

박사학위논문

스마트융합 헬스케어 개인별 맞춤형
건강관리 케어시스템 개발에 관한 연구

-근골격계 부상예방 및 개인 맞춤형 활동 모니터링
케어시스템을 탑재한 스마트 신발 개발을 중심으로-

2018년

한 성 대 학 교 대 학 원

스마트융합컨설팅학과

스마트융합컨설팅전공

전 성 표

박사학위논문
지도교수 유연우

스마트융합 헬스케어 개인별 맞춤형 건강관리 케어시스템 개발에 관한 연구

-근골격계 부상예방 및 개인 맞춤형 활동 모니터링
케어시스템을 탑재한 스마트 신발 개발을 중심으로-

A Study on the Development of Personalized
Health Care System for Smart Convergence
Healthcare

-Focusing on Development of Smart Shoes with
Musculoskeletal Injury Prevention and Monitoring
System-

2018년 6월 일

한 성 대 학 교 대 학 원

스마트융합건설팅학과

스마트융합건설팅전공

전 성 표

박사학위논문
지도교수 유연우

스마트융합 헬스케어 개인별 맞춤형 건강관리 케어시스템 개발에 관한 연구

-근골격계 부상예방 및 개인 맞춤형 활동 모니터링
케어시스템을 탑재한 스마트 신발 개발을 중심으로-

A Study on the Development of Personalized
Health Care System for Smart Convergence
Healthcare

-Focusing on Development of Smart Shoes with
Musculoskeletal Injury Prevention and Monitoring
System-

위 논문을 컨설팅학 박사학위논문으로 제출함

2018년 6월 일

한 성 대 학 교 대 학 원

스마트융합컨설팅학과

스마트융합컨설팅전공

전 성 표

전성표의 컨설팅학 박사학위논문을 인준함

2018년 6월 일

심사위원장 _____(인)

심 사 위 원 _____(인)

국 문 초 록

스마트융합 헬스케어 개인별 맞춤형 건강관리
케어시스템 개발에 관한 연구
-근골격계 부상예방 및 개인 맞춤형 활동
모니터링 케어시스템을 탑재한 스마트 신발 개발을
중심으로-

한 성 대 학 교 대 학 원
스 마 트 융 합 컨 설 팅 학 과
스 마 트 융 합 컨 설 팅 전 공
전 성 표

본 연구의 목적은 근골격계 질환 예방용 작업화 및 모바일 근골격계 질환 예방용 활동 모니터링 관리프로그램 개발내용을 중심으로 개인별 맞춤형 건강관리기능의 스마트융합 헬스케어 산업의 시장영역확대를 위한 기초 연구이다. 세부내용으로는 기술개발 목표를 위해 근골격계 질환 예방용 신발 기초설계를 마련하고, 시제품 제작, 신발 시제품 기능 검증, 작업자 건강 및 안전관리를 위한 스마트 신발 솔루션 구현, 근골격계 질환 예방에 따른 족저압력 측정 평가, 스마트 신발 생체역학적 설계 및 성능평가, IMU 센서 적용 및 근골격계 질환 측정 평가, 생체역학적 성능평가를 통한 스마트 신발 개발 제품의 성능검증, 압력센서를 이용한 족저압력 패턴 측정 및 활동 모니터링 모듈 설계, 안전화용 아웃솔 소재 컴파운드 및 미드솔 디자인 설계 기술개발이 있다.

본 실험을 위해 선택되어진 3가지 종류의 중량물의 무게는 첫 번째 약 0kg(0.12kg), 두 번째 약 15kg(16.39kg), 세 번째 약 30kg(30.17kg)으로 선택하였다. 1, 2차 중량물(몰드) 들기작업 생체역학적 성능평가 시 사용했던 동일한 중량물(몰드)로 최종 개발 시제품 생체역학적 성능평가를 실시하였다. 근골격계 부상예방 및 활동 모니터링 케어시스템 탑재 스마트 신발 개발 최종 시제품의 족저압력 및 최대힘(허용하중), 근피로도의 성능평가를 위하여 작업자 몰드 작업 시 취하는 4가지 동작(준비동작, 들기, 이동, 내리기)을 선택하였으며, 실험결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

첫 번째, 최종개발 시제품 안전화 족저압력 분석 결과 최종개발 시제품 Type A가 대조군 안전화(K사) Type B에 비해 발의 접촉면적을 증가시키고 발에 발생하는 압력을 경감시켜 몰드작업 시 발생하는 발의 부하를 경감시킬 것으로 판단된다.

두 번째, 최종 개발 시제품 안전화 최대힘(허용하중) 분석 결과 최종 개발 시제품 안전화 Type A의 작업환경 이동(러닝) 시 발 전체에서 1,388.16N (141.65kg)으로 최대로 나타났으며 작업환경 이동(러닝) 시에는 허용하중의 정량적 목표치인 120kg보다 발전체(Foot)에서 1,388.16N으로 단위환산 시 141.65kg으로 허용하중(kg)을 만족하였다.

세 번째, 최종 개발 시제품 안전화 근피로도를 분석한 결과 최종 개발 시제품 안전화 Type A는 전경골근, 비복근, 외측광근, 햄스트링 4가지 근육 모두에서 30분, 60분 보행 후 Normalized MPF값이 1이상이므로 대조군 안전화(K사) Type B 보다 전경골근(약 8.9%), 비복근(약 11.5%), 외측광근(약 53.4%), 햄스트링(약 4.0%) 근육에서 높은 값이 나타나 장시간 보행 시 근피로도 감소효과가 나타났다.

네 번째, 최종 개발 시제품 안전화 주관적 착화감(VAS) 분석 결과 최종 개발 시제품 안전화 Type A가 대조군 안전화(K사) Type B 보다 9개의 설문 항목 중 8개의 항목에서 착화감이 높게 나타나 대조군 안전화(K사) Type B 보다 주관적 착화감이 유사하거나 우수하게 평가되었다.

본 연구를 바탕으로 근골격계 질환 작업환경 및 작업 자세를 분석하여 개인의 근골격계 질환 예방관리를 지원하는 센서 내장형 스마트 신발 개발을 위한 핵심 기술을 개발하고 관련 기술을 통해 작업환경별 근골격계 질환 예방제품 개발을 통한 사업화를 추진함으로써 IT 및 신발분야의 미래융합산업 및 근골격계 질환 예방 사업장 건강관리를 통한 국내 인적자원의 보유에도 크게 기여할 것으로 기대된다.

근골격계 질환 예방용 작업화 및 모바일 근골격계 질환 예방용 활동 모니터링 관리프로그램 개발은 보행 및 작업중 신호를 모니터링 후 보행과 관련된 헬스케어 또는 작업 자세 교정 등의 산업재해 예방의 문제 뿐만 아니라, 외출시 꼭 착용해야하는 아이템인 신발을 활용함으로써 아동 및 치매노인들의 미아 방지 등의 산업에 적용 가능하여 연계기술 확대, 다양한 시장창출 및 이로 인한 일자리 창출 효과가 기대된다.

【주요어】 스마트융합 헬스케어, 웨어러블 디바이스, 스마트 신발, 안전화, 직업성 근골격계 질환, 모니터링 시스템

목 차

I. 서론	1
1.1 연구의 필요성	1
1.2 연구의 목적	4
1.3 연구의 범위 및 구성	5
II. 이론적 배경	7
2.1 스마트융합 헬스케어	7
2.1.1 스마트융합 헬스케어 시스템	7
2.1.2 스마트융합 헬스케어 트렌드 변화	8
2.2 국내·외 신발산업의 현황	10
2.3 스마트 신발	13
2.3.1 스마트 신발의 정의 및 필요성	13
2.3.2 스마트 신발의 적용	15
2.3.3 스마트 신발의 기술 분류	16
2.4 근골격계 질환	18
2.4.1 근골격계 질환 정의와 특징	18
2.4.2 근골격계 질환 발생원인 및 재해현황	20
III. 연구과정 및 분석	25
3.1 연구과정	25
3.1.1 근골격계 질환 예방용 작업화 요구특성 및 환경분석	25
3.1.2 연구제품의 구조개선	55
3.1.3 압력센서, 관성센서 모듈 및 저전력 모듈 최적화	62

3.1.4	작업관리 시스템 콘텐츠 개발	63
3.2	연구개발 시제품 제작	90
3.2.1	연구개발 시제품	90
3.2.2	연구개발 최종 시제품	101
3.3	부품 및 성능 평가	104
3.3.1	근골격계 질환 예방용 작업화 부품평가	104
3.3.2	생체역학적 성능평가	119
IV.	연구 결과 및 효과분석	139
4.1	연구결과	139
4.1.1	정량적 목표결과	139
4.1.2	생체역학적 성능평가 결과	140
4.2	연구효과분석	169
4.2.1	기술적 측면	169
4.2.2	경제·산업적 측면	170
4.2.3	시장성 및 기대효과	171
4.2.4	생체역학적 성능평가 분석	172
4.2.5	생체역학적 성능평가 결론	174
V.	결론	176
5.1	연구결과 요약	176
5.2	연구의 한계점 및 제언	178
	참 고 문 헌	180
	ABSTRACT	193

표 목 차

[표 2-1] 한국 신발 제조업 부가가치 추이	10
[표 2-2] 스마트 신발의 세계 및 국내시장 규모 추정	14
[표 2-3] 헬스케어 신발의 소재 및 요소별 기술 분류	16
[표 3-1] 피착제별 선처리제 / 접착제 적용 현황	27
[표 3-2] 피착제별 선처리제 적용 현황	27
[표 3-3] 경도 및 기능성 미드솔용 시편	31
[표 3-4] 모듈 삽입형 및 갑피 노출형의 장단점 비교	34
[표 3-5] 관성 센서 개발 사양	37
[표 3-6] 아웃솔 주요요소 변경내역	55
[표 3-7] 근골격계 질환 유발 가능자와 청장년층의 Gait Line 및 보행 특성 비교	60
[표 3-8] Pedar-X 족저압력측정 장비규격	72
[표 3-9] 생체역학적 성능평가 피험자 정보	72
[표 3-10] 왼쪽 족저압력의 Max Force (N)	74
[표 3-11] 오른쪽 족저압력의 Max Force (N)	75
[표 3-12] 왼쪽 족저압력의 Peak Pressure (kPa)	77
[표 3-13] 오른쪽 족저압력의 Peak Pressure (kPa)	78
[표 3-14] 왼쪽 족저압력의 Max Force(N)의 자기 체중에 의한 Normalization	80
[표 3-15] 오른쪽 족저압력의 Max Force(N)의 자기 체중에 의한 Normalization	81
[표 3-16] 왼쪽 족저압력의 Max Force(N)	83
[표 3-17] 오른쪽 족저압력의 Max Force(N)	84
[표 3-18] 왼쪽 족저압력의 Max Force(N)의 자기 체중에 의한 Normalization	85
[표 3-19] 오른쪽 족저압력의 Max Force(N)의 자기 체중에 의한 Normalization	86
[표 3-20] 인솔 제작공정 비교	94
[표 3-21] Recipes for Matrix Rubber Compound (N-1, 2, 3)	104
[표 3-22] N-1, N-2, N-3 물리적 특성	105
[표 3-23] Recipes for Matrix Rubber Compound (N-4, 5, 6)	108

