에는 힘을 전달하는 철선이 궤도에서 이탈되지 않도록 홈이 파여 있다.



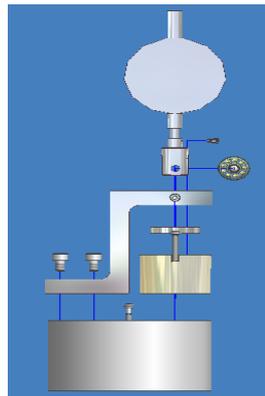
(a) 도르래부 설계 구조



(b) 제작된 도르래부

그림 3.4 도르래부

그림 3.5는 센서고정부의 구조와 제작된 센서고정부의 사진이다. 센서고정부는 전단센서가 움직이지 않도록 잡아두기 위한 고정단과 센서의 상층부가 전단력을 가할 때 위로 들리지 않게 하기 위해 수직으로 눌러주는 지지대로 구성된다. 고정단은 제작된 센서전체의 지름의 크기에 비하여 지름은 1mm 더 크고 두께는 동일한 원형의 홈을 파서 그 속에 센서를 넣도록 하였다. 지지대는 전단력이 작용될 때 센서의 상층이 들리지 않도록 수직방향으로 센서를 눌러주는 역할을 한다. 지지대와 센서가 접촉하는 부분은 베어링으로 구성되어 있어 전단력이 적용되어 센서가 이동될 때 수직하중에 의한 영향을 최소화하였다. 또한 지지대 내부에는 압축 스프링이 들어 있어 센서의 상부가 상하로 이동하거나 스프링의 길이가 변화되면 지지대 위쪽의 다이얼 계기판에 그 변화량이 표시되도록 하여 센서를 수직으로 누르는 힘이 스프링의 장력만큼 일정하게 유지되고 있는지 확인할 수 있도록 하였다.



(a) 센서고정부 설계구조



(b) 제작된 센서고정부

그림 3.5 센서 고정부

### 3.3.2 보정 방법

전단력 센서의 출력특성을 알아보기 위하여 각 센서의 보정을 시행하였다. 그림 3.6은 제작된 전단센서 보정 장치를 설치한 모습이다.

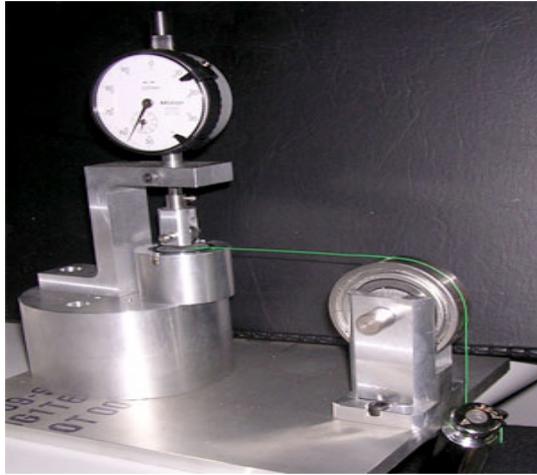


그림 3.6 보정장치

표준분동을 사용하여 센서의 일정한 크기의 전단력이 작용하도록 하였다. 분동의 무게를 차례로 증가시켜 센서의 측정범위와 센서의 출력특성을 알아보았다. 동일한 힘에 대하여 제작된 센서의 각 축에 대한 출력신호를 3회 반복 측정하였다. 또한 동일한 힘에 대하여 반복측정하기 전에는 분동을 제거한 상태의 센서출력이 기준전압임을 확인하여 직전 실험에 의한 영향이 미치지 않도록 하였다.

### 3.3.3 센서의 보정

센서의 탄성 구조체의 강도의 차이로 인하여 중족골두 부분과 발뒤꿈치에 위치하는 서로 다른 출력특성을 보였다.

먼저 중족골두에 위치한 센서의 출력은 세로방향과 가로방향에 가해지는 전체 힘이 10N 이내일 때의 출력특성을 알아보았다.

그림 3.7은 중족골두 부분의 전단센서의 출력특성을 나타낸 것이다. 그림에서 전단력이 “음”으로 표시된 것은 전단센서의 세로방향에서 앞쪽으로 가로방향에서는 외측으로 작용된 힘을 말하며 도시된 센서의 출력값은 센서 출력의 기준전압과의 차이를 나타낸다.

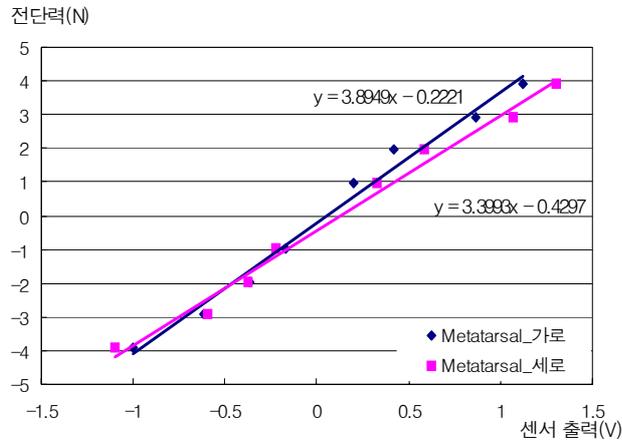


그림 3.7 전단센서의 출력특성 (중족골두)

그림 3.8은 발 뒤꿈치부분의 전단력 센서의 출력특성을 나타낸 것이다. 발뒤꿈치는 압력이 중족골두에 비하여 더 크게 작용되는 경향이 있으므로 이 곳에 삽입 될 센서는 탄성구조물의 경도가 더 큰 재질을 사용하여 더 큰 힘을 측정할 수 있도록 하였다. 따라서 발 뒤꿈치부분의 센서는 각 방향별로 측정범위가 20N 이내 가 되도록 하였다. 표 3.1은 반복 측정한 센서의 출력특성과 그 보정식을 정리한 것이다.

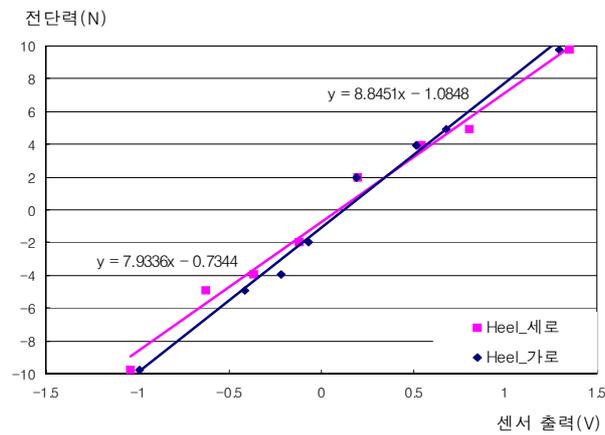


그림 3.8 전단센서의 출력특성 (발뒤꿈치)

표 3.1 센서의 출력특성과 보정식

(평균±편차)

센서의 위치		작용된 전단력(N)				보정식
중족골두		0.98	1.96	2.94	3.92	
발뒤꿈치		1.96	3.92	4.9	9.8	
중족골두 가로 (V)	내	-0.1715 ± 0.016	-0.365 ± 0.001	-0.6175 ± 0.038	-0.999 ± 0.001	y=3.3993x-0.4297
	외	0.2017 ± 0.032	0.419 ± 0.298	0.865 ± 0.0269	1.123 ± 0.0163	
중족골두 세로 (V)	전	-0.2215 ± 0.087	-0.3715 ± 0.039	-0.5903 ± 0.026	-1.0995 ± 0.001	y=3.8949x-0.0221
	후	0.328 ± 0.005	0.589 ± 0.103	1.072 ± 0.042	1.305 ± 0.163	
발뒤꿈치 가로 (V)	내	-0.0715 ± 0.0162	-0.217 ± 0.0103	-0.419 ± 0.049	-0.988 ± 0.125	y=8.8451x-1.0841
	외	0.188 ± 0.0389	0.518 ± 0.043	0.678 ± 0.0315	1.292 ± 0.015	
발뒤꿈치 세로 (V)	전	-0.125 ± 0.039	0.366 ± 0.0467	-0.633 ± 0.028	-1.038 ± 0.055	y=7.9336x-0.7344
	후	0.195 ± 0.039	0.548 ± 0.0761	0.808 ± 0.029	1.348 ± 0.189	

## 제 4 장 인솔부

### 4.1. 인 솔

그림 4.1은 전단센서가 삽입되어 제작된 인솔의 모습을 나타내고 있다. 일반적으로 발의 상해가 빈번한 중족골두 부위와 발뒤꿈치에 전단센서를 위치시켰다 [9][10]. 제작된 센서의 크기로 인해 인접한 중족골두 부위에 삽입하는 것이 불가능하므로 양 발의 중족골두에 센서가 삽입되는 위치를 다르게 하였다. 왼쪽발은 제 2 중족골두두과 제 4 중족골두의 위치에, 오른쪽발은 제 1 중족골두과 제 3 중족골두의 위치에 센서를 삽입하였다. 인솔에 삽입되는 센서의 위치는 압력데이터와 해부학적 자료에 의거하여 결정되었다.



그림 4.1 전단센서가 삽입된 인솔

센서의 삽입방향은 세로방향 축이 뒤로 이동될 때 센서의 출력값이 증가되며, 가로방향은 내측으로 이동될 때 센서의 출력값이 증가되도록 삽입하였다. 따라서 보행 시 전단력이 후방 및 내측으로 작용되면 센서의 가로방향과 세로방향 출력

얇은 기준값으로부터 모두 증가하게 된다.

센서가 이식되는 부분인 중족골두과 발뒤꿈치는 비교적 강성이 우수한 plastazote 소재를 사용하여 전단력에 왜곡이 발생되지 않도록 하였다. 그 외의 부분에는 일반적인 인솔의 재질인 폴리우레탄 소재를 사용하여 발바닥의 굴곡에 잘 반응되도록 하였다.