[표 3-24] N-4, N-5, N-6 물리적 특성	109
[표 3-25] 마모시험 비교표	110
[표 3-26] 압축률 비교표	116
[표 3-27] 반발탄성 비교표	117
[표 3-28] 박리강도	118
[표 3-29] 최종 개발 시제품 생체역학적 성능평가 항목	121
[표 3-30] Pedar-X system 족저압력측정 장비규격	126
[표 3-31] Pedar-X insoles 족저압력측정 인솔규격	126
[표 3-32] loadsol insole 최대힘 측정 장비 규격	127
[표 3-33] TeleMyo DTS Telemetry 근전도 측정 장비규격	130
[표 3-34] 생체역학적 성능평가 피험자 정보	133
[표 4-1] 정략적 목표 결과 내용	139
[표 4-2] 0 kg 몰드작업 최종 개발제품 접촉면적 분석결과	140
[표 4-3] 0 kg 몰드작업 최종 개발제품 최대압력 분석결과	142
[표 4-4] 0 kg 몰드작업 최종 개발제품 최대평균압력 분석결과	144
[표 4-5] 15 kg 몰드작업 최종 개발제품 접촉면적 분석결과	146
[표 4-6] 15 kg 몰드작업 최종 개발제품 최대압력 분석결과	148
[표 4-7] 15 kg 몰드작업 최종 개발제품 최대평균압력 분석결과	150
[표 4-8] 30 kg 몰드작업 최종 개발제품 접촉면적 분석결과	152
[표 4-9] 30 kg 몰드작업 최종 개발제품 최대압력 분석결과	154
[표 4-10] 30 kg 몰드작업 최종 개발제품 최대평균압력 분석결과	156
[표 4-11] 0, 15, 30 kg 몰드작업 최종 개발제품 최대힘(하용하중) 분석결과	159
[표 4-12] 작업환경 이동(러닝) 시 최종 개발제품 최대힘(하용하중) 분석결과	160
[표 4-13] 최종 개발 시제품 전경골근 분석 결과	162
[표 4-14] 최종 개발 시제품 비복근 분석 결과	163
[표 4-15] 최종 개발 시제품 외측광근 분석 결과	164
[표 4-16] 최종 개발 시제품 햄스트링 분석 결과	165
[표 4-17] 시각척도 측정법(VAS) 주관적 착화감 분석 결과	167

그림 목 차

[그림 1-1] 연구구성 내용	6
[그림 2-1] 의료 + IT 융합트렌트 변화	9
[그림 2-2] 연령별 스마트폰 가입자 비중	15
[그림 2-3] 스마트 신발의 중소기업 기술로드맵	18
[그림 2-4] 국내 작업관련성 근골격계질환자 발생현황	20
[그림 2-5] 산업재해현황분석 업종별 산업재해 분포도	21
[그림 2-6] 산업재해현황분석 업무상질병자 비교표	22
[그림 2-7] 산업재해현황분석 업무상질병자 비교도	23
[그림 3-1] ESBR과 SSBR의 비교	26
[그림 3-2] 내답판(좌:일반 우:A사)	28
[그림 3-3] 내답판 비교테스트(좌:일반 우:A사)	28
[그림 3-4] 완성형 스타드 패턴 설계 흐름도	29
[그림 3-5] 작업화 내부설계 참고도	30
[그림 3-6] A,B,C,D 시편 사진	31
[그림 3-7] 경도 측정계	32
[그림 3-8] 반발탄성 시험기	32
[그림 3-9] 시험 결과 그래프	32
[그림 3-10] 일반적인 안전작업화의 구조	33
[그림 3-11] 안전화(작업화) 솔 구조 설정의 다양한 시도	33
[그림 3-12] 족저압 측정시스템이 장착된 신발 아웃솔	35
[그림 3-13] Main Control Board	36
[그림 3-14] 오일러 계산 알고리즘 모식도	38
[그림 3-15] Amp. Design	39
[그림 3-16] 개발 제품의 RF 출력 측정 자료	41
[그림 3-17] 센서 모듈의 RF 출력 시험 사진	42
[그림 3-18] 사용된 센서들에 대한 압력특성	44

[그림 3-19] 캘리브레이션 데이터가 적용된 후의 압력특성	44
[그림 3-20] 실시간 모니터링 어플리케이션 프로그램	45
[그림 3-21] Gait and Lifting Analysis Module	46
[그림 3-22] 자기공명 무선충전회로 1차 모듈(TX Part)	47
[그림 3-23] 자기공명 무선충전회로 2차 모듈(TX Part)	49
[그림 3-24] 자기공명 무선충전 모듈 안테나 (TX Part)	49
[그림 3-25] 메인보들 내의 무선 충전모듈	50
[그림 3-26] 갑피 디자인-1	52
[그림 3-27] 아웃솔 디자인-1	53
[그림 3-28] 갑피 디자인-2	53
[그림 3-29] 아웃솔 디자인-2	54
[그림 3-30] 솔 2D 설계도	54
[그림 3-31] 성형후 치수 측정결과	55
[그림 3-32] 안전화 내부 설계도면	56
[그림 3-33] 센서 위치 적용 비율	56
[그림 3-34] 족부 길이 측정 방법	57
[그림 3-35] 280mm 센서보드의 센서 위치 설계	58
[그림 3-36] 280mm, 260mm, 230mm 센서보드의 센서보드 설계	58
[그림 3-37] 면적 및 COP 비교	59
[그림 3-38] 근골격계 질환 유발 가능자(고령자)와 청장년층의 Gait Line	59
[그림 3-39] 족저압력 분석을 위한 Mask	61
[그림 3-40] 최적화된 메인 모듈	62
[그림 3-41] 압력센서 최적화 회로	62
[그림 3-42] BLE 모듈 구성도(3 대 1)	63
[그림 3-43] BLE 스택설정과 모듈 시작 플로워 차트	64
[그림 3-44] 스마트 폰과 신발, IMU와의 통신 커맨드	64
[그림 3-45] 마스트 및 슬레이브 사이의 프로토콜 알고리즘	65
[그림 3-46] 앱프로그램의 실시간 디스플레이 화면	67
[그림 3-47] 분석데이터의 시각화	68

[그림 3-48] 압력측정 데이터의 시각화	68
[그림 3-49] IMU 굽힘각 및 경사각의 시각화	69
[그림 3-50] 최대 압력 오버 히트 시각화	69
[그림 3-51] 설정 화면 시각화	70
[그림 3-52] 각 센서들에 대한 멀티 마스크 영역	71
[그림 3-53] 30Kg 들기 작업 시의 압력 분포 화면	71
[그림 3-54] Pedar-X 족저압력측정 장비	72
[그림 3-55] Pedar-X 부위별 최대 힘 측정 화면	73
[그림 3-56] Pedar-X 부위별 최대 압력 측정 화면	76
[그림 3-57] Pedar-X 부위별 마스크 면적 할당 화면	79
[그림 3-58] 사용자 설정 사용자 인터페이스 디자인	87
[그림 3-59] 센서 설정 사용자 인터페이스 디자인	88
[그림 3-60] 초기 화면 사용자 인터페이스 디자인	88
[그림 3-61] 환경설정 사용자 인터페이스 디자인	89
[그림 3-62] 실행정보 변경 사용자 인터페이스 디자인	89
[그림 3-63] 라스트데이터 merge 개념도	90
[그림 3-64] 수정된 라스트데이터를 기반으로 하는 라스트	90
[그림 3-65] 추출된 라스트 게이지	91
[그림 3-66] 그레이딩된 라스트 게이지	91
[그림 3-67] 문대별 개발된 라스트	92
[그림 3-68] 개발된 센서 모듈	92
[그림 3-69] 개발된 센서 모듈이 적용된 안전화 인솔	92
[그림 3-70] 2차 무선 충전 모듈 시제품(TX Part)	93
[그림 3-71] IMU 센서	93
[그림 3-72] IMU 센서 리시버	94
[그림 3-73] 인솔불량 발생 사례	95
[그림 3-74] 재봉공정간 문제점	96
[그림 3-75] 스마트 안전화의 재봉공정	97
[그림 3-76] 완제와 아웃솔 무게비교	98

[그림 3-77] 간이임상에 사용된 시제품	99
[그림 3-78] 6분 보행검사중인 피험자	99
[그림 3-79] 시제품용 패턴 결과물	100
[그림 3-80] 시제품 제작 결과물	100
[그림 3-81] 스틸토를 장착하지 않은 시제품	101
[그림 3-82] 수정시제품의 재봉공정	101
[그림 3-83] 시제품 제작 flow	102
[그림 3-84] 수정된 시제품	103
[그림 3-85] SSBR 변량을 통한 인장강도 변화	106
[그림 3-86] SSBR 변량을 통한 인열강도 변화	106
[그림 3-87] SSBR 변량을 통한 NBS 마모도 변화	107
[그림 3-88] SSBR 변량을 통한 슬립성능 변화	107
[그림 3-89] NBS 마모시험기	110
[그림 3-90] SSBR 가공 조건 변량을 통한 인장강도 변화	110
[그림 3-91] SSBR 가공 조건 변량을 통한 인열강도 변화	111
[그림 3-92] SSBR 가공 조건 변량을 통한 NBS 마모도 변화	111
[그림 3-93] SSBR 가공 조건 변량을 통한 슬립성능 변화	112
[그림 3-94] 미끄럼 시험	112
[그림 3-95] N-2 배합 습식 슬립 테스트 결과	113
[그림 3-96] N-3 배합 습식 슬립 테스트 결과	114
[그림 3-97] N-4 배합 습식 슬립 테스트 결과	114
[그림 3-98] N-5 배합 습식 슬립 테스트 결과	115
[그림 3-99] N-6 배합 습식 슬립 테스트 결과	115
[그림 3-100] 영구압축줄음기	116
[그림 3-101] 영구 압축 줄음을 시편 및 시험 후 사진	117
[그림 3-102] 반발탄성 시험 사진	117
[그림 3-103] 고무-신세탁 박리강도 시험기	118
[그림 3-104] 선처리제 종류별 접착 강도 차이 확인	119
[그림 3-105] 생체역학적 성능평가에 사용된 최종 개발 시제품 안전화 Type A 및	

대조군 안전화(K사) Type B	122
[그림 3-106] 최종 개발 시제품 생체역학적 성능평가 실험 중량물 무게	123
[그림 3-107] 안전보건공단 제조업 분야 운반작업 매뉴얼	124
[그림 3-108] 실험 조건에 따른 족저압력 분포 측정	125
[그림 3-109] 족저압력 분포 측정 변인	125
[그림 3-110] loadsol insole 최대힘 측정 장비 및 분석 소프트웨어	127
[그림 3-111] 최종 생체역학적 성능평가 loadsol insole 최대힘 측정장비	128
[그림 3-112] 최종 생체역학적 성능평가 loadsol insole 최대힘 측정사진	128
[그림 3-113] 생체역학적 성능평가 근피로도 분석	129
[그림 3-114] 시각척도 측정방법 VAS(Visual Analog Scale)	132
[그림 3-115] 생체역학적 성능평가 무게별 중량물 몰드작업 실험사진 - 1	134
[그림 3-116] 생체역학적 성능평가 무게별 중량물 몰드작업 실험사진 - 2	135
[그림 3-117] 생체역학적 성능평가 최대힘 무게별 중량물 몰드작업 실험사진	136
[그림 3-118] 생체역학적 성능평가 최대힘 측정 러닝 실험사진	137
[그림 3-119] 생체역학적 성능평가 근피로도 측정 보행 실험사진	138
[그림 4-1] 0 kg 몰드작업 최종 개발제품 접촉면적 분석결과	141
[그림 4-2] 0 kg 몰드작업 최종 개발제품 최대압력 분석결과	143
[그림 4-3] 0 kg 몰드작업 최종 개발제품 최대평균압력 분석결과	145
[그림 4-4] 15 kg 몰드작업 최종 개발제품 접촉면적 분석결과	147
[그림 4-5] 15 kg 몰드작업 최종 개발제품 최대압력 분석결과	149
[그림 4-6] 15 kg 몰드작업 최종 개발제품 최대평균압력 분석결과	151
[그림 4-7] 30 kg 몰드작업 최종 개발제품 접촉면적 분석결과	153
[그림 4-8] 30 kg 몰드작업 최종 개발제품 최대압력 분석결과	155
[그림 4-9] 30 kg 몰드작업 최종 개발제품 최대평균압력 분석결과	157
[그림 4-10] 0, 15, 30 kg 몰드작업 최종 개발제품 최대힘(허용하중) 분석결과	159
[그림 4-11] 작업환경 이동(러닝) 시 최종 개발제품 최대힘(허용하중) 분석결과	160
[그림 4-12] 최종 개발 시제품 전경골근 분석 결과	161
[그림 4-13] 최종 개발 시제품 비복근 분석 결과	162
[그림 4-14] 최종 개발 시제품 외측광근 분석 결과	163

[그림 4-15] 최종 개발 시제품 햄스트링 분석 결과	164
[그림 4-16] 최종 개발 시제품 주관적 착화감(VAS) 분석 결과	168
[그림 4-17] 연구기술의 융합분야	169
[그림 4-18] 중량물 몰드작업 및 이동(러닝) 최대힘(허용하중)분석	173
[그림 4-19] 최종 시제품	175

I. 서론

1.1 연구의 필요성

대한민국은 개인별 PC 보급은 물론 스마트폰 보급률이 인구대비 40%에 달하고 있어 성인들의 손마다 PC(Personal Computer)가 아닌 PC(Portable Computer)를 들고 다니고 있다고 해도 과언이 아니다. 한국의 스마트폰 보급률이 67%를 기록하며 처음으로 세계 1위에 올랐다. 인구 100명당 스마트폰을 67대 쓴다는 뜻으로 2008년 0.9%에서 74배나 급성장한 것이다(정만수, 2014; 전우천, 2016; Fan & Yang, 2016; Li & Seaton, 2015).