265mm의 신발크기에 맞도록 인솔을 제작하였으며, 인솔의 세로길이 255mm, 최대 가로길이 130mm, 두께는 43mm이었다. 인솔의 두께는 제작된 전단센서의 두께와 동일하여 인솔에 삽입된 센서가 인솔의 표면 위로 튀어나오지 않게 하였다.

## 4.2 신 발

보행 중 신발내에서 전단력을 측정하기 위해서 한국 남성의 표준 신발 크기인 265mm의 당뇨화를 사용하였다. 그림 4.2는 본 연구에서 사용된 당뇨화이다.

센서가 삽입된 인솔의 두께가 일반 인솔보다 두껍기 때문에 일반적인 신발보다 깊이가 깊은 당뇨화를 사용하였다. 이는 Kerrigan 등이 발표한 발보조기의 두께에 따른 연구에서 발 보조기의 두께가 두꺼워질 때 신발의 깊이가 충분히 깊지 못하면 발뒤꿈치를 충분히 잡아주지 못하여 보행에 영향을 준다는 보고에 따른 것이다[22]. 인솔을 제거한 신발 깊이는 12cm이고, 외형의 전체 길이는 275cm, 폭 14cm, 높이 18cm이다.



(a) 실험에 사용된 당뇨화



(b) 신발 치수 정의

그림 4.2 실험에 사용된 당뇨화 및 신발치수 정의

## 제 5 장 신호처리부

한쪽 발의 인솔에서 나온 신호는 신호처리부에서 증폭된 후 A/D되어 무선 통신 모듈을 사용하여 컴퓨터로 전송된다.

### 5.1 아날로그 증폭부

한쪽 발에서 삽입되어 있는 센서는 총 3개이며, 센서의 출력은 한 센서당 가로 방향과 세로방향 2채널로 총 6채널이다. 따라서 동일한 아날로그 증폭회로가 한쪽 발에서 6개 사용된다. 증폭된 센서의 출력은 기준전압이 2.5V이고 구동 범위가 0~5V의 값을 가지도록 설계하였다.

아날로그 위치센서의 출력은 “양”의 출력신호와 “음”의 출력신호, 두 가지이며, 이 두 출력신호는 Instrument Amplifier인 AD620(Texas Inc., 미국)을 사용하여 차동 증폭하였다. 그림 5.1은 본 연구에서 사용된 아날로그 위치센서의 한 채널에서 출력되는 두 신호에 대한 차동증폭회로이다.

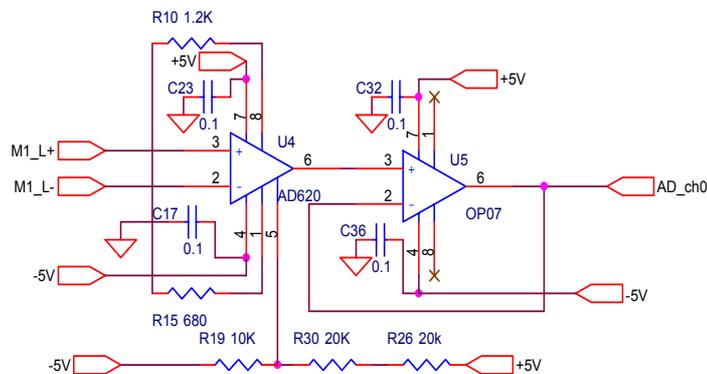


그림 5.1 차동 증폭 회로

아날로그 위치센서에서 출력되는 “양”의 신호는 AD620의 “양”의 입력단에,

“음”의 신호는 “음”의 입력단에 입력하였다. 차동 증폭율은 아날로그 위치센서의 최대 출력신호가 140mV일때 3.5V의 출력값을 나타낼 수 있도록 25배로 설정하고 식5.1에 의하여 차동 증폭회로에 연결할 저항값을 계산하였다.

$$R_G = \frac{49.4k\Omega}{G-1} = \frac{49.4k\Omega}{25-1} = 1.9k\Omega \quad (\text{식 5.1})$$

증폭된 신호의 기준 전압이 2.5V가 되도록 하기 위해서 AD620의 기준 전압을 결정하는 입력단자에 증폭기를 구동하는 “음”의 전압과 “양”의 전압이 분배되어 걸리는 전압분배회로를 통하여 되먹임 회로를 구성하였다. 차동증폭기에서 나오는 출력신호는 A/D 변환부의 아날로그 입력단으로 직접 입력될 수 있으나 신호의 안정적인 입력을 위하여 OP07을 이용하여 증폭율이 1인 버퍼를 구성하고 이를 통하여 입력되도록 하였다.

## 5.2 A/D 변환부

증폭된 센서의 출력신호의 A/D 변환은 PIC16C74의 내장된 10bit의 내부A/D변환기를 사용하였다

### 5.2.1 마이크로컨트롤러

본 연구에서 사용한 PIC16C74B는 Microchips사의 mid-range에 속한 8bit CMOS 원칩 컨트롤러로 4K ROM, 192Byte RAM, 22개의 I/O Port, 10bit 8채널 A/D변환기 및 직렬통신모듈(USART)을 내장하고 있다. 사용된 마이크로컨트롤러는 한쪽 발에서 증폭된 6채널의 신호를 A/D 변환하여 무선으로 PC로 송신한다. 그림 5.2는 마이크로컨트롤러에서 A/D변환과 데이터 송신을 하기 위한 프로그램의 흐름도이다.

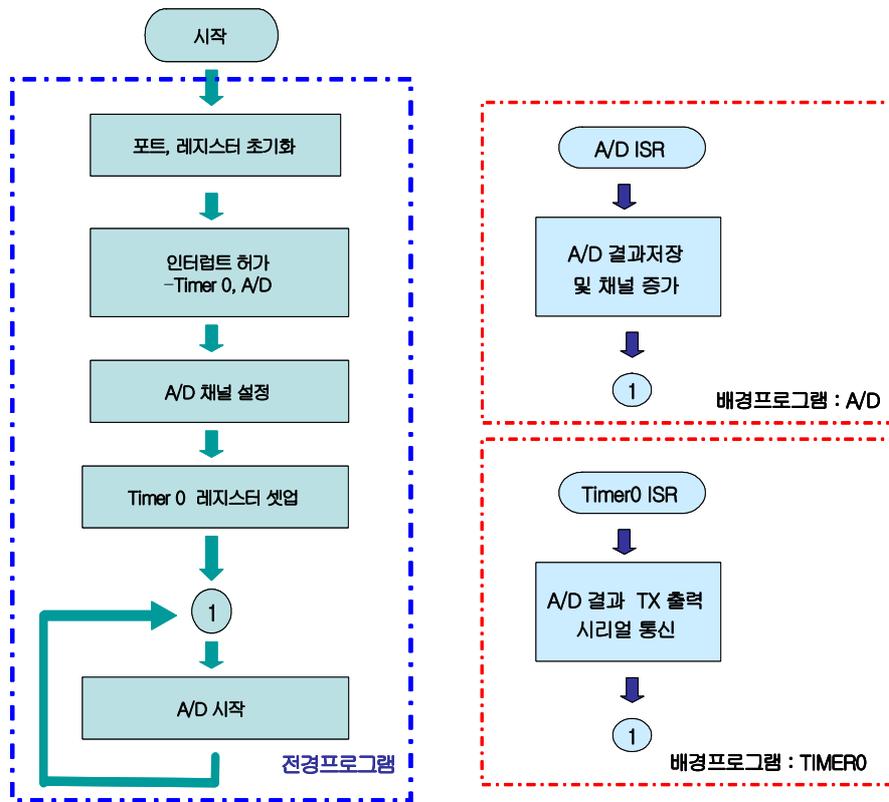


그림 5.2 마이크로컨트롤러의 프로그램 흐름도

다채널의 신호를 동시에 변환하고 RS232 통신규약에 따라 다채널을 송신하여야 하므로 마이크로컨트롤러의 한 명령 수행주기가 짧을수록 채널간의 시간차가 줄어들게 되므로 같은 시간대에 센서의 출력신호를 얻을 수 있다. 이를 위하여 마이크로컨트롤러의 구동 클럭을 20MHz로 사용하였다. PIC16C 계열에서는 한 명령 수행주기는 외부 구동클럭을 4분주하여 사용하므로 구동 클럭이 20MHz인 경우에 한 명령수행시간은 50ns이다. 표 5.1은 PIC16C74B와 주변회로와의 인터페이스를 나타낸 것이다.

표 5.1 PIC16C74B의 외부회로 연결핀과 그 용도

핀 번호	핀 이름	용도
1	MCLR	전체 시스템의 Master Reset으로 +5V 전원에 직접 연결
19	RA0/AN0	중족골두 1번/2번에 위치한 전단센서의 세로방향 출력
20	RA1/AN1	중족골두 1번/2번에 위치한 전단센서의 가로방향 출력
21	RA2/AN2	중족골두 3번/4번에 위치한 전단센서의 세로방향 출력
22	RA3/AN3	중족골두 3번/4번에 위치한 전단센서의 가로방향 출력
24	RA4/AN4	뒤꿈치에 위치한 전단센서의 세로방향 출력
25	RA5/AN5	뒤꿈치에 위치한 전단센서의 가로방향 출력
6	V <sub>SS0</sub>	전체 시스템의 접지(ground)를 연결
44	RC6/TX/CK	무선 데이터 송신 출력으로 MAX232A 칩의 핀 14에 연결
29	V <sub>SS</sub>	전체 시스템의 접지(ground)를 연결
28	V <sub>DD</sub>	전체 시스템의 주 전원 +5V를 직접 연결

### 5.2.2 A/D 변환

6채널의 증폭된 센서의 신호는 PIC16C74B의 내부 A/D 변환기에 의하여 변환된다. 마이크로컨트롤러의 전경프로그램의 무한루프에서는 미리 설정되어진 아날로그 채널의 입력에 대하여 A/D 변환의 시작신호를 준다. 각 채널에서 A/D 변환이 끝나면 A/D 변환 완료신호를 띄우게 되고 이 신호가 뜨면 마이크로컨트롤러의 전경프로그램은 프로그램의 리턴번지를 스택에 저장하고 A/D 인터럽트 발생시 수행되는 배경프로그램의 시작번지로 이동하여 프로그램을 수행한다.

A/D 인터럽트 서비스루틴에서는 다시 변환할 A/D 채널의 번호를 설정하는데, 이 과정에서 A/D 변환이 6채널에 대하여 모두 시행되었으면 변환된 데이터를 무선으로 송신하기 전까지 A/D 인터럽트가 수행되지 않도록 하였다. A/D 변환된 결과는 변환 결과가 자동으로 저장되는 레지스터에서 각 채널의 버퍼로 옮겨 저장한 후 다음 번에 변환할 A/D 채널에 변환의 시작신호를 주고 전경프로그램으로 리턴한다. 그림 5.3은 A/D 인터럽트를 처리하는 프로그램의 흐름도이다.

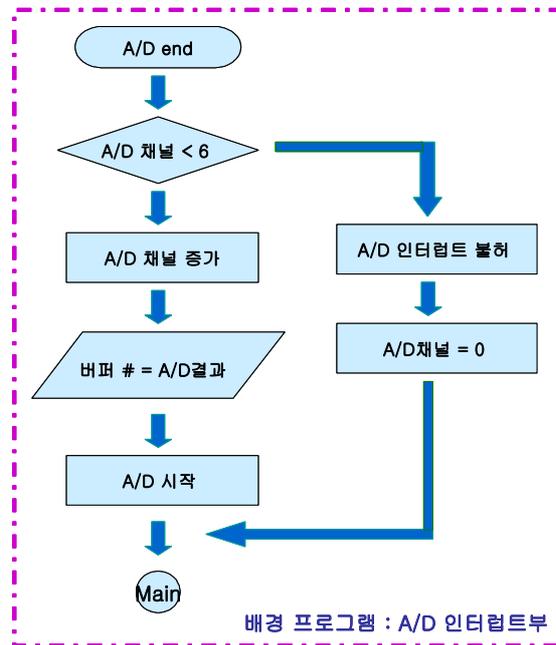


그림 5.3 A/D 변환부의 프로그램 흐름도

6개의 채널을 변화시켜가며 A/D 변환을 하기 위해서는 변화된 채널을 입력값을 내부 A/D 변환기가 인식하기 위한 시간이 필요하다. 이러한 시간을 샘플 앤 홀드타임이라도 하며 PIC16C계열에서는  $1.6\mu s$ 가 필요하다. 마이크로컨트롤러의 내부 A/D 변환기의 최소 샘플 앤 홀드 타임을 보장하기 위해서는 A/D 모듈을 구동하는 클럭이 최소  $1.6\mu s$ 보다 길게 만들어야 한다. 이를 위해 마이크로컨트롤러의 내부 구동클럭을 32분주하였다. 이렇게 변화된 명령주기로 한 채널의 아날로그 신호를 A/D 변환하는데 소요되는 시간은 식 5.2와 같이 계산된다.

$$\begin{aligned}
 \text{A/D 변환시간} &= 2T_{ad} + N * T_{ad} + (8-N) * (2 T_{osc}) && \text{(식 5.2)} \\
 &= 2 * 1.6\mu s + 8 * 1.6\mu s \\
 &= 16\mu s
 \end{aligned}$$

$T_{ad}$  : A/D 변환기의 명령수행시간

$T_{osc}$  : 마이크로컨트롤러의 명령수행시간

N : 요구된 분해능의 비트 수

디코딩된 신호는 마이크로컨트롤러 내부의 ROM영역에 링 버퍼의 형태로 저장되어 60Hz로 무선통신모듈로 차례로 송신된다. 그림 5.4는 제작된 신호처리부 사진이다.

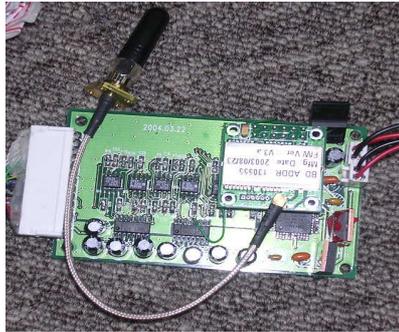


그림 5.4 제작된 신호처리부

## 제 6 장 무선통신 및 모니터부

### 6.1 무선통신부

무선 통신부는 블루투스 송·수신모듈(Promi-SD™, INITIUM, 한국)과 RS232C 직렬 연결케이블로 구성된다. 그림 6.1은 무선 통신부의 모식도를 나타내고 있다.

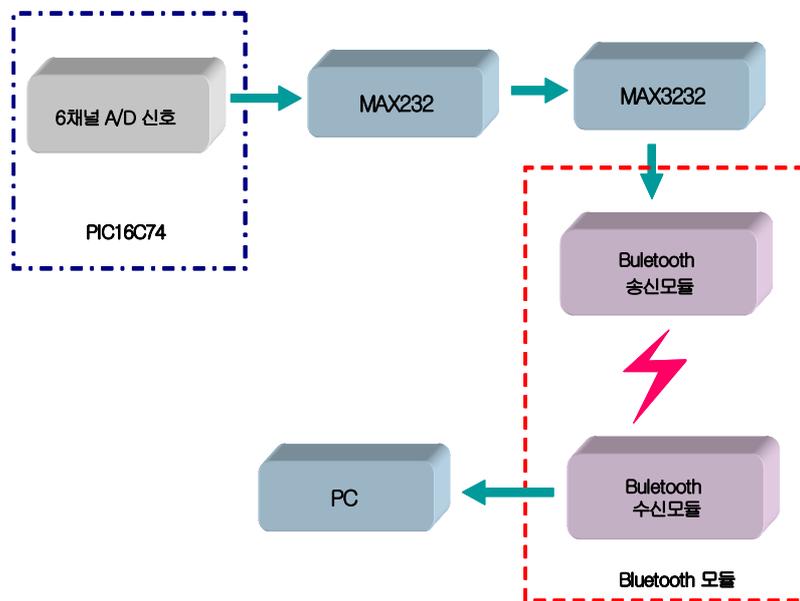


그림 6.1 무선 통신부의 모식도

신호처리부에서 증폭되어 디코딩된 신호는 마이크로컨트롤러의 Tx핀에서 출력되어 MAX232(Texas Instrument, 미국)와 MAX3232(Texas Instrument, 미국)의 두 칩을 거쳐 블루투스 무선통신을 위한 신호레벨로 조정된다. 블루투스 송수신 모듈을 통해 전송된 데이터는 시리얼단자를 통해 PC로 전송된다.

### 6.1.1 송신부

마이크로컨트롤러에서 디코딩된 6채널의 센서의 출력신호는 MAX232와 MAX3232 통해 통신규약을 만족하는 신호범위로 변환된다. 그림 6.2는 송신부의 회로이다.

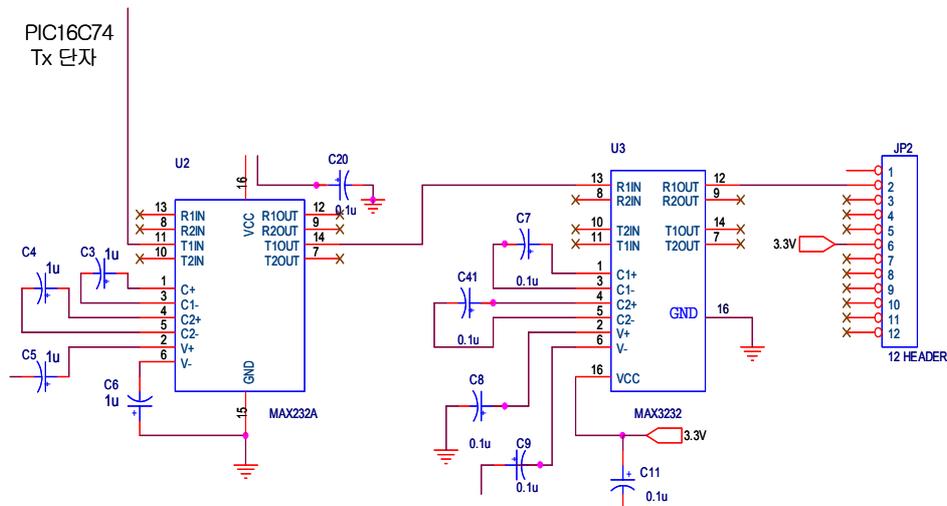


그림 6.2 송신부 회로

컨트롤러의 TX핀에서 출력된 신호는 MAX 232칩의 TXin단자로 입력된다. MAX232의 TX단자로 입력된 신호는 시리얼 통신규약을 만족하는 신호범위인 -12V에서 12V사이의 신호로 증폭 및 변환되어 TXout 단자로 출력된다. 이와 같이 시리얼 통신 범위 내의 값으로 변환된 신호는 MAX3232의 TXin 핀으로 다시 입력된다. MAX3232는 입력된 신호를 블루투스 통신범위를 만족하는 0V~3.3V값으로 변화시켜 주는 역할을 한다. MAX3232에서 블루투스 통신규약을 만족하는 신호범위로 변환된 출력신호는 블루투스 송신모듈로 인가된다.