스마트폰의 단독적 기능 외에도 주변기기와의 연계 또한 용이하여 하나하나 열거할 수 없을 정도로 생활 속에서의 활용도가 높아지고 있으며, 그 중 하나의 분야가 모바일 관리기능이며 다양한 환경을 접목하여 사용될 수 있는 중요한 부분이다(Carroll & Aeiser, 2010; Park et al., 2016). 미국의 경우, 최근 모바일 건강관리와 관련한 Mhealth Summit 2011에서는 Verison 및 쉐일 컴 등의 주요 인사들의 기조연설을 통해 Mhealth에 대하여 가지는 기대와 투자에 대해 역설한바 있으며, 美 복지부 또한 Mhealth육성에 나설 정도로 민관 모두가 관심을 갖고 역량을 집중하고 있다고 볼 수 있다(Mei et al., 2016).

모바일 분야의 발전과 함께 스마트 신발은 여러 가지의 가치부여가 가능함에 따라 세계 글로벌 신발 브랜드 및 다양한 IT 관련 기업에서 개발을 진행하거나 이미 개발된 제품들을 시장에 선보이고 있는 추세이다. 신발 기업뿐만 아니라 IT 기업에서도 독자적 및 신발 기업과의 협력을 통해 스마트 신발을 개발하고 있으며, 대부분 발과 관련된 정보인 보행이나 압력에 대한 정보 획득을 통하여 건강 관련 서비스를 제공하고 있다. 스마트 신발은 ICT 기술 접목을 통한 미래지향적인 새로운 신발을 제공하며 u-Medical, u-Silver, u-Wellness 각 분야에 맞춤형정보를 제공함으로써 새로운 신시장을 창출할 수 있는 고부가가치 상품으로 평가되고 있다(중소·중견기업 기술 로드맵, 2016).

스마트 신발은 신발의 고유 기능인 운동 성능 향상, 발 보호, 패션 등의 기능뿐만 아니라 새로운 기능과 정보 제공 등을 바탕으로 한 새로운 제품이다. 스마트 신발은 신체와 발에 관련된 다양한 정보를 제공할 수 있으며 의료 기관과 연계하여 다양한 콘텐츠 접목을 통한 미래형 신발산업으로 성장이 가능하고 새로운 제품 출시를 통한 시장 경쟁력 확보 및 브랜드 가치 증대가 가능하다. ICT, 한의학, 생체의료, 바이오, 섬유, 기계 및 전자등의 첨단기술 융합과 웨어러블 기기 연동을 통해 사용자에게 새로운 정보를 제공할 수 있으며, 발의 정보 획득을 위한 센서기술과 정보처리 및 데이터 전송을 위한 모듈, 전력공급을 위한 장치 기술이 개발되고 있다(중소·중견기업 기술 로드맵, 2016).

현재 스마트 신발의 세계시장은 2016년 1조 1,300억 원에서 2020년에는 5조 7,250억 원 규모로 추정하고 있으며, 국내시장은 세계시장 신발 점유율의 0.8~1.0% 비율을 가지고 있지만 IT 관련 기술 및 건강 관련 관심지수가 높아 세계 스마트 신발 시장 점유율을 통상 신발 점유율의 2배인 2%로 계산하게 되면 2016년 224억 원에서 2020년에는 1,145억 원 규모로 예측된다. 또한, IoT 접목 스마트 제품 시장 확대에 대한 기대감이 고조되고 있으므로 2013~2020년까지 국내 IoT 시장은 연평균 기준 약 33%, 글로벌 시장은 약 26%씩 성장할 것으로 예상된다(Analysys Mason, 2014).

스마트 신발을 이용하여 얻은 생체정보를 바탕으로 근골격계 질환 작업환경 및 작업자세를 분석을 하는 것이 현재 가능하다. 근골격계 질환은 사고성 손상과는 달리 근육, 건, 신경, 인대 등의 연부조직에 미세한 손상이 발생한 후 염증 반응으로 발생하거나 반복적인 동작으로 인해 미세한 근육이나 조직의 손상이 누적되어 나타나는 기능적 장애이다. 치명적인 결과를 보이는 경우가 드물어 초기 증상에 대한 관심이 적다. 그러나 만성 경과를 거치는 경우가 많기 때문에 의료비에 대한 부담은 적지만 단기간 휴업이나 결근 또는 프리젠티즘 등으로 생산성에 많은 영향을 줄 수 있다(Bernal et al., 2015; Godwin, Macdonald, Kaur, Zhelin, & Baber, 2017). 연령의 증가와 함께 그 유병률이 증가하고, 악화과 완화를 반복하며, 삶의 질과 생산성에 영향을 줄 수밖에 없다는 점에서 지속적인 관리가 필요한 주요한 작업관련성 질환이

다(박동욱 등, 2013; 배화숙, 2015).

실제로 근골격계 질환은 전체 업무상 질병의 약 70% 가량을 차지하는 작업관련성 질병이고 2000년에 전체 업무상 질병의 24.9%를 차지했던 근골격계질환은 2006년 60.9%로 급격히 증가하였는데, 이는 사고성 요통을 업무상 근골격계질환 통계에 포함시키는 통계체계의 변화에 기인한 바가 크다. 이후 지속적으로 산재로 승인을 받은 업무상 질병 중 근골격계 질환이 차지하는 비율은 지속적으로 증가하여 2010년에는 업무상 질병의 69.2%를 차지하였다(안전보건공단, 2014).

스마트 신발을 이용하여 근골격계 질환 작업환경 및 작업자세를 분석하여 개인 작업자의 근골격계 질환 예방관리를 지원하는 센서내장형 스마트 신발 개발을 위한 핵심 기술을 개발하고 관련 기술을 통해 각 작업환경별 근골격계 질환 예방제품 개발을 통한 사업화를 추진하는 것은 우리나라의 IT 및 신발분야의 미래융합산업 및 근골격계 질환 예방 사업장 건강관리를 통한 국내 인적 자원의 관리에도 크게 기여할 것으로 예상된다(Valenza et al., 2014; Kantoch, Augustyniak, Markiewicz, & Prusak, 2014; Baig, GholamHosseini, Moqem, Mirza, & Lindén, 2017).

이러한 근골격계 질환이 초래될 수 있는 작업상의 발병위험요인을 확인하고 위험요인과 장해 신체부위와의 특이적 연관성을 확인을 위해 작업위험요인에 대한 작업분석 등을 필요시 실시하여 위험도의 크기, 강도, 노출 시간 등을 확인하고, 근골격계 질환을 일으킬 수 있을 정도이어야 함을 확인해야 한다. 이를 위해 위험의 크기, 강도 등을 계량화하기 위하여 OWAS, RULA, REBA, NLE 등과 같은 인간공학적 분석방법을 사용하여 생체역학적 분석을 실시해야 한다(Park, 2010; Kee, Chung, & Kim, 2011; Soltani, Dehghani, Sadeghi, Falahati, & Zokai, 2011; Barkhordari, Jafari Nodoushan, Vatani Shooa, Halvani, & Salmani Nodoushan, 2011; Wahyudi, Dania, & Silalahi, 2015).

스마트 신발에 내장된 압력 센서를 이용하여 작업자 인간공학적 분석방법 중 하나인 족저압 측정으로 직립 자세의 안정성 및 척추 질환 예측 파라미터로 활용할 수 있다. 또한 가속도 센서를 이용하여 활동, 낙상 및 낙상 후 자세 관찰할 수 있으며, 스마트 기기와 연동하여 맥박 감지 및 옥외 위치 추적

이 가능하다. 이는 웨어러블 기반의 작업자 건강 및 안전관리 솔루션이 될 수 있으며, 기계소재, 생산기반기술, 인간공학 기술이 접목된 건강한 생명사회 지향적 융복합 기술실현이 가능해질 것으로 보인다.

과거에는 신발이 발을 편하게 하고 보호하는 용도만으로 생각하여 왔으나 2000년 후반부터 기능성건강 신발이 급상승하였다. 세계 유명 브랜드사에서 토닝(Toning과 Bare Foot Walking) 신발을 비교분석하며 2세대 신발의 강력한 시장점유율을 예측하고 있으며 소비자의 Needs에 부합한 프로슈머 마케팅 전략으로 부품기술개발에 승부를 걸고 있다(Valenza et al., 2014; Kantoch, Augustyniak, Markiewicz, & Prusak, 2014). 고객 맞춤형 기능성 신발의 시장이 급상승하고 있는 이유도 현대의 건강중심 사회의 트렌드에 맞는 시장의 변화에 따라 신발의 고기능화, 고부가 가치화가 필요한 시점이다. 따라서 스마트 신발개발을 통한 근골격계 예방 및 피로저감을 통한 메디컬케어적인 수요를 부가하여 해외 모방 기술의 한계를 벗어난 독자적 기술 및 디자인을 개발하고, 운동 분석 데이터에 의한 제품 개발을 해야 할 필요성이 있다.

1.2 연구의 목적

본 연구의 목적은 근골격계 부상예방 활동 모니터링 케어시스템을 탑재한 스마트 신발을 개발하고, 생체역학적 변인들을 비교, 분석하여 스마트 신발 개발을 위한 기초자료를 제공하는데 있다.