### 6.1.2 송신부 프로그램

마이크로컨트롤러에서 디코딩된 신호는 Timer0에 의하여 일정한 주기마다 시리얼 통신을 위한 Tx핀으로 출력된다. Timer0의 오버플로러 인터럽트는 60Hz마다 걸리며, Timer0가 인터럽트에 걸리면 A/D 인터럽트 서비스루틴에서 각 채널당 할당된 버퍼에 저장된 데이터를 순서대로 마이크로컨트롤러의 Tx핀을 통하여 출력한다. 그림 6.3은 시리얼 송신 프로그램의 흐름도이다.

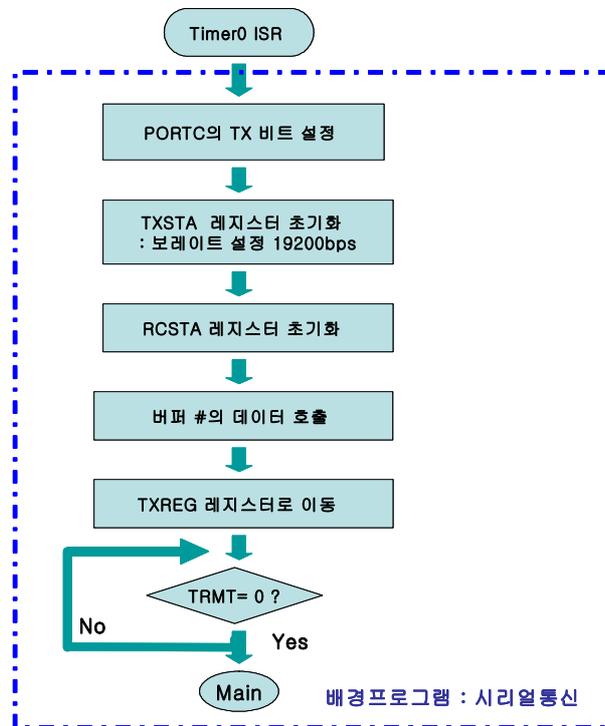


그림 6.3 시리얼송신 프로그램 흐름도

### 6.1.3 블루투스 송수신모듈

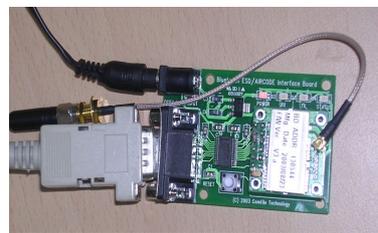
블루투스는 다채널 근거리 무선통신의 수단으로 전세계적으로 무면허 ISM 대역인 2.4GHz에서 운용된다. 블루투스의 운용대역은 1MHz 간격으로 채널이 나뉘

고 최대 이용채널 대역폭을 얻기 위해서 1초당 1Mega symbol의 속도로 신호 데이터를 보낸다. 블루투스는 마스터에 통신하고자 하는 슬레이브의 고유번호를 등록시키면 수신거리 이내에서 마스터가 주파수를 변화시키면서 비어있는 주파수대역을 통해 슬레이브에서 전송되는 데이터를 받아들인다. 본 연구에서 사용된 블루투스 모듈의 전송거리는 100m에서 최대 1.2km까지이며, 마스터와 슬레이브간의 연결이 최대 35대까지 연결할 수 있다.

블루투스 모듈간의 통신을 위해서는 마스터에 해당 슬레이브모듈의 고유번호를 등록시켜야 한다. 컴퓨터에서 하이퍼터미널을 이용하여 시리얼 포트를 초기화하고, 마스터와 슬레이브로 사용할 블루투스 모듈의 펌웨어를 통신에 맞도록 설정하여 다운로드한다. 본 연구에서는 전송보레이트 19,200bps, 정지비트 0V, 패리티비트가 없도록 설정하였다. 펌웨어가 설정된 마스터로 동작할 모듈부와 컴퓨터를 연결하고 수신하고자 하는 고유의 IP를 부여한 후 마스터와 슬레이브가 통신하고자 하는 통신모드를 설정한다. 본 연구에서는 슬레이브가 송신한 데이터를 마스터에서 수신하는 모드이므로 클라이언트 모드로 설정하였다. 설정된 송수신 모듈은 두 대의 컴퓨터의 하이퍼터미널의 사용하여 모듈간의 통신이 가능함을 확인하였다. 그림 6.4는 사용된 블루투스 모듈의 모습이다.



a) 블루투스 송신부



(b) 블루투스 수신부

그림 6.4 블루투스 송·수신모듈

#### 6.1.4 RS232C 통신 케이블

블루투스 수신모듈에서 수신된 데이터는 직렬 통신의 일반적인 규약인

RS232C 규격으로 변환하여 PC의 시리얼포트와 케이블로 연결된다. 본 연구에서는 9핀의 RS232C 통신 케이블을 사용하여 블루투스 수신모듈의 수신부와 컴퓨터의 시리얼 단자를 연결하였다. 이 때 RS232C 통신케이블의 TX단자와 RX는 단자는 서로 교차되어 연결도록 하였다.

## 6.2 모니터부

모니터링 프로그램은 크게 신호모니터부와 동기화신호 출력부로 나뉜다. 신호모니터부는 양쪽 발에서 무선으로 전송된 데이터를 화면에 나타내고 저장하는 기능을 한다. 동기화신호 출력부는 보행주기를 구분하기 위하여 사용된 삼차원 동작분석시스템에 동기화 신호를 출력한다. 그림 6.5는 모니터링 프로그램의 모식도이다.

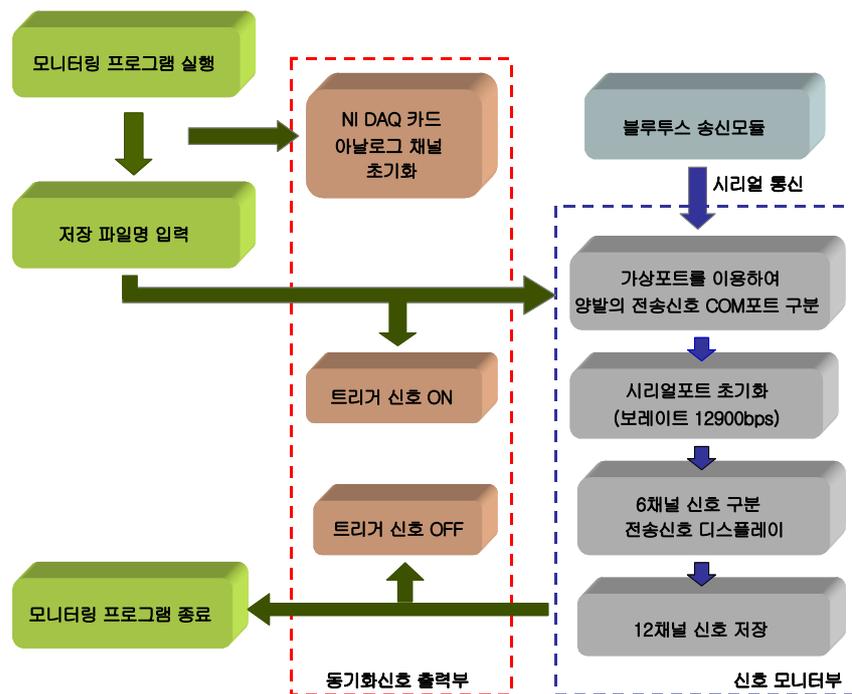
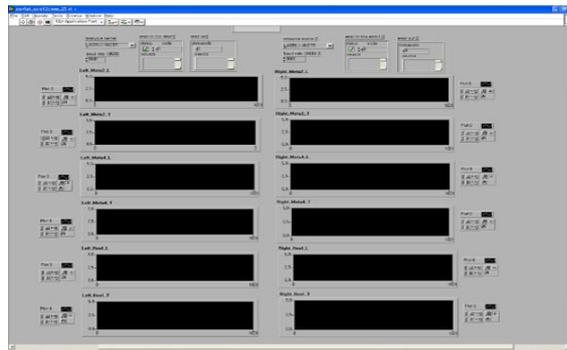


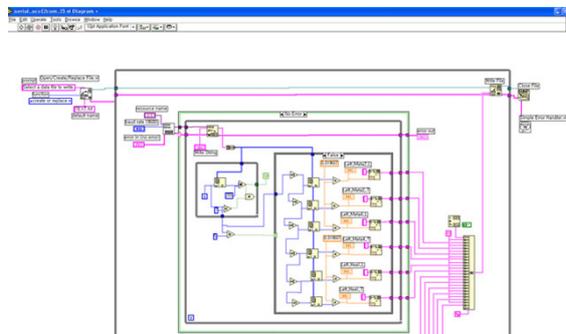
그림 6.5 모니터링 프로그램의 모식도

## 6.2.1 신호모니터부

블루투스 송신모듈에서 무선으로 전송되어 RS232C 통신 케이블을 통해 PC로 전송된 센서의 출력값은 LABVIEW(National Instruments, 미국)로 작성된 모니터링 프로그램을 통하여 모니터링되면서 저장되어진다. 그림 6.6은 LABVIEW로 작성된 모니터링 프로그램의 실행장과 프로그램창을 나타낸 것이다.



(a) 모니터링 프로그램 실행모습



(b) 모니터링 프로그램의 프로그램창

그림 6.6 모니터링 프로그램

모니터링 프로그램이 실행되면 양쪽 발에서 전송된 데이터 가상포트를 사용하여 각 발이 COM1과 COM2로 구분되어 프로그램에 저장된다. 각 시리얼포트는

Serial init.vi를 사용하여 초기화되는데 보오레이트(baud rate)가 19,200bps, 버퍼 크기 1,000bit, 정지비트를 0, 패리티는 even으로 통신을 설정하였다. 각 포트에 수신되는 6채널의 센서의 출력값은 채널별로 구분되어 화면의 그래프에 실시간으로 나타나며 12채널의 데이터는 하나의 아스키 파일로 저장된다.

### 6.2.2 동기화신호 출력부

제작된 전단력 측정시스템의 출력을 보행주기별로 구분하여 분석하기 위하여 삼차원 동작분석시스템과 연동되는 4개의 힘측정판을 사용하였다. 이 때 두 시스템을 동기화하기 위한 신호를 모니터링 프로그램의 저장 시작 신호를 사용하였다. 동기화 신호의 출력은 DAQ 카드(National Instruments, 미국)의 아날로그 출력 채널을 이용하였다. 이 신호는 삼차원 동작분석시스템의 아날로그 채널로 입력되어 삼차원 동작분석시스템과 연동되어 측정되는 힘측정판의 아날로그 신호에서 모니터링 프로그램이 수행된 부분을 알 수 있게 하였다.

실행된 모니터링 프로그램은 저장할 파일의 이름을 입력받게 되는데 이 때 아날로그 채널의 출력이 0V로 초기화된다. 센서의 출력을 저장할 파일명을 입력하고 실제 측정과 저장이 모니터링프로그램에서 이루어지면 아날로그 채널의 출력은 5V로 변화되고 이러한 신호의 변화가 동작분석시스템의 아날로그 채널의 신호로 같이 저장되어진다.

따라서 동작분석시스템에서 측정된 힘측정판의 아날로그신호와 동기화 신호의 샘플링 주파수를 전단력 측정시스템의 샘플링 주파수와 동일하게 맞도록 변화시켜 힘측정판으로 구분된 보행주기를 전단력 측정시스템이 사용할 수 있도록 하였다.

## 제 7 장 실험

본 연구에서 제작된 인솔형 전단력 측정시스템을 평가하기 위하여 보행실험을 수행하였다. 보행실험에서는 피험자가 동일한 신발 안에 인솔형 압력센서를 사용하여 발바닥의 압력분포와 제작된 전단센서가 삽입된 인솔을 사용하여 보행 시 발바닥의 전단력을 측정하여 비교하였다.

### 7.1 피험자

피험자는 12명의 20대 성인 남자로 발에 질병이나 외과적인 상해가 없으며 현재까지 신경 병력이 없는 양측이 정상적인 보행 패턴을 가지고 있다고 판단되는 신발 크기 265mm를 신는 사람으로 선정하였다. 이들의 나이, 키, 몸무게는 각각  $23\pm 3.51$ 세(19~29세),  $171.3\pm 4.34$ cm(164~177cm),  $68.2\pm 5.4$ kg(57.3~79kg)이었다. 피험자의 발이 실험에 사용된 신발에 적절하게 맞아야 하므로 피험자의 발의 길이, 폭, 높이를 측정하였다. 그림 7.1은 피험자의 발을 측정하는 모습을 나타낸 것이다.



(a) 발길이 측정

(b) 발폭 측정

(c) 발높이 측정

그림 7.1 피험자의 발 측정

발길이는 발뒤꿈치 중앙에서 발가락 중 가장 긴 부분까지의 길이로 측정하였으며, 발폭은 중족골부분의 가장 넓은 부분을 측정하였다. 발 높이는 발바닥에서

발목뼈까지의 높이를 수직으로 측정하였다. 표 7.1은 피험자의 발치수를 측정한 결과이다.

표 7.1 피험자의 발 치수

	평균	편차
발길이 (cm)	9.25	0.366
발폭 (cm)	24.25	0.938
발높이 (cm)	5.09	0.462

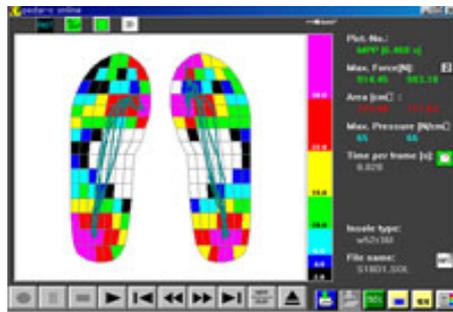
## 7.2 발바닥의 압력 측정

보행 시 신발 내의 발바닥 압력분포를 측정하기 위하여 인솔형 족부압력측정 시스템인 PEDAR시스템(Novel GmbH, 독일)을 사용하였다. PEDAR 시스템은 신발의 치수에 따라 다양한 크기의 인솔형 센서가 있으며 한발의 인솔에 99개의 capacitance sensor가 배열되어 있다. 각 센서의 측정신호는 피험자의 허리에 부착한 데이터 박스로부터 시리얼통신을 통해 PC로 전송되었다.

그림 7.2는 실험에 사용된 PEDAR 시스템을 나타낸 것이다. 발바닥의 압력을 측정하기 위하여 PEDAR시스템의 센서를 신발의 치수에 맞추어 신발에 넣고 피험자의 허리에 데이터박스를 착용시킨 후 데이터 전송선을 PC의 시리얼 포트와 연결하였다. PC와 측정시스템의 연결이 확인되면 데이터 전송의 보오레이트와 측정에 사용한 인솔의 고유번호를 입력하여 장비를 초기화하였다.



(a) PEDAR 센서와 데이터박스 (b) 센서를 신발안에 착용한 모습



(c) PEDAR시스템의 측정프로그램 실행모습  
그림 7.2 PEDAR시스템

출발 신호에 따라 피험자가 8m의 보행로를 걸을 때 보행로 중앙부분 5m를 보행하는 동안에서만 이루어졌으며 4회 반복 측정되었다. 매 회의 측정 전에 피험자의 몸무게를 이용하여 각 발의 센서를 보정하는 단계를 거쳤다.

### 7.3 발바닥의 국부 전단력 측정

그림 7.3은 전단력 측정시스템과 이를 착용한 모습이다. 발바닥의 중족골두와 발뒤꿈치의 전후방향과 내외 방향의 전단력을 측정하기 위하여 본 연구에서 개발된 전단력 측정시스템을 사용하였다.



(a) 제작된 전단력측정시스템



(b) 착용모습(측면)



(c) 착용모습(앞면)

그림 7.3 전단력 측정시스템과 착용모습

전단센서가 삽입된 인솔을 압력 측정시에 사용된 동일한 신발 내에 넣고 발목대를 이용하여 신호처리와 무선전송을 위한 전자부를 발목에 고정하였다. 피험자에게 측정시스템을 착용시킨 후 시스템에 익숙해지기 위하여 충분한 보행훈련을 실시하였다.

실험은 삼차원 보행분석시스템이 설치된 동작분석실에서 이루어졌다. 삼차원 동작분석시스템 Vicon 612(Vicon Motion System, 영국)를 사용하였고, 실험실의 바닥에는 보행 진행방향으로 4개의 힘측정판(Kistler사, 스위스; AMTI사, 미국)이 설치되어 지면반발력을 측정하여 운동역학적인 해석뿐만 아니라 보행주기를 자동으로 구분하는데 이용된다. 측정된 모든 데이터들은 데이터스테이션에 연결되어 시간적으로 동기화되었다.

동작분석시스템에서 구분된 보행주기를 이용하기 위하여 제작된 전단력 측정시스템의 모니터링 프로그램에서 데이터가 저장되는 동안 동기화 신호가 출력되는 동작분석시스템의 아날로그 채널로 입력하였다.

## 제 8 장 실험 결과 및 고찰

### 8.1 압력분포

#### 8.1.1 최대압력분포

12명의 피험자에 대한 보행실험으로부터 중족골두 4개 부분과 발뒤꿈치부위의 신호의 최대압력을 살펴보았다.

실험결과 보행 시 압력이 가장 크게 작용하는 부위는 발뒤꿈치부분으로 그 값이 5.00kPa/B.W.이었다. 이는 보행의 초기접지기시에 발뒤꿈치의 좁은 면적에 피험자의 체중이 실리면서 땅을 딛기 때문이다.

중족골두 부분에서는 두 번째 중족골두에서 3.72kPa/B.W.와 세 번째 중족골두에서 3.68kPa /B.W.로 유사한 크기의 압력분포를 보였다. 이 부분에 작용하는 압력은 보행의 전유각기에 발생하는 것으로 유각기의 체중이동을 위하여 중족골두가 지면을 밀기 때문에 발생된다. 그림 8.1은 영역별 최대 압력을 나타낸 것이다

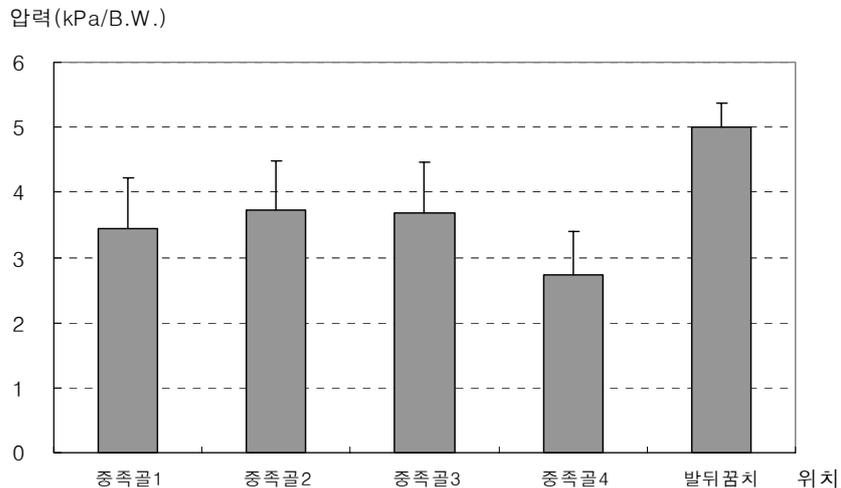


그림 8.1 영역별 최대 압력

### 8.1.2 압력중심(Centre of Pressure : COP)의 이동궤적

그림 8.2는 보행 시 측정된 양발의 압력중심의 궤적을 나타낸 것이다. 압력중심선을 나타낸 그래프는 발뒤꿈치의 내측을 영점으로 정의하고, 가로축은 내외방향의 이동거리를 표시하고, 세로축은 전후방향의 이동거리를 나타내며, 그래프의 앞뒤방향으로 보행주기를 표시하였다. 압력중심이 발의 외측으로 이동될수록 가로축의 값은 증가되며, 압력중심이 발의 앞쪽으로 이동될수록 세로축의 값이 증가된다. 각 축의 최대값은 피험자의 발 폭의 길이와 발길이에 의하여 제한된다.