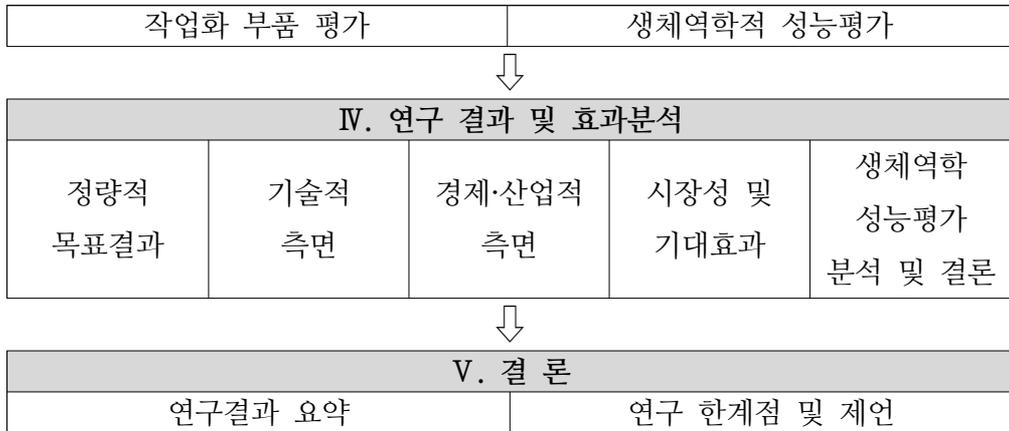
세부내용으로는 기술개발 목표를 위해 근골격계 질환 예방용 신발 기초설계를 마련하고, 근골격계 질환 예방용 시제품 제작, 근골격계 질환 예방용 신발 시제품 기능 검증, 작업자 건강 및 안전관리를 위한 스마트 신발 솔루션 구현, 근골격계 질환 예방에 따른 족저압력 측정 평가, 근골격계 질환 예방용 스마트 신발 생체역학적 설계 및 성능평가, IMU 센서 적용 및 근골격계 질환 측정 평가, 생체역학적 성능평가를 통한 스마트 신발 개발 제품의 성능 검증, 압력센서(예:FSR)를 이용한 족저압 패턴 측정 및 활동 모니터링 모듈 설계, 안전화용 아웃솔 소재 컴파운드 및 미드솔 디자인 설계 기술개발이 있다.

1.3 연구의 범위 및 구성

[그림 1-1]은 본 연구의 구성내용으로 중소·중견기업 기술 로드맵-정보보안(중소기업기술정보진흥원, 2016) 및 중소기업 기술 로드맵-웨어러블(중소기업기술정보진흥원, 2017)을 참고하여 연구의 범위를 정하고 구성하였다.

본 연구의 범위는 총 5장으로 구성하고 1장에서는 연구의 필요성, 연구 목적, 연구의 범위와 구성에 대해 기술하였으며, 2장에서는 스마트 융합 헬스케어, 국내·외 신발산업의 현황, 스마트 신발, 근골격계 질환에 관하여 이론적 배경을 기술하였다. 3장은 스마트 신발 개발에 관한 연구 과정과 콘텐츠 개발, 시제품 제작, 부품 및 성능평가 항목을 제시하였으며, 4장에서는 연구 결과 및 효과 분석을 통해 정량적 목표 및 생체역학적 성능평가 결과를 비교하고 본 연구를 통한 기술적, 경제 및 산업적 측면의 기대효과를 기술하였다. 마지막 5장은 연구결과를 요약하고 연구를 진행함에 있어서 발생한 한계점과 향후 연구방향에 대해 제안하였다.





[그림 1-1] 연구구성 내용

II. 이론적 배경

2.1 스마트융합 헬스케어

2.1.1 스마트융합 헬스케어 시스템

RFID 기술은 라디오의 주파수를 이용함으로써 원격으로 사물의 정보를 주고받는 기술을 말하며, 제2차 세계대전에서 레이더에 대한 개념으로 정의되고 아군과 적군의 비행체를 구별하기 위해 프로그램으로 개발되었다. 라디오 주파수라는 특성은 인식거리도 길고 여러 개의 태그를 동시에 인식할 수 있으며, 데이터의 변경도 자유롭다는 장점이 있다. 1960년대 후반부터 위험에 대한 모니터링을 비롯해 물류, 보안, 차량식별 등에 사용되었고 최근에는 소형화 및 저가격화로 사물인식 및 USN 환경에 적용되고 있다(Landt, 2005; Weinstein, 2005). 초기의 무선센서 네트워크는 군사적인 목적으로 개발되었고 인류가 의도적으로 접근하기 힘든 지역 및 위험한 지역의 환경을 감시하고 조사하는데 이용되어 왔다(정경권, 박현식, 최우승, 2009). 무선센서 네트워크의 적용분야는 차세대 컴퓨팅의 패러다임인 유비쿼터스(Ubiquitous) 컴퓨팅 시대에 맞춰 현대의 생활에 보다 가까운 분야로 접근하고 있으며, 환경 및 동물의 생태 파악으로 시작했던 무선센서 네트워크는 재난지역의 인명구조, 자연현상에 대한 감시, 건물의 자동화, 인간생태의 감시 등 밀접한 분야로 발전하고 있다(Akyildiz, Su, Sankarasubramaniam, & Cayirci, 2002; Tubaishat & Madria, 2003).

일상생활의 모니터링은 신체의 움직임에 가속도 센서로 감지함으로써 동작에 따라 행동을 판단하고, 부상과 같은 응급상황을 감지하는 연구가 진행되고 있으며(Wu & Xue, 2008; Luinge & Veltink, 2004), 비디오 카메라를 이용하여 움직임을 분석하고 ADL(Activity of Daily Living)을 측정한다(Zhou, Chen, Chung, He, Han, & Keller, 2008). 최근에는 조도 및 온도센서로 구성된 무선센서 네트워크를 이용하여 일상행동 모형을 구축하는 연구가 진행되고

있다(조승호, 2009). 일상활동 모니터링 시스템은 여러 종류의 무선 센서 노드를 설치하고 여러 동작들을 인식하는 신호를 분석하여 다양한 일상활동을 감지한다. 일상활동의 시간 정보에 기초한 생활 패턴을 모델링함으로써 도출된 모델을 이용하여 계산된 특정 하루의 이상정도(degree of anomaly) 정보를 제공하는 시스템이다(Lee & Song, 2011).

인체의 움직임에 따른 정보를 얻기 위해 Accelerometer, Compass, Gyroscope, Altimeter GPS를 활용하여 Parameter를 구축하고, HCI/UX 입력을 통한 행동 인식기술을 기반으로 하여 악수나 포옹 같은 행동에 대한 데이터를 웨어러블 장비를 통해 주고 받을 수 있게 하였다. 이러한 비접촉식으로 환경센서 및 웨어러블 센서를 활용한 제품으로써 피트니스 밴드를 통해 신체 질량 검사, 심박수, 활동량 측정(가속도 센서를 활용한 걸음 수, 시간, 활동거리, 소비 칼로리)에 대한 전반적인 건강상태를 모니터링하고 관리가 가능할 수 있도록 돕는다(박은주, 박도영, 2018).

모바일 헬스케어는 바이오센서의 소형화, 무선 통신기술 및 웨어러블 스마트 장비의 발달, ICT와 의료기기의 융합이 활발해지면서 더욱 발전하고 있는 추세이다. 또한 세계보건기구(WHO)에 의하면 치료효과의 증대 및 의료비 절감과 같은 효율성을 높이기 위해 모바일 헬스케어에 대한 관심이 점점 높아지고 있다고 하였다(World Health Organization, 2008). 이처럼 모바일 헬스케어에 대한 관심이 집중되면서 ICT의 대기업 Apple, 삼성전자, Google 등이 시장에 진입하였고, 다양한 신생기업들도 등장하여 투자열기가 높아지고 있다.

2.1.2 스마트융합 헬스케어 트렌드 변화

21세기에 접어들어 헬스케어시스템은 3.0의 시대를 맞이하였다. 단순히 수명을 연장하는 것에 만족하지 않고, 일생을 건강하게 유지하고 싶어한다. 지난 2000년도부터 WHO는 매년 각 나라의 건강수명을 발표해오고 있는데 2015년 기준으로 한국인의 건강수명은 73.2년으로 같은 해의 기대수명인 82.1년과 비교해볼 때 약 9년 정도의 차이가 발생한다(유선길, 2018). 헬스케

어 2.0시대를 지나면서 질병의 치료기술이 발전함으로써 기대수명이 증가하였다면, 헬스케어 3.0 시대에는 증가한 기대수명과 건강수명의 격차를 좁히는 것이 중요해졌다. 그러므로 지속적인 일상 관리와 예방을 통해 발병을 사전에 방지하는 것이 중요해지기 시작했다.

	E-헬스	U-헬스	스마트 헬스케어	IT헬스
서비스	디지털 병원, 의료정보화	E-헬스+원격의료 만성질환자 관리	U-헬스+운동, 식사량등 건강관리	스마트헬스+ 개인맞춤형 관리, 근거 중심의학, 예방중심, 자가관리
플래이어	병원	병원, IT기업	병원, IT기업, 서비 스업체	보험사, 서비스업체 등 모든 이해관계 자
이용자	의료인	의료인, 환자	의료인, 환자, 일반 인	의료인, 환자, 일반 인, 정부, 기업
시스템	병원운영시스템	의무기록(EMR) 건강기록(FHR)	개인건강기록(PHR)	IoT기반의PHR, 클 라우드, 빅데이터, 인공지능

[그림 2-1] 의료 + IT 융합트렌드 변화(하나금융경영연구소, 2016)

헬스케어/의료 분야와 ICT 기술의 융합은 유헬스(u-health)에 이어 디지털 헬스(digital-health)가 새롭게 부상하였고, 의료서비스와 ICT 기술의 융합은 환자에게 의료정보를 제공하는 형태를 시작으로, 무선 통신을 이용하여 환자의 상태를 모니터링 할수 있는 유헬스(u-health)로 발전하여 언제, 어디서나 의료서비스를 제공받을 수 있는 형태로 진화하였다. 최근에는 의료와 복지, 안전 등이 복합화되고 지능화된 단계로 스마트기기의 보급 확산을 통해 개인이 스스로 자신의 운동량이나 식사한 칼로리, 스포츠 활동 기록 등을 관리 가능한 스마트헬스(s-health), 웨어러블컴퓨팅 기기들과 모바일기기가 헬스케어 도구로서 활용되기 시작하면서 모바일 헬스(m-health)가 부상하고 있고, 디지털헬스(digitalhealth)는 최근 부상하고 있는 스마트헬스, 모바일헬스를 포괄하는 광의의 개념으로, 건강상태에 대한 정보를 수집하고 이를 효율적으로 관리함으로써 개인 맞춤형 건강관리 및 의료서비스의 제공이 가능하다. 헬스케어 중 스마트 헬스 데이

터 분석 관련 국내 시장은 연평균 23.0%로 세계시장보다 빠르게 성장할 것으로 예상되며, 2020년에는 3조 4,994억 원에 달할 것으로 전망이다. (하나금융경영연구소, 2016)

2.2 국내·외 신발산업의 현황

국내에는 IT신발 AIRUN((주)아이손)과 미세전류 신발 EON(Fila Korea), 최근에는 프로스펙스 스마트 워킹화가 스마트 융합 관련기술의 제품이다. IT 신발 AIRUN((주)아이손)은 소비전력이 높으며 칼로리 소모량 분석 알고리즘의 부정확하며, 접촉식 센서 사용으로 계산 부정확하다. 미세전류 신발 EON(Fila Korea)은 임상실험 데이터가 부족한 실정이며 코인셀 배터리를 이용하여 수명이 짧고, 배터리 교체 어려움이 있다. 신발의 착용감을 위해 미드솔 부분에 폴리우레탄 계열의 PORON을 사용하고 있으나 매우 고가이다. 프로스펙스는 안정적이고 편안한 워킹화 컨셉과 더불어 웨어러블 내장센서를 삽입하여 걸음걸이, 보행 형태, 칼로리소모 확인 등 보다 더 진보된 스마트융합 신발 기술이 적용된 스마트 신발을 선 보이고 있다. 2012~2016년까지 국내 신발 제조업 부가가치의 연평균증가율은 4.1%로, 전체 제조업 부가가치의 연평균증가율인 1.2%를 높게 상회하며, 2016년 기준, 부산 신발 제조업의 부가가치는 국내 신발 제조업 부가가치의 28.7%를 차지한다.