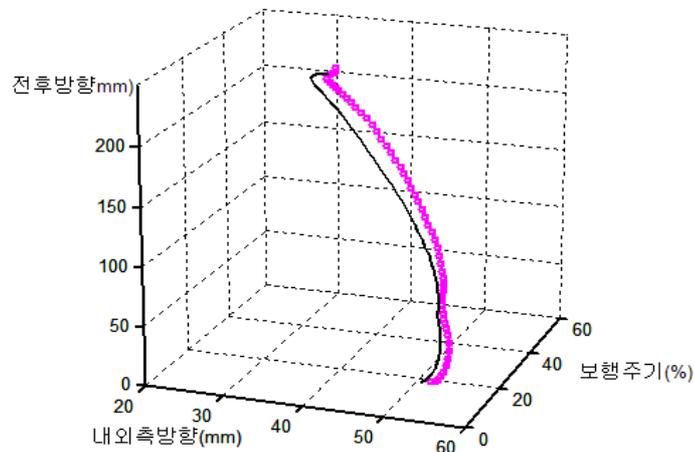
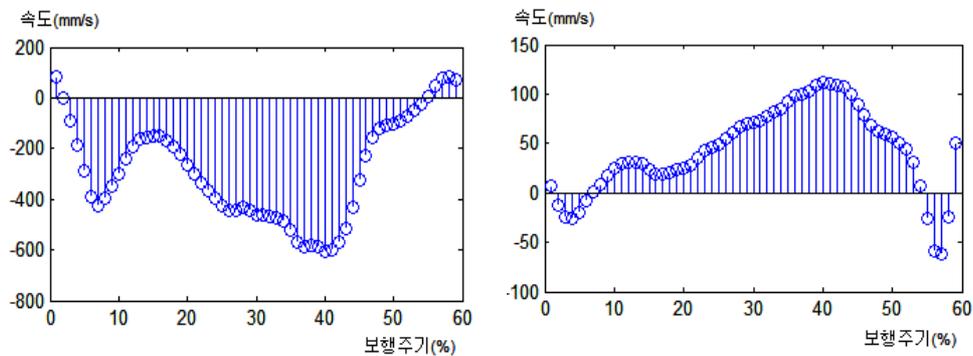


그림 8.2 보행 시 압력중심의 이동궤적

보행 시 관찰된 발의 압력중심선 궤적은 전체적으로 발의 앞쪽 내측방향으로 이동된다. 압력중심선의 전후 이동은 전체적으로 발의 뒤에서 앞쪽으로 이동된다. 초기접지기에 발뒤꿈치부터 지면에 닿고, 하중수용기에 발바닥 전체가 지면에 접촉하게 된다. 말기입각기부터 발뒤꿈치는 지면에서 들려지고 전유각기까지 중족골 두에서 지면을 밀어내면서 지면에서 발을 들어올리게 된다. 이러한 압력중심의 이동은 체중심의 이동 궤적과 동일한 형태를 보인다[23]. 내외 방향의 압력중심선의 이동은 초기 접지기에 발뒤꿈치가 내번(inversion)되어 지면을 디디므로 발의 외측

에서 시작된다. 이 궤적은 발바닥전체가 지면에 닿는 중간입각기에는 발 폭의 중앙으로 이동되며, 전유각기에서 중족골두가 지면을 미는 전유각기에는 두 번째 중족골두를 지나 발가락들립기에서 첫 번째와 두 번째 발가락 사이로 빠져나게 된다[23][24]. 따라서 내외방향의 압력중심선은 외측에서 시작된 궤적이 계속해서 발의 내측으로 이동된다.

그림 8.3은 각 방향에 대한 압력중심선의 이동속도로 수평면에서 피험자의 체중이동이 얼마나 빠르게 일어났는지를 반영하다. 초기접지기와 말기입각기부터 전유각기동안 전후방향의 압력중심이동이 크게 일어났으며, 말기입각기부터 전유각기동안 내외방향의 압력중심이동이 크게 작용되었다.



(a)전후방향 압력중심의 이동속도      (b)내외방향 압력중심의 이동속도

그림 8.3 압력중심의 이동속도

## 8.2 국부 전단응력

### 8.2.1 각 영역별 전단응력

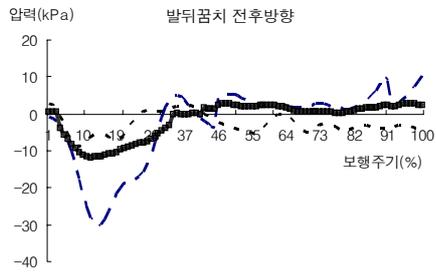
제작된 인솔형 전단력 측정시스템을 사용하여 측정된 보행 시 전단센서의 출력신호는 MATLAB(Mathworks, 미국)을 이용하여 신호처리 되었다. 저장된 12채널의 신호는 일반적인 보행신호들이 10Hz미만의 신호이므로 통과 대역이 10Hz인

9차 저역대역필터를 취하였다[23]. 저역대역필터를 취해진 신호는 각 센서의 축에 따른 보정식에 의하여 전단력으로 환산되었으며 삼차원 동작분석장비에 의해 구분된 각 발의 보행주기별로 구분하여 분석하였다.

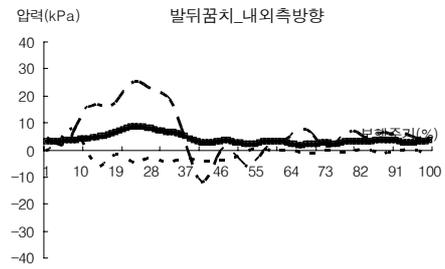
그림 8.4는 한 보행주기동안 발의 각 영역에서 측정된 전단응력이다. 한 보행주기동안 발바닥의 각 영역별로 최대 전단응력이 나타나는 시기는 압력이 최대값을 나타내는 시기와 동일하였다. 전후방향의 전단응력에 있어서 앞쪽으로 작용되는 응력을 “양”으로 표시하고 뒤쪽으로 작용되는 응력을 “음”의 값으로 표시하였으며, 내외 방향의 전단응력은 내측으로 작용되는 응력을 “양”의 값으로 표시하였다.

발뒤꿈치에 작용되는 전단응력은 초기접지기와 하중수용기에서 일어난다. 초기 접지기에서부터 피험자의 체중은 몸의 뒤쪽에서 앞쪽으로 이동된다. 따라서 전후 방향으로 작용되는 힘은 앞에서 뒤쪽방향으로 작용되며 측정 결과 입각기 초기에 발뒤꿈치에서 뒤쪽으로 작용되는 전단응력을 확인할 수 있었다. 이 시기에 발뒤꿈치가 지면에 내번되어 닿는 경향에 의해 내측으로 전단응력이 작용되었다.

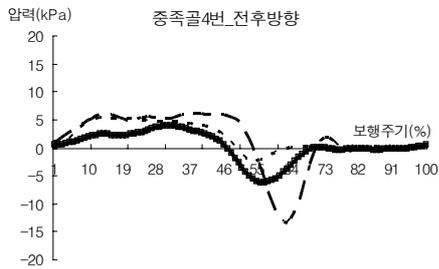
중족골부분에서 전단응력이 크게 작용되는 시기는 전유각기로 중족골이 지면을 밀어내면서 추진력을 발생하는 때이다. 이 시기에 모든 중족골두에서는 전후방향에서 뒤쪽으로 작용되는 전단응력을 받게 되며, 그 값이 두 번째 중족골두에서 가장 크게 나타난다. 내외 방향으로 작용되는 응력은 모두 내측으로 작용되며 세 번째 중족골에서 가장 큰 값을 나타내었다. 이는 세 번째 중족골이 압력중심선에서 벗어나 있으면서 높은 수직압력을 받기 때문이다. 내외방향의 전단응력의 크기가 가장 낮게 나타난 곳은 두 번째 중족골두로, 이는 해부학적인 위치상 내외방향의 움직임이 거의 일어나지 않으며 발바닥의 압력중심선 위에 위치하기 때문이다.



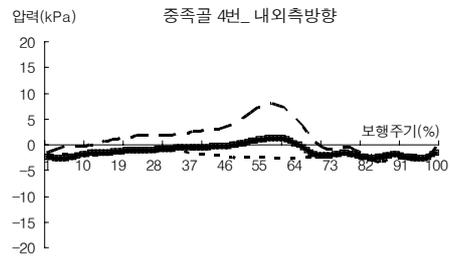
(a) 발뒤꿈치의 전후방향



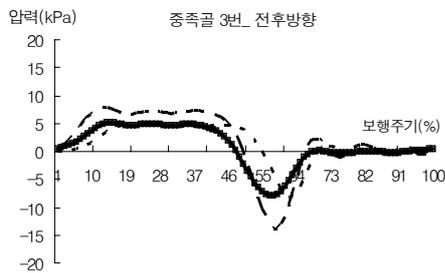
(b) 발뒤꿈치의 내외측방향



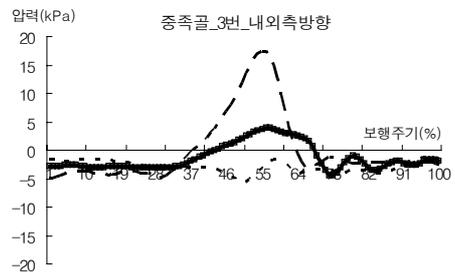
(c) 중족골두 4번의 전후방향



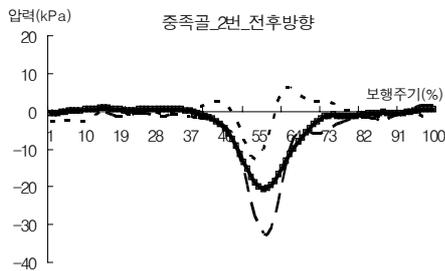
(d) 중족골두 4번의 내외측방향



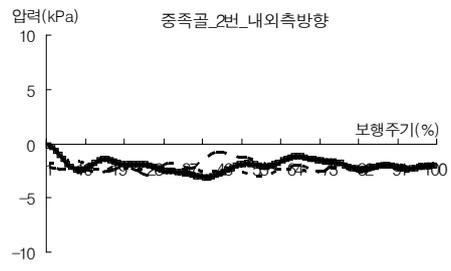
(e) 중족골두 3번의 전후방향



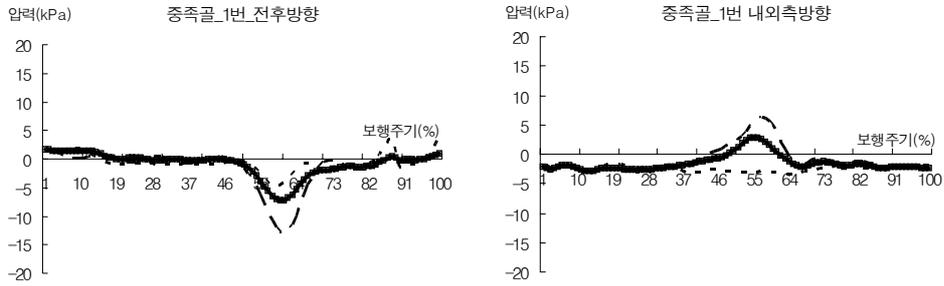
(f) 중족골두 3번의 내외측방향



(g) 중족골두 2번의 전후방향



(h) 중족골두 2번의 내외측방향



(i) 중족골두 1번의 전후방향

(j) 중족골두 1번의 내외방향

그림 8.4 영역별 발바닥의 전단응력

(긴점선:최대응력, 짧은점선:최소응력, 굵은실선:평균응력 )

그림 8.5는 한 보행주기동안 각 영역의 전후 및 내외 방향의 전단응력을 벡터로 표현한 것이다. 대부분의 영역에서 전단응력은 전후방향으로 작용되는데 체중심이 몸의 뒤쪽에서 앞으로 이동되므로 이에 대한 반작용으로 전후방향의 응력은 앞쪽에서 뒤쪽으로 작용되었다. 특히 말기입각기에 지면을 발로 미는 동안 중족골에서 뒤쪽방향의 전단응력이 크게 나타났다.

예외적으로 세 번째와 네 번째 중족골두 내외방향의 전단응력이 다른 영역에 비하여 크게 나타났다. 이것은 발바닥 전체의 압력중심선의 이동 궤적과 연관지어 해석할 수 있다[20]. 보행 시 발바닥의 압력중심선은 발뒤꿈치에서 시작하여 두 번째 중족골두를 지나 엄지와 둘째발가락사이로 빠져나가는 것이 일반적이다[34]. 따라서 압력중심선이 직접적으로 지나가는 영역에서는 내외방향의 전단응력은 작게 작용되고 전후방향의 전단응력만이 크게 작용되는 반면에, 압력중심선에서 벗어난 영역에서는 내외방향에서 작용되는 전단응력이 크게 작용된다.

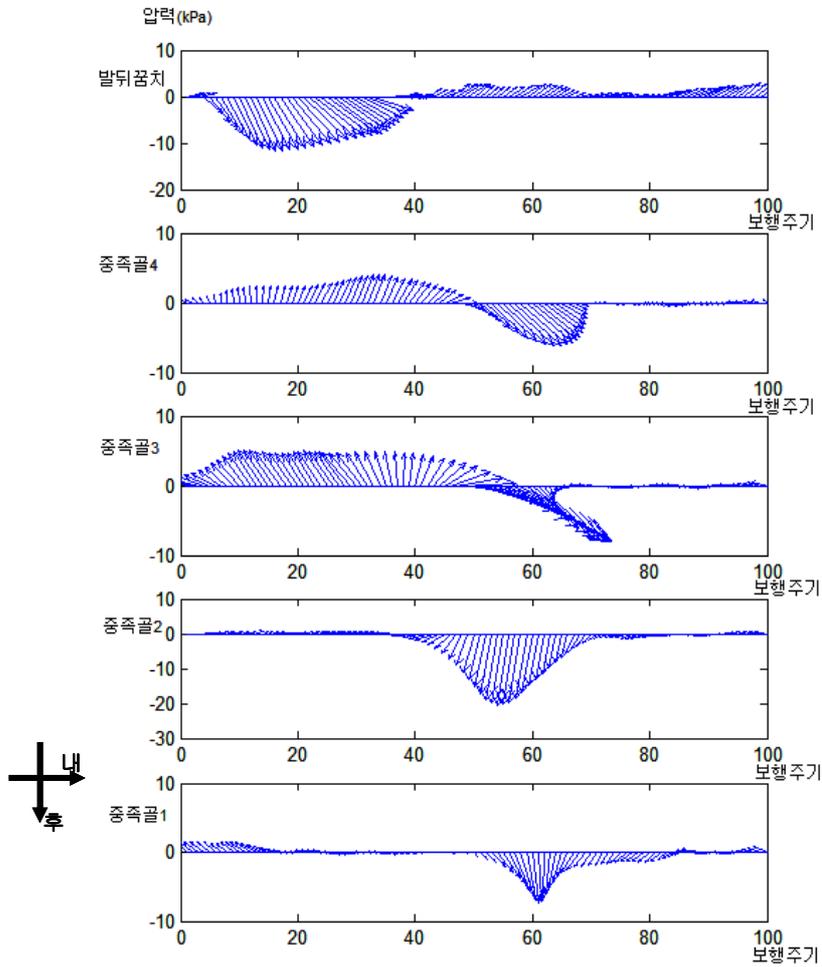


그림 8.5 영역별 전단응력의 작용선

표 8.1은 각 영역에서의 최대전단응력으로, 전후방향과 내외방향으로 작용되는 전단응력 벡터의 크기이다. 최대전단응력이 가장 크게 작용되는 영역은 두 번째 중족골두로 29.6kPa이었으며, 가장 작게 작용되는 영역은 네 번째 중족골두로 9.9kPa였다. 두 번째 중족골두에서 나타난 큰 전단응력은 주로 전후방향에 의한 것으로, 이는 압력중심의 이동이 두 번째 중족골두의 전후방향으로 빠르게 일어나기 때문이다.

첫 번째와 세 번째의 중족골두에서 작용되는 전단응력은 유사한 크기를 보였

다. 그러나 첫 번째 중족골두에서의 최대전단응력은 내외방향의 전단응력이 작게 작용되고 주로 전후방향의 전단응력에 의하여 얻어진 결과이며, 세 번째 중족골두의 최대전단응력은 전후방향보다는 내외방향의 전단응력이 크게 작용되어 나타난 값이다.

전단응력이 가장 작은 네 번째 중족골두로서 이 영역은 압력중심선으로부터 멀리 떨어져 있으므로 내외 방향의 전단응력이 크게 작용된다. 이 영역에서 작용되는 압력의 크기가 작으므로 전단응력의 크기도 상대적으로 작게 나타났다.

표 8.1 영역별 최대전단응력

(평균±편차)

위치	발뒤꿈치	중족골두4	중족골두3	중족골두2	중족골두1
전후방향 전단응력 (kPa)	-11.7±2.0	-6.2±3.9	-4.3±2.4	-24.6±8.3	-9.2±5.6
내외방향 전단응력 (kPa)	3.9±1.9	4.7±3.3	9.7±3.9	3.0±2.2	4.9±1.8
최대응력 (kPa)	18.7±8.8	9.9±4.3	18.0±7.6	29.6±5.8	13.4±3.8

### 8.2.2 압력중심의 이동궤적속도와 전단응력과의 상관분석

각 영역에서 측정된 국부 전단응력을 확인하기 위하여 방향에 따라 각 영역의 전단응력의 합과 압력중심선의 이동속도와의 상관성을 분석하였다. 표 8.2는 각 방향의 압력중심 이동속도와 영역별 전단응력의 합에 대한 상관성을 분석한 것이다. 이동속도와 전단응력의 합은 전후방향에 대해서 “음”의 상관성을 보이며 내외 방향에 대해서는 “양”의 상관성을 보였다.

표 8.2 압력중심 이동속도와 전단응력의 합에 대한 상관분석

전후방향		이동속도	전단응력의합
이동속도	Pearson Correlation	1	-0.765**
	Sig.(1-tailed)	.	0.000
	N	58	58
전단응력의 합	Pearson Correlation	0.765**	1
	Sig.(1-tailed)	0.000	.
	N	58	58

(a) 전후방향의 상관성

내외방향		이동속도	전단응력의합
이동속도	Pearson Correlation	1	0.731**
	Sig.(1-tailed)	.	0.000
	N	58	58
전단응력의 합	Pearson Correlation	0.731**	1
	Sig.(1-tailed)	0.000	.
	N	58	58

(b) 내외방향의 상관성

\*\* 상관성은 유의수준 0.01이내에 있음

## 제 9 장 결 론

본 연구에서는 신체의 접촉부에서 주요한 상해의 원인인 전단력 측정시스템을 개발하여 정상인이 보행하는 동안 발바닥에 작용되는 전단응력을 측정하였다.