[표 2-1] 한국 신발 제조업 부가가치 추이 (단위 : 백만원)

시도별	산업별	출하액				
		2012년	2013년	2014년	2015년	2016년
국내	전체 제조업	480,712,652	479,281,190	484,485,237	495,774,155	504,809,625
	신발 제조업	918,934	862,340	986,179	1,059,529	1,077,780
부산	전체 제조업	13,601,938	13,096,714	14,156,940	15,923,247	15,659,090
	신발 제조업	289,658	296,420	357,732	320,398	308,894

※ 자료 : 통계청 광업·제조업 조사(2016), 종사자 수 10인이상 기준
세계 신발시장이 성장할 수 있는 주요 요인으로 넓은 제품범위의 가용성,

세련된 디자인, 브랜드가치 설정, 대체구매 및 가격경쟁, 환경문제 등이 있다. 또한, IT 강화로 인프라 구축, 제품개발, 재고 및 물류 관리 기능이 미래 성장의 중요한 영역으로 예상된다. 글로벌 신발 브랜드는 중국과 인도 등 아시아/태평양 시장의 판매 증가로 성장 기회를 얻고 있으나 자국의 판매가격을 낮추기 위하여 다국적 신발 브랜드를 압박하고 있다. 또한 증가하는 인구와 중산층의 성장은 신발 수요증가에 기여하고 있다. 세계 신발시장 동향 및 전망으로는 장기화된 글로벌 경기침체에 따른 소비심리 위축으로 선진국 및 개발도상국의 신발판매 저조, 특수·고급 제품 및 프리미엄 브랜드의 매출 감소, 스포츠 참가자의 감소, 비즈니스 기회 저하로 인한 스포츠화 신발시장의 타격은 제품개발 투자 삭감으로 이어져 패션혁신에 영향을 미치고 있다(손영준, 2018).

2000년대부터는 고 기능화 및 패션화에 대한 선호가 높아지고 있는 추세이다. Casual의 지속적인 성장 속에서 Running, Soccer, Walking화 등 기능화 및 패션화에 대한 수요가 늘어나고 있는 추세이다. 신발을 구매하는 고객은 충성도가 낮기 때문에 단순 기능이나 용도의 충족, 브랜드만 보고 구매하는 단계에서 벗어나 단기간 유행하는 Fad나 Fashion의 성격이 강한 특성을 보인다. 세계 지능형 신발시장규모는 76억불, 국내 3,450억원(Global Strategic Business Market, 2013)으로 보고되었다. 생산기술의 High-Tech화에서 제품의 High-Tech화가 급속히 진행되고 있으며, 신발관련 기술은 고기능과 고부가가치화로 진전되고 있다.

최근 신발수요의 다양화, 전문화, 고급화 경향으로 제품의 라이프사이클이 과거1년 단위에서 최근에는 3~6개월로 급격히 단축되고 있어, 다품종 소량체제를 유지하고 있는 중소기업에 적합한 산업으로 재편 중에 있다. IT 등 신기술의 발전은 전통적인 신발의 단순한 기능에서 벗어나 신기술을 접목시킨 고기능 제품의 수요를 낳고 있으며 이는 IT 강국이라 일컬어지는 한국의 입장에서 유리한 요인으로 작용되고 있다. 생산규모 및 원가경쟁력이 산업주도권을 결정하고, 대량생산체제의 공급자 중심 및 OEM발주 생산방식 등이 일반적이었던 과거 신발산업의 지배적인 패러다임은 품질경쟁력 및 시장지배력이 중시되고, 고객요구의 다양화 및 엄격화에 대응하는 21세기의 새로운 패러다

임으로 변화되었다. 한-미, 한-EU FTA 체결 등에 따른 역외가공지역(OPZ) 인정 및 개성공단 진출과 연계한 부산·개성공단 중심의 글로벌 네트워크 구축을 통한 지속적인 활성화 등이 필요하다.

그간 세계 글로벌 브랜드의 생산기지 역할을 담당하며 양적으로 급속히 성장해온 우리나라 신발산업의 성과에도 불구하고 구조면에서는 신발생산기지의 해외이전 등으로 국내 생산의 둔화가 진행되고 있고, 세계시장에서 주요국간 경쟁이 치열하게 전개되는 등 산업환경이 급변하고 있다(Zhang et al., 2010). 신발 소재 산업의 기술 방향은 기능성, 경량성, 환경 친화성 등에 초점을 두고 있으며, 신발갑피 소재의 경우는 최근 환경 친화적이며 다기능성 추구하고 있다. 신발 밑창 소재의 경우는 경량성외에도 운동특성에 맞는 특수기능성을 요구하며, 신발 중창 소재의 경우 시장방향성은 고반발탄성 및 충격흡수 능력을 요구하고 있다. 신발 소재 경량화는 지속적으로 요구되고 있는 기술개발 분야로서 기존의 물성대비 동등 또는 향상을 지향하고, 일체형 솔 등 공정자동화 및 공정 효율성 극대화를 위한 소재 개발이 요구되고 있다. IT, BT 융합부품 외에도 Energy harvesting 신발 개발을 위한 기능성 부품 요구하며, 지구온난화는 인류 생존을 위협하는 위기로 인식되고 있어 이에 대한 세계인의관심과 우려가 고조되고 있으며 신발산업 또한 저탄소 실현을 위한 국제적 트렌드에 부합하기 위해 친환경 부품/소재에 대한 수요가 지속적으로 증가 추세에 있다.

이에 유명 신발 완성업체마다 친환경 소재로 만든 제품을 요구하고 나섰으며, 미국 유럽 등 선진국에서도 친환경 기능성 소재 연구가 활발한 추세이다. 세계 신발산업의 주요 메이커인 나이키는 미국 내 1,150여 개 나이키 매장에서 브랜드와 상관없이 중고 운동화를 수집 후 자사가 개발한 물질(Nike Grind)로 재생한 뒤 친환경적이고 안전한 운동장 바닥을 조성 하였고, 새 운동화 제품생산 시 활용하는 등 최첨단 제품과 친환경의 가치를 조화시킨 제품을 지속적으로 시장에 선보임으로서 친환경을 가장 혁신적인 가치로서 승격시켜 나가고 있다. 현재 신발 전체 즉 갑피 및 솔, 접착제 등의 개발은 친환경성 소재 및 청정 생산시스템으로 처리를 요구하고 있으며, 공정개선을 통한 생산성 향상이 필수적이며, 세계적인 우위 선점을 위해 혁신적인 고부가가

치 제품을 필요로 하고 있다.

부산지역 신발산업은 현재의 OEM 생산 및 수출비중을 낮추는 한편, 2015년 까지는 특수기능화, 웰빙화 분야의 신제품개발 및 부품소재기반 강화를 통해 ODM/OBM 생산 및 수출비중 확대하고, 이후 2018년 까지는 글로벌 브랜드 제품의 수출확대 등 통해 특수기능화·웰빙화 및 첨단 신발부품·소재의 공급기지화를 추진한다. 국내 신발산업은 인건비 상승, 공업용지 부족, 임대료 상승, 인력부족 등으로 범용제품의 경쟁력은 점차 약화됨에 따라 고유 브랜드 개발, 기술 및 디자인 능력강화 등 기존과는 차별화된 전략과 제품 개발로의 전환이 요구되는 실정이다.

2.3 스마트 신발

2.3.1 스마트 신발의 정의 및 필요성

스마트 신발은 신발의 고유 기능인 운동 성능 향상, 발 보호, 패션 등의 기능뿐만 아니라 새로운 기능과 정보 제공 등을 바탕으로 한 새로운 제품이다. 스마트 신발은 신체와 발에 관련된 다양한 정보를 제공할 수 있으며 의료 기관과 연계하여 다양한 콘텐츠 접목을 통한 미래형 신발산업으로 성장이 가능하고 새로운 제품 출시를 통한 시장 경쟁력 확보 및 브랜드 가치 증대가 가능하다. ICT, 한의학, 생체의료, 바이오, 섬유, 기계 및 전자등의 첨단기술 융합과 웨어러블 기기 연동을 통해 사용자에게 새로운 정보를 제공할 수 있으며, 발의 정보 획득을 위한 센서기술과 정보처리 및 데이터 전송을 위한 모듈, 전력공급을 위한 장치 기술이 개발되고 있다(중소·중견기업 기술 로드맵, 2016).

스마트 신발은 여러 가지의 가치부여가 가능함에 따라 세계 글로벌 신발 브랜드 및 다양한 IT 관련 기업에서 개발을 진행하거나 이미 개발된 제품들을 시장에 선보이고 있는 추세이다. 신발 기업뿐만 아니라 IT 기업에서도 독자적 및 신발 기업과의 협력을 통해 스마트 신발을 개발하고 있으며, 대부분 발과 관련된 정보인 보행이나 압력에 대한 정보 획득을 통하여 건강 관련 서비스를

제공하고 있다. 스마트 신발은 ICT 기술 접목을 통한 미래지향적인 새로운 신발을 제공하며 u-Medical, u-Silver, u-Wellness 각 분야에 맞춤형정보를 제공함으로써 새로운 신시장을 창출할 수 있는 고부가가치 상품으로 평가되고 있다(중소·중견기업 기술 로드맵, 2016).

스마트 신발의 세계시장은 2016년 1조 1,300억 원에서 2020년에는 5조 7,250억 원 규모로 추정하고 있으며, 국내시장은 세계시장 신발 점유율의 0.8~1.0% 비율을 가지고 있지만 IT 관련 기술 및 건강 관련 관심지수가 높아 세계 스마트 신발 시장 점유율을 통상 신발 점유율의 2배인 2%로 계산하게 되면 2016년 224억 원에서 2020년에는 1,145억 원 규모로 예측된다. 또한, IoT 접목 스마트 제품 시장 확대에 대한 기대감이 고조되고 있으므로 2013~2020년까지 국내 IoT 시장은 연평균 기준 약 33%, 글로벌 시장은 약 26%씩 성장할 것으로 예상된다(Analysys Mason, 2014).

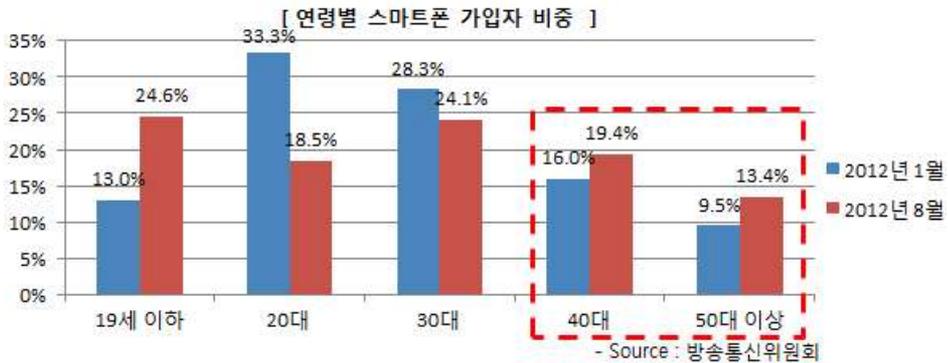
[표 2-2] 스마트 신발의 세계 및 국내시장 규모 추정 (단위:억원)

연도	2016	2017	2018	2019	2020	비고
세계시장	11,300	17,100	25,700	38,200	57,250	-
국내시장	224	342	514	764	1,145	세계시장 2% 점유

자료 : Analysis Mason(2014), KISTI 추정

2.3.2 스마트 신발의 적용

20~30대의 특권전유물로 여겨지는 스마트폰의 사용자층은 최근 중장년층의 신규 가입자가 증가하면서 중장년층의 누적 가입자도 높은 비중을 차지하고 있고 전체 스마트폰 가입자 중에서 40대 이상의 비중이 2012년 1월 25.5%에서 8월에는 32.8%로 증가해 국내 스마트폰 사용자를 3천만 명으로 볼 때 중장년층은 최소 900만 명의 규모로 가늠할 수 있다(정만수, 2014; Van Deursen, Bolle, Hegner, & Kommers, 2015).



[그림 2-2] 연령별 스마트폰 가입자 비중

IMU 센서를 적용한 근골격계 질환 예방용 스마트 신발 분석시스템의 보조적 기능으로, PC와 연동하여 기존의 스마트기기(스마트폰 또는 위치)를 통해 근골격계 질환 분석 및 관리와 관련된 상호보완적인 기능을 제공할 수 있다(Chilian, Hirschmüller, & Görner, 2011; Ganesan, Gobe, & Durairajah, 2015; Zsedrovits et al., 2015). 정지 상태에서 족저압 측정을 통한 불안정 자세 모니터링, 이동 시 활동 모니터링, 근골격계 질환 발생 작업 자세 시 실시간으로 개인이 자세 모니터링을 가능하게 할 수 있으며 스마트기기를 이용하여 공간에 구애 받지 않고 언제 어디서나 손쉽게 근골격계 질환 예방 및 관리 모니터링을 할 수 있도록 스마트기기 활용이 가능하다(Eom, Choi, & Park, 2013). 현재 미끄러운 작업환경에서 작업자의 안전을 위하여 난슬립 소재의 신발 밑창을 사용하고 있다. 기존

의 난슬립성 신발 밑창은 Butyl계 고무를 사용해왔다. 하지만 Butyl계 고무는 마모성이 우수하지 못하는 단점이 있다(McGorry, DiDomenico, & Chang, 2010).

정지된 직립 자세에서 족저압을 지속적으로 관찰하게 되면 인체의 무게 중심(COG, Center of Gravity)의 미세한 변화를 감지할 수 있으며, 이는 척추 질환의 Predictor로 활용이 가능하며 바른자세를 유지하기 위한 근골격계 훈련의 모티브 또는 가이드라인을 제시함으로써 작업자의 근골격계 질환 예방 및 관리가 가능하다(Thomas et al., 2010; Abdul Razak, Zayegh, Begg, & Wahab, 2012).

2.3.3 스마트 신발의 기술 분류

국내외적으로 저전력 고기능의 개인 맞춤형 모바일 헬스케어 시스템 탑재형 스마트 신발 개발을 비롯한 다양한 건강정보를 주고받는 스마트 신발이 출시되고 있다. 신발 외부에 칼로리 측정 모듈이 부착되어 쉽게 칼로리 측정이 가능한 신발과 신장, 체중, 나이, 성별 등 개인정보를 컨트롤러에 입력하면 BMI(Body Mass Index) 지수가 측정되고 권장 체중량 및 칼로리 소모량 등의 데이터가 산출되며 무리한 운동에 따른 신체적 상해를 예방하기 위해 하루권장 운동량을 제시해주기도 한다(중소·중견기업 기술 로드맵, 2016).

[표 2-3] 헬스케어 신발의 소재 및 요소별 기술 분류

세부분류	요소기술	설명
신발소재	헬스케어 기능의 신발 소재 개발 기술	헬스케어 기능의 신발 소재 개발 기술
ICT/하드웨어 관련	스마트폰과 연동 기술	건강관리 신발과 스마트폰과 연동 기술
	헬스케어 신발의 IoT 기술	헬스케어 신발에 내장된 IoT 기술

	모바일(스마트폰)기기를 전송 기술	보행상태, 운동량 등을 측정하여 헬스정보를 모바일(스마트폰)기기로 전송하는 기술
	보안 기술	개인 헬스 정보 전송시 보안 기술
실감 UI/UX 기반 인터랙션	음성 인식 기술	간단한 음성 인식 등의 기술
	IoT 연동 모션싱크 전환기술	헬스케어신발 사용자의 보행상태, 운동량 등의 모션을 인식하고 스마트폰으로 전송할 데이터/정보화 기술
콘텐츠	건강 관리를 위한 콘텐츠 기술	IoT 기반 헬스케어 신발을 통한 건강 관리 콘텐츠 개발/저장 기술
	운동량 증진을 위한 콘텐츠 기술	IoT 기반 헬스케어 신발을 통한 운동량 증진을 위한 콘텐츠 개발/저장 기술

발열판이 내장된 인soles을 스마트 신발에 삽입하여 뒷굽 부분에 연결된 온도조절장치에서 온도조절이 가능하며, 고령화 추세에 맞춰 평행센서와 동작센서, 압력센서를 활용하여 노인들이 낙상의 위험 정보를 알리는 장치와 신발 분실을 예방하는 등의 장치가 내장된 안전 및 경보 기능의 스마트 신발도 개발되고 있다. 따라서 스마트 신발의 기술은 사물인터넷을

기반으로 헬스케어 신발의 사용되는 소재, 용도, 요소기술별에 따라 다양하게 제작된다.

스마트 신발의 중소기업 기술로드맵				
Time Span	2018	2019	2020	최종목표
연도별 목표	스마트 신발의 기반기술 확보	측정기술확보로 사용자편의성증진	고효율/고정밀 전원 제어 기술 개발	차세대 스마트 신발 개발
핵심요소기술	하드웨어 기술	가속도/압력/GPS센서기술 → 동적재스처인식기술		스마트센싱 기술 개발
	측정 기술	신체 균형 측정 기술 운동량 측정 기술 보행 분석 기술		신호 측정 및 분석 기술 개발
	통신 기술	저전력 무선통신 기술 스마트디바이스연동 기술		고감도 블루투스 모듈 및 저전력 무선송수신 기술 개발
	전원 기술	배터리 및 전원 제어 기술		유연 배터리 기술 개발
기술/시장 니즈	스마트 신발 요구 증대	스마트 웨어러블 기기 산업의 시장 확대 가속화	저전력 증장거리 송수신 기술	

[그림 2-3] 스마트 신발의 중소기업 기술로드맵
(중소기업기술정보진흥원, 2017)

2.4 근골격계 질환

2.4.1 근골격계 질환 정의와 특징

현재 한국의 노동시장은 고령화가 빠르게 진행되면서 2026년에는 고령자 비중이 20.8%에 달할 것으로 전망되고 고령화의 속도가 주요국에 비해 매우 빠르고, 전후 베이비 붐 세대의 은퇴 시기가 오면서 압축적 고령화의 양상이 나타나고 있다(이소정, 2013; 유승희, 권창희, 2017). 또한, 비정규직 및 특수형태 근로종사자 등이 증가하고 은퇴한 장년 작업자들의 노동시장 재진입이 이루어지면서 노동 시장 내 불안정 계층이 증가

하고 있고 비정규직 작업자들이나 1차 노동시장에서 은퇴를 한 장년 작업자들의 일자리가 대부분 근로조건이 상대적으로 열악한 분야에 분포하고 있으며, 중소기업 사업장에 포진할 수밖에 없다는 점에서 이러한 작업자들의 건강과 안전이 직업보건의 화두가 되고 있다(이재삼, 2013; 강선경, 노지현, 2013).

근골격계 질환은 사고성 손상과는 달리 근육, 건, 신경, 인대 등의 연부조직에 미세한 손상이 발생한 후 염증 반응으로 발생하거나 반복적인 동작으로 인해 미세한 근육이나 조직의 손상이 누적되어 나타나는 기능적 장애이다. 치명적인 결과를 보이는 경우가 드물어 초기 증상에 대한 관심이 적다. 그러나 만성 경과를 거치는 경우가 많기 때문에 의료비에 대한 부담은 적지만 단기간 휴업이나 결근 또는 프리젠티즘 등으로 생산성에 많은 영향을 줄 수 있다(Bernal et al., 2015; Godwin, Macdonald, Kaur, Zhelin, & Baber, 2017). 연령의 증가와 함께 그 유병률이 증가하고, 악화 완화를 반복하며, 삶의 질과 생산성에 영향을 줄 수밖에 없다는 점에서 지속적인 관리가 필요한 주요한 작업관련성 질환이다(박동욱 등, 2013; 배화숙, 2015).

실제로 근골격계 질환은 전체 업무상 질병의 약 70% 가량을 차지하는 작업관련성 질병이고 2000년에 전체 업무상 질병의 24.9%를 차지했던 근골격계질환은 2006년 60.9%로 급격히 증가하였는데, 이는 사고성 요통을 업무상 근골격계질환 통계에 포함시키는 통계체계의 변화에 기인한 바가 크다. 이후 지속적으로 산재로 승인을 받은 업무상 질병 중 근골격계 질환이 차지하는 비율은 지속적으로 증가하여 2010년에는 업무상 질병의 69.2%를 차지하였다(안전보건공단, 2014).

연도	총 업무상 질병자수 (A)	근골격계질환자			업무상 질병자 대비 비율(%) (=D/A)
		신체부담 작업 (B)	요통 (C)	계 (D=B+C)	
2000	4,051	487	522	1,009	24.9
2001	5,576	778	820	1,598	28.7
2002	5,417	1,167	660	1,827	33.7
2003	9,130	2,906	1,626	4,532	49.6
2004	9,183	2,953	1,159	4,112	44.8
2005	7,495	1,926	975	2,901	38.7
2006	10,235	1,615	4,618	6,233	60.9
2007	11,472	1,390	6,333	7,723	67.3
2008	9,734	1,471	5,232	6,703	68.8
2009	8,721	1,343	4,879	6,222	71.3
2010	7,803	1,292	4,008	5,300	69.2

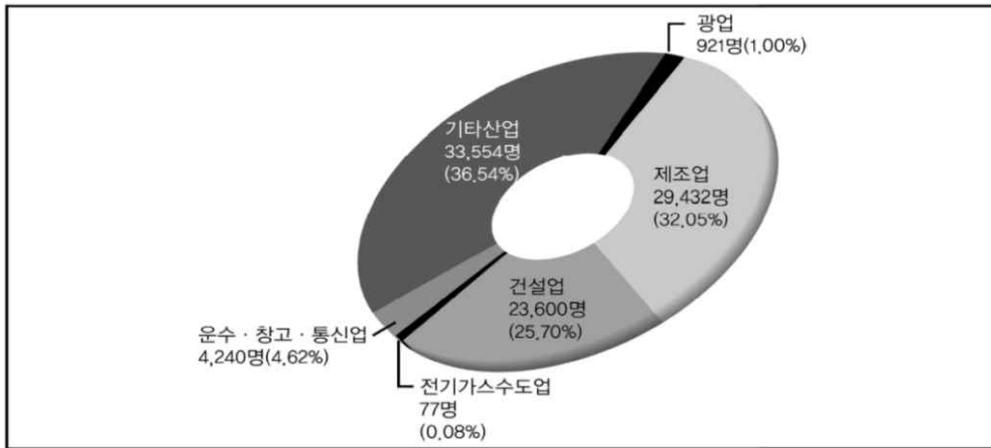
[그림 2-4] 국내 작업관련성 근골격계 질환자 발생현황
(안전보건공단, 2014)

2.4.2 근골격계 질환 발생원인 및 재해현황

산업별 재해현황을 살펴보면 산업별 분포로는 기타산업이 전체 재해의 36.54%로 가장 높고, 다음은 제조업이 32.05% 두 번째로 높음을 알 수 있으며, 업종별로 명시될 수 있는 범위에서는 제조업이 첫 번째로 가장 많은 재해가 발생됨을 확인할 수 있다(안전보건공단, 2014, 2015). 이를 통해 현재 제조업에서 근로하고 있는 작업자의 재해환경을 예방 및 개선해 줄 수 있는 시스템을 개발 한다면 현재의 산업재해를 줄이는데 큰 역할을 할 수 있으므로 재해환경 예방 및 개선용 시스템개발이 시급함을 알 수 있다.

안전보건공단에서 발행한 2013 산업재해현황분석에 따르면 2013년도 업무상질병자수는 7,627명으로 전년도 7,472명에 비해 155명(2.1%)이 증가하였으며 이 중에서 진폐, 특정 화학물질 중독 등 직업병은 2013년에 1,414명이며 작업관련성 질병은 2013년에 6,213명으로 업무상질병 발생률이 직업병보다 작업관련성 질병, 즉 근골격계 질환에 약 5배 이상 매우 높은 발병원인을 차지하는 것을 알 수 있다.