제작된 국부 전단센서는 3층의 디스크 구조를 가지며 magnetic-resistive 원리를 이용하여 작용되는 전단력에 따라 변화되는 자장을 측정하는 아날로그 위치센서를 사용하였다. 제작된 센서의 보정장치를 제작하고 센서에 대한 보정식을 구하였다.

제작된 전단센서를 인솔의 발뒤꿈치와 중족골두 부분에 삽입하고 센서의 출력을 무선으로 전송받을 수 있는 시스템을 설계하였다. 구현된 인솔형 전단력 측정시스템을 사용하여 보행 시 발바닥의 전단응력을 측정하는 보행실험을 실행하여 인솔형 압력분포 측정시스템으로부터 얻은 결과와의 상관성을 상관관계를 분석하였다.

제작된 센서의 보정실험과 인솔형 전단력측정시스템의 보행실험을 통하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 제작된 전단센서는 센서를 둘러싸고 있는 탄성체의 성질에 따라 그 측정범위가 달라진다. 중족골두 부분에 삽입된 센서의 측정범위는  $\pm 5N$ 이었으며, 발뒤꿈치부분에 삽입된 센서의 측정범위는  $\pm 10N$ 이었다. 이 때 “양”의 값은 센서의 내측 후방을 의미한다.
2. 중족골두과 발뒤꿈치 부분의 센서에 대한 내외방향과 전후방향의 출력을 힘으로 환산하는 보정식을 구하였다.
3. 보행 시 최대 압력이 작용되는 곳은 발뒤꿈치 부분으로 5.00kPa/B.W.이었다.
4. 입각기동안 압력중심의 이동은 외측 발뒤꿈치에서 출발하여 발가락의 내측으로 이동한다. 압력중심의 이동속도는 전후방향에서는 초기접지기와 전유각기에서 큰 정점을 보였으며 내외방향에서는 전유각기에 내측으로 큰 정점을 보였다.

5. 발바닥의 전단응력은 입각기초기에 발뒤꿈치에서, 전유각기에 중족골두에서 크게 작용되었다. 각 영역에서 전단응력이 크게 작용되는 시기는 압력중심의 이동속도가 최대정점을 나타내는 시기와 동일하다.
6. 전단응력의 작용벡터는 압력중심선 주위에서는 전후방향의 전단응력이 크게 작용되며, 압력중심선에서 멀리 떨어진 곳에서는 내외방향의 전단응력이 크게 작용함을 확인할 수 있었다.
7. 보행 시 최대전단응력이 작용되는 부분은 두 번째 중족골두 부분으로 29.6kPa이다.
8. 각 영역에서 작용되는 전단응력의 합은 압력중심의 이동속도와 전후방향에서 “음”의 상관성을, 내외방향에서 “양”의 상관성을 보였다.

각 영역에서 작용되는 전단응력은 발바닥전체의 압력중심의 이동속도와 높은 상관관계를 보였다. 압력중심선 주위에서는 전후방향의 전단응력이 크게 작용되었으며, 압력중심선에서 떨어진 곳에서는 내외방향의 전단응력이 크게 작용함을 확인하였다.

이와 같은 결과는 당뇨병성 족부질환을 가지고 있는 환자나 한센병 환자등의 신발이나 발보조기의 재질의 선택과 구조적인 설계에 주요한 인자로 향후 상해예방 기능이 더 우수한 특수화와 다양한 발보조기의 제작에 도움이 될 것으로 생각된다.

## 참 고 문 헌

- [1] V. Medved, "Measurement of Human locomotion", CRC press, pp. 157-168, 2001
- [2] J. Perry, "The Mechanics of Walking : A Clinical Interpretation" , *American Physical Therapy Assoc.*, pp. 9-32, 1967
- [3] 김재만 등, "당뇨병성 족부병변의 임상적인 관찰", *당뇨병*, pp. 387-395, 1993
- [4] 김영건, "당뇨성 족부병변", 19, pp. 1-5, 1995
- [5] 박기락, 조성래 등, "당뇨환자의 말초혈관질환 빈도와 위험인자에 관한 연구", *당뇨병*, 19, pp. 313-318, 1995
- [6] R. Hussey, W. Stauffer et al., "Spinal cord injury ; requirements for ambulation" , *Arch Phys Med Rehabil*, 54, pp. 544-547, 1973
- [7] 이경태, "당뇨성 족부질환", *최신의학사*, pp. 23-26, 2000
- [8] 한경수, 김윤일, "한센병 환자의 족천공병", *국립소록도병원*, 2002
- [9] A. Veves, H. J. Murray et al, "The risk of foot ulceration in diabetic patients with high foot pressure : a prospective study", *Diabetologia*, 35, pp. 660-663, 1992
- [10] U. Stephen, "Plantar pressure-measurement sensors", *IOP published Ltd*, 10, pp.1-31, 1999
- [11] S. M. Reichel, "Shearing force as a factor in decubitus ulcers in paraplegics", *Arch Phys Med Rehab*, 166, pp. 762-763, 1958
- [12] S. M. Dinsdale, "Decubitus ulcers : role of pressure and friction in

- causation", Arch Phys Med Rehab, 55, pp. 147-152, 1974
- [13] L. Bennett, D. Kavner, B. Y. Lee et al, "Shear vs pressure as causative factors in skin blood flow occlusion", Arch Phys Med Rehab, 60, pp. 309-314, 1979
- [14] L. Bennett, D. Kavner, B. Y. Lee et al, "Skin stress and blood flow sitting paraplegic patients", Arch Phys Med Rehab, 65, pp. 492-498, 1984
- [15] R. H. Goossens, C. J. Hoek van Dijke et al, "A new instrument to measure force in beds and seats", J Biomed Eng., 15, pp. 409-412, 1994
- [16] R. H. Goossens, C. J. Sniijders et al, "Shear stress Measurement on beds and Wheelchairs", J Rehab Med., 29, pp. 131-136, 1997
- [17] J. W. Tappin, J. Pollard, E. Beckett, "A method of measuring shearing forces on the sole of the foot", Clin Phys Physiol Meas., 1, pp. 80-85, 1980
- [18] R. Hosein, M. Lord, "A study of in-shoe plantar shear in normals", Clinical Biomechanics, 15, pp. 546-531, 2000
- [19] M. Lord, R. Hosein, "Method for in-shoe shear stress measurement", J Biomed Eng, 14, pp. 181-186, 1992
- [20] M. Lord, R. Hosein, B. Williams, "A study of in-shoe plantar shear in patients with diabetic neuropathy", Clinical Biomechanics, 15, pp. 278-283, 2000
- [21] M. Lord, R. Hosein, "Pressure redistribution by modeled insert in diabetic footwear: a pilot study", J Rehabil Res. and Dev., 31, pp. 214-221, 1994
- [22] C. Kerrigan, "Effectiveness of a lateral-wedge insole on knee varus torque in Patients with knee osteoarthritis", Arch Phys. Med. Rehab., 83, pp.

213-216, 2002

[23] 김봉옥, 윤승호 공역, “임상 보행 분석”, 세진기획, pp. 84-85, 1994

[24] 허재균, 박시복 등, “정상인의 입각기시의 발바닥 압력측정시 압력중심점의 위치”, 대한재활의학회지, 22, pp. 346-350, 1998

## ABSTRACT

### Design and Evaluation of the In-Shoe Local Shear Force Measurement System During Gait

Jeong, Im Sook

Dept. of Biomedical Engineering

The Graduate School

Yonsei University

Shear stress, a mechanical stress acting tangentially on the surface is a main cause to skin injuries. It is regarded as all risk factor to predict ulcerations for diabetic neuropathy or Hansen disease. The goal of this study was to develop an in-shoe local shear force measurement system to apply normal walking and to correlate local shear stress patterns with plantar pressure distributions.

A local shear force transducer based on a magneto-resistive principle, was a rigid 3-layer circular disc of 16mm diameter and 2.7mm thick. Calibrations of shear transducers were performed by a specially designed calibration device. The range of shear transducer output was  $\pm 5\text{N}$  in transverse direction and  $\pm 10\text{N}$  in longitudinal direction.

Shear transducers were mounted on the locations of four metatarsal heads and heel in the insole. Sensor outputs were amplified, decoded in the bluetooth transmission part and then transferred to PC. In order to evaluate the developed local shear measurement system, shear stress measurements and plantar pressure measurements were performed on twelve young healthy male subjects, walking at their comfortable speeds. In addition, motion analysis

system received triggering signals from the local shear measurement system to determine detailed gait cycles. From the experiments, following results were obtained.

The maximum peak pressure during gait was 5.00kPa/B.W. at the heel. The COP trajectory started at the lateral side of the heel and ended at the medial toes during stance phase. The COP movement velocity in the longitudinal direction showed two distinct peaks during loading response and pre-swing. However, the COP movement velocity in the transverse direction had a peak during pre-swing. Relatively large local shear stresses were observed at the heel in the early stance and at metatarsal heads in pre-swing. The time of large shear stresses correlated well with the time of the maximum COP movement velocity. Anteroposterior component of shear was dominant near the COP trajectory, but mediolateral component of shear was significant away from the COP trajectory. The maximum shear stress, 29.6kPa, was found at the second metatarsal head during gait. The vector sum of shear stresses revealed a strong correlation with the COP movement velocity.

The present study will be helped to select the material and to design of the foot orthoses and orthopedic shoes for diabetic neuropathy or Hansen disease.

---

Key words : diabetic foot, shear transducer, calibration device, shear stress, plantar pressure, COP