〈업종별 산업재해 현황 분포도〉



[그림 2-5] 산업재해현황분석 업종별 산업재해 분포도
(안전보건공단, 2013)

작업관련성 질병은 전년도 5,972명보다 241명(4.0%) 증가하였고, 작업관련성 질병 중 뇌·심혈관 질환자는 684명으로 전년도 579명보다 105명(18.1%) 증가하였으며 신체부담작업으로 인한 질환(경견완장해 등)은 1,622명으로 전년도 1,438명 보다 184명(12.8%) 증가하였다. 업무상 질병자 비교도를 통해 작업관련성 질병 내에서도 신체부담 작업 즉 잘못된 작업행동과 요통이 근골격계 질환 주요 인자로 차지하고 있음을 알 수 있으며, 이에 대한 예방방안이 매우 시급한 실정이다(이창희, 2015).

작업장에서의 근골격계 질환의 산재 승인으로 인한 보험 급여액은 증가하고 있는 추세이며 이는 고려해야 할 부분이고 실제 2011년 근골격계 질환으로 인한 보험급여액은 961억 원으로 전체 보험급여액 중 2.7%에 불과하지만, 향후 노동인구의 고령화를 고려하면 더욱 증가할 가능성이 높다는 것이 일반적 견해이다(안전보건공단, 2014, 2015). 한편에서는 이러한 현황에도 불구하고 실제로 작업관련성 근골격계 질환의 규모는 더욱 클 수 있다는 의견도 있고 노동시장의 특성, 승인과정의 복잡함, 공상 제도를 통한 사업장내 체계, 근골격계 질환의 발생에 있어서의 업무관련성의 정도 파악의 어려움 등을 감안할 때 산재보험에 승인 신청을 않은 산재가 훨씬 더 많을 것으로 추정하고 있다.

〈업무상질병자 비교표〉

(단위 : 명)

구 분	총 계	직 업 병							작업관련성 질병				
		소 계	진 폐	난 청	금속 및 중금속 중독	유기 용제 중독	특정 화학물질 중독	기 타	소 계	뇌·심혈관 질환	신체 부담 작업	요 통	기 타
2012	7,472	1,500	897	275	3	9	39	277	5,972	579	1,438	3,792	163
2013	7,627	1,414	816	259	2	4	29	304	6,213	684	1,622	3,696	211
증 감	155	-86	-81	-16	-1	-5	-10	27	241	105	184	-96	48

※ 업무상질병자란 근로복지공단에서 산재보상지급이 결정된 자이며, 산재보상 인정범위가 확대됨에 따라 예방목적에 적합한 통계를 산출하기 위하여 '99년부터 업무상 질병을 아래와 같이 「직업병」과 「작업관련성 질병」으로 구분

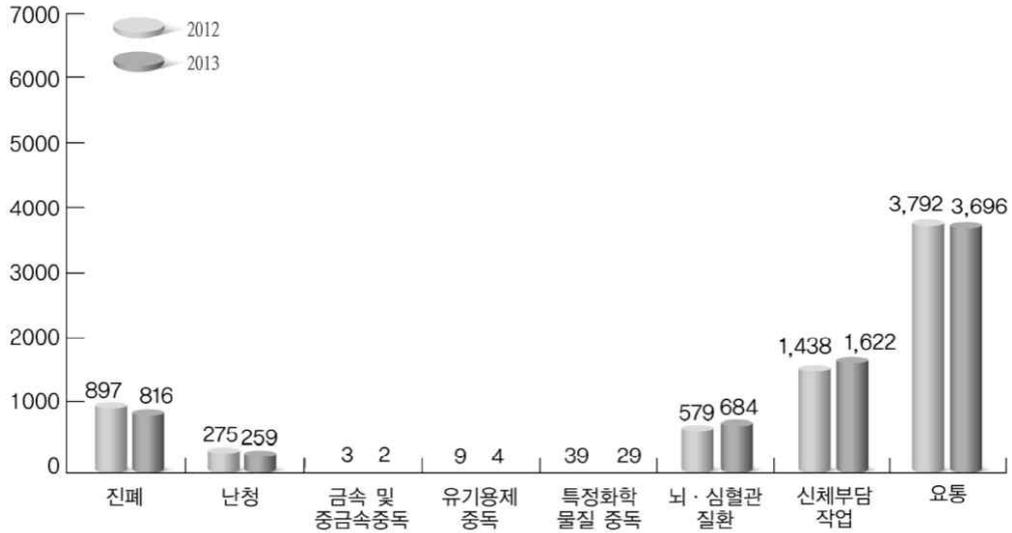
- 직업병 : 작업환경 중 유해인자와 관련성이 뚜렷한 질병(진폐, 난청, 금속 및 중금속중독, 유기용제중독, 특정화학물질 중독 등)
- 직업병 기타 : 물리적인자, 이상기압, 세균바이러스 등
- 작업관련성 질병 : 업무적 요인과 개인질병 등 업무외적 요인이 복합적으로 적용하여 발생하는 질병(뇌·심혈관질환, 신체부담작업, 요통 등)
- 작업관련성 질병 기타 : 과로, 스트레스, 간질환, 정신질환 등으로 인한 질환 등

[그림 2-6] 산업재해현황분석 업무상질병자 비교표(안전보건공단, 2013)

실제로 한국의 건강보험 자료를 이용하여 업무 관련성이 있을 것으로 판단되는 사례를 포함하여 분석한 결과 실제 재해율보다 2~3배 더 높을 것으로 추정된 연구도 있으며 이를 통해 산업장에서의 근골격계질환 예방을 위한 방안이 매우 절실한 실정이며 근골격계 질환 예방 및 개선방안 대책은 사업자 및 작업자 모두에게 매우 필요한 사항이다(이용철, 임복희, 박영희, 2010; 이용재, 2010).

〈업무상질병자 비교도〉

(단위:명)



[그림 2-7] 산업재해현황분석 업무상질병자 비교도(안전보건공단, 2013)

작업관련성 근골격계 질환은 작업관련성 위험요인(흔히 인간공학적 위험요인이라고 함)에 의해서 근육, 인대, 힘줄, 디스크, 연골 혹은 뼈나 관련 신경 및 혈관에 통증이나 기능저하를 가져오는 질환을 말한다(Driessen et al., 2010; Balagué, Mannion, Pellisé, & Cedraschi, 2012). 어깨, 팔, 손, 목 등 상지에 흔히 발생하여 경견완증후군, 또는 반복적인 동작에 의해서 손상이 누적된다고 하여 누적외상성 질환(CTD, Cumulative Trauma Disorders)이라고 불리기도 하였으나, 요통 및 하지 를 포함하여 작업관련성 근골격계 질환(WRMSD, Work-Related Musculoskeletal Disorders)이라고 용어가 정리되었다(da Costa, & Vieira, 2010; Long, Bogossian, & Johnston, 2013; Esmailzadeh, Ozcan, & Capan, 2014).

근골격계 질환은 그 증상이 가볍고 주기적인 증상에서 심각하고 만성적인 증상까지 다양하게 나타나고 근골격계 질환은 작업효율 및 작업자의 직접적인 일상생활과도 밀접하게 관련되어 있으므로 근골격계 질환 예방 작업환경을 제공해 주는 것이 매우 중요하다(Laisné, Lecomte, &

Corbière, 2012). 근골격계 질환은 업무 이외의 개체 요인(연령, 소인, 체력 등)이나 일상생활 요인(가사노동, 육아, 스포츠 등)이 관여하고 있으며 이들 질환에 대한 업무관련성 여부를 판단하고 질환별 위험요인에 대한 업무기인성 여부를 확인하여 작업자가 업무로 인해 과도하게 사용하는 것을 예방하여 근골격계질환이 발생하지 않도록 꾸준한 예방 및 관리가 필요하다(Cheng, Cheng, & Ju, 2013).

III. 연구과정 및 분석

3.1 연구과정

3.1.1 근골격계 질환 예방용 작업화 요구특성 및 환경분석

3.1.1.1 신발 주요 상용 부품의 한계점 및 성능평가 환경분석

부품별 물성은 전주기 기술을 응용한 아웃솔 물성은 NBS와 아크론 방식으로 테스트 하였으며 내구성은 모두 목표이상이었으나 난슬립용 SSBR을 사용하지 않은 물성치였으므로 난슬립용 SSBR을 사용한 부품용 소재(컴파운드) 개발을 실시하였다. 난슬립 기능성이 부여되는 아웃솔의 마모 기능은 일반 컴파운드 대비하여 저하되므로 SSBR을 적용한 소재 개발이 요구되었다.

경도가 낮은 인솔을 사용할 경우 발의 접촉면적이 증가하여 작업 시 발에서 발생하는 전체적인 압력이 경감되었으며, 경도가 높은 인솔을 사용할 경우 작업 시 발에서 발생하는 최대힘과 국부적인 최대압력은 감소되었다. 단시간 작업의 경우 발의 국부적인 부하를 낮추어 주는 것이 작업자의 안전과 발의 피로도를 경감시키는데 유용할 것으로 판단되나 장시간 작업인 경우에는 발의 전체적인 부하를 낮추어 주는 것이 작업자의 안전과 발의 피로도를 경감시키는데 효과적일 것으로 판단된다.

단시간 작업일 경우 경도가 높은 인솔을 사용하여 국부적인 부하를 경감시키는 것이 효과적일 것으로 판단되며, 장시간 작업일 경우 경도가 낮은 인솔을 사용하여 발 전체적인 부하를 경감시켜주는 것이 근골격계 질환 예방에 효과적일 것으로 판단된다. 족저압력 분석의 경우 작업환경 특성 상 장시간 작업이 이루어지므로 장시간 작업환경을 전제조건으로 하여 분석을 실시하였다. 최대힘(허용하중) 분석의 경우 30kg 들기 작업 시 허용하중 이상의 부하가 발생되지 않으므로 작업자가 이동하는 것을 고려하여 보행 시와 러닝 시 추가적인 실험이 필요하였다.

3.1.1.2 아웃솔 컴파운드 특성연구, 접착, 기능성 및 내답판 적용에 따른 기능성 보완검토

안전화용 아웃솔은 일반운동화, 간편화등 패션슈즈와는 달리 작업간에 안전사고로부터 발을 보호하는 중요한 역할이기 때문에 이런 특수성으로 인한 필수 기능성이 필요하고 그 중 제일 중요한 미끄럼 방지 성능과 마모성능이 필요하다. 일반 고무아웃솔의 난슬립 및 마모성 보완을 위해 SBR 종류 및 특성에 따른 컴파운드 특성의 파악이 필요하였다. SBR은 중합방법에 따라 유화중합(emulsion) SBR과 용액중합(solution) SBR로 나누어진다. 유화중합 SBR은 구조적으로 스티렌 함량과 부타디엔 함량에 따른 결합구조가 정형화 되는 반면 용액중합 SBR은 스티렌 함량과 부타디엔 함량 조절이 가능한 장점을 가진다(이성필, 2012; Oprisoni, Alshuth, & Schuster, 2008). 특히 부타디엔 비닐 결합구조는 점탄성 특성에 많은 영향을 미친다. Heinrich and Vilgis(2008)의 연구에 의하면 styrene 함량이 증가함으로써 인장강도, 인열강도 등과 같은 기계적 물성이 증가되지만 내마모성은 감소한다고 하였으며, 부타디엔 비닐 결합구조 함량이 증가됨에 따라 마찰계수도 증가한다고 하였다.



[그림 3-1] ESBR과 SBR의 비교

본 연구에서는 기존 안전화용 배합에 SSBR 소재를 적용함으로써 내슬립성과 내마모성이 우수한 안전화용 아웃솔 소재를 개발하기 위해 적용소재의 특성을 파악하고 base rubber의 함량을 조절, 가교 및 첨가제의 영향성을 평가하기 위한 연구를 진행하였다.

접착방식에 의한 기능성을 보완 하기위해 모듈 삽입형 솔을 적용하는 경우, 아웃솔과 갑피의 접착성이 굴곡시험에 따른 실패사례가 된다. 본 연구에서는 박리강도를 2.5kgf/cm를 기준으로 하였으나 이를 개선시키기 위해 2.5kgf/cm이상의 박리강도가 나오도록 개선할 필요가 있다고 판단하였다. 현장에서 사용하는 피착제별 선처리제를 조사하고 이중 개발과제에 적합한 피착제를 선정하였다. 현장 노하우도 중요하나 정확한 실험을 위해 선처리제의 사용용도에 알맞게 사용하고 있는 720번 프라이머(신세탁용)를 기준 용제로 선정하였다.

[표 3-1] 피착제별 선처리제 / 접착제 적용 현황

피착제	선처리제	접착제
고무	007	531 / 600
가죽	124	
신세탁	720	
메쉬+신세탁	760	
가죽+신세탁	720+730	

프라이머와 접착제를 동일한 기준으로 적용하고 접착제에 경화제를 달린 접착설계를 통해 접착방식에 의한 기능성 보완(박리강도)을 실시하였다.

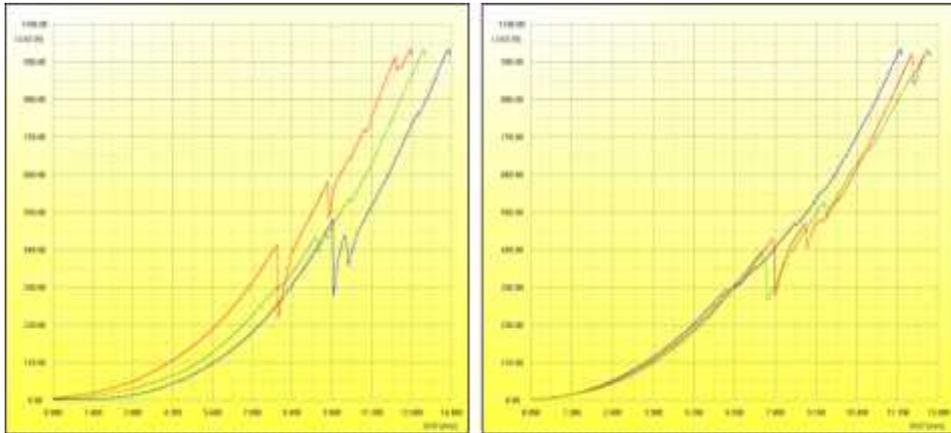
[표 3-2] 피착제별 선처리제 적용 현황

피착제	선처리제	접착제
신세탁	720	531
		600

내답판 적용에 따른 기능성 보완으로 초폼 및 시화시 일반 내답판(무명)을 사용하였으나 이후 사업화를 위해서는 균일한 내답성능을 갖는 부품을 적용할 필요가 있었다. 최종시제품 단계이후 시제품 제작을 위해 A사 내답판을 사용하여 시료별 균일한 내답성능이 발현되도록 하였다.



[그림 3-2] 내답판(좌:일반 우:A사)



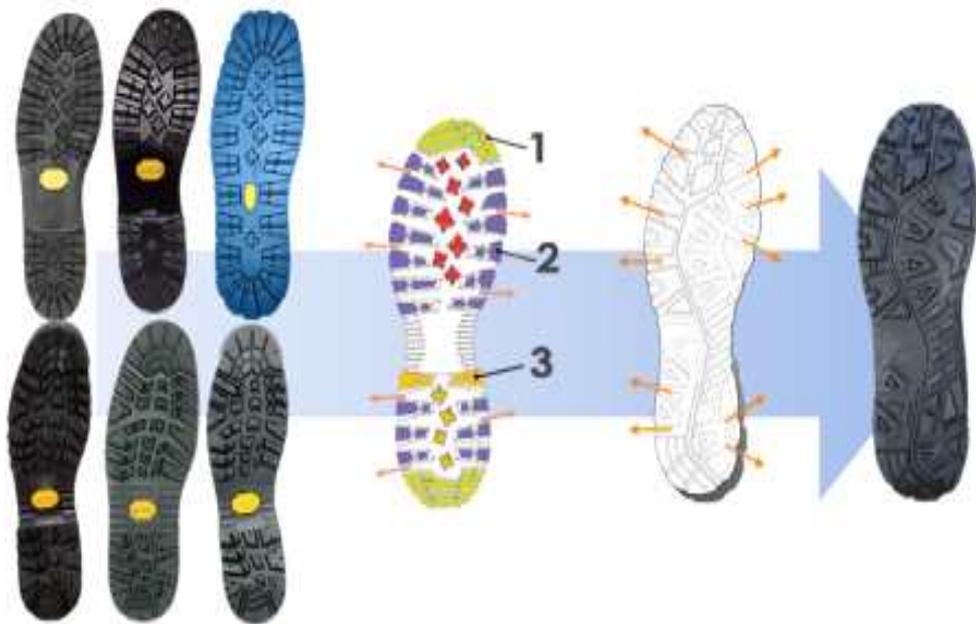
[그림 3-3] 내답판 비교테스트(좌:일반 우:A사)

3.1.1.3 미끄럼방지 아웃솔 스타드 패턴분석

솔 전문 글로벌 기업의 유사 카테고리인 Protective 카테고리를 선정하여 아웃솔 스타드의 패턴을 조사하였다. 물 또는 진흙빠짐 설계(화살표 방향), Grip성 적용된 넓은 contact area(1번), 안정성(Stability)와 높은 내구성(Durability)을 갖는 강화 스타드 적용(2번), 강력한 제동력을 갖는

넓은 수직방향의 스티드 적용(Vertical Heel Stud) 으로 구성되었다고 기본방향을 찾을 수 있었다.

미끄럼방지 아웃솔 스티드의 패턴 설계로 자료조사 및 분석된 결론을 바탕으로 스티드 디자인이 되었다. 스티드의 배열은 라스트 중심선을 기준으로 좌우측 대칭을 기본안으로 했으나 COP라인 등의 인체공학적 설계를 반영하였다. 최종안은 좌우 비대칭의 스티드 배열을 하였으며, 라스트 중심선을 기준으로 전족부에는 그립성, 후족부에는 제동성, 그 사이인 중족부에는 안정성을 제공하는 스티드를 배열하였다.



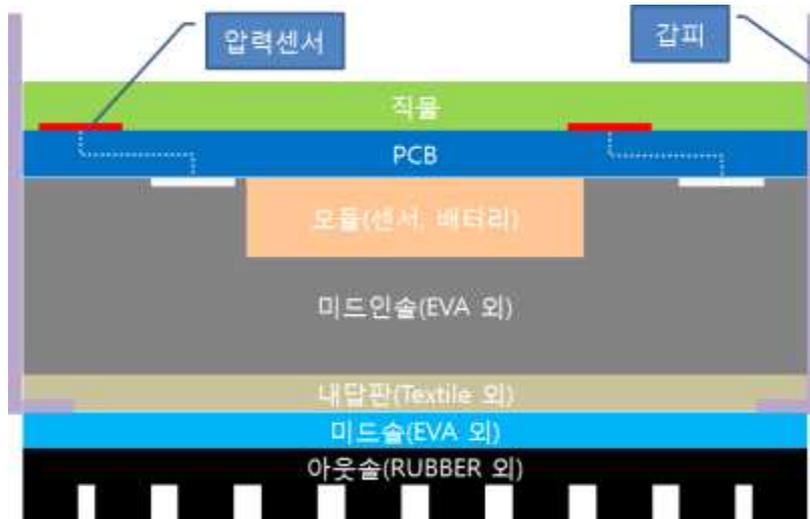
[그림 3-4] 완성형 스티드 패턴 설계 흐름도
(자료조사→분석→머지→완성)

3.1.1.4 충격흡수가 용이한 미드솔 설계 및 소재연구

솔의 구조는 근골격계 질환예방을 위해 모듈 및 센서류가 삽입되어야 하는 설계를 위해서는 모듈의 보호와 충격흡수 및 압력분산의 기능을 위해 미드솔은 두꺼워야 한다. 단순히 두껍기만 해서는 신발 또는 모듈중 하나에 문제가 있어도 함께 교체되어야 하는 부담이 있다. 따라서 이를 해결하고 기술의 발전에 따라 모듈이 삽입된 솔의 두께를 줄일 수 있도록 미

미드솔을 신발 내측에 위치하게끔 설계하였다. 이를 위해 더블라스팅을 고려하였으나 더블라스팅은 신발내측에 위치하는 미드솔이 고정식이므로 적절하지 않았다. 신발내측에 위치하며 고정식이 아닌 방법은 인솔형태이며 인솔형태에서 모듈을 삽입해야하므로 두꺼운 미드솔이어야 하므로 미드인솔로 명명하여 설계하였다. 모듈 보호를 위해 경도가 일반적인 미드솔에 비해 높은 소재로 미드인솔을 구성하였으며, 그 위에 압력센서를 놓고 착화자가 작업 및 보행시 센서에 가해지는 압력을 센서에 직접 전달하지 않으면서 착화자의 착화감 증진을 도모하기 위해 핫프레스 방식의 메모리폼을 적용한 인솔을 구성하였다.

미드솔 소재 연구결과 충격흡수용 미드솔 개발을 위해 경도가 다른 4종의 미드솔 소재의 반발탄성을 측정 하였다. 고탄성 제품, 충격흡수 기능성 제품과 유사한 경도의 일반제품 비교, 경도가 높을수록 반발탄성을 올라가는 것으로 확인되었다. 반대로 경도가 낮을수록 쿠션감은 좋은 반면 피로도가 올라감으로 적절한 충격흡수성능을 가지는 기능성 미드솔 소재에 대한 연구를 진행하였다. 고탄성 소재와 고충격흡수 소재 중 최종 개발 제품으로의 성형이 가능하고 미드인솔 형태로의 성형이 이루어 저야 함으로 작업공정상 개발이 가능한 범위 내에서 최적의 경도, 비중, 반발탄성을 도출하는 연구를 진행하였다.



[그림 3-5] 작업화 내부설계 참고도

[표 3-3] 경도 및 기능성 미드슬용 시편

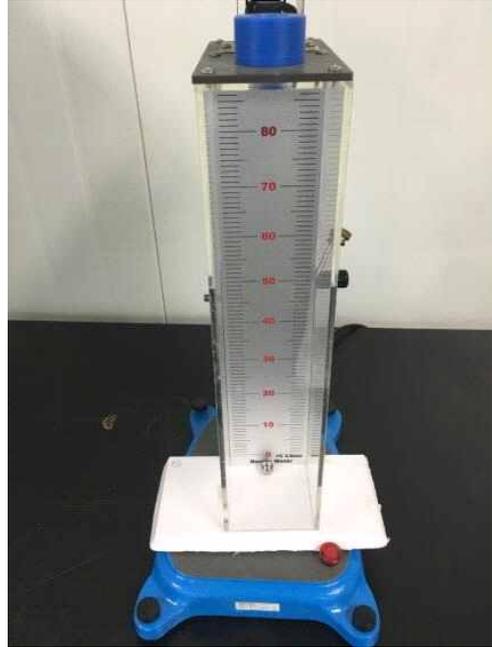
	경도	비중	반발탄성
A (고탄성)	60C	0.23	55
B (고충격흡수)	45C	0.22	17
C (일반 1)	45C	0.21	35
D (일반 2)	40C	0.20	28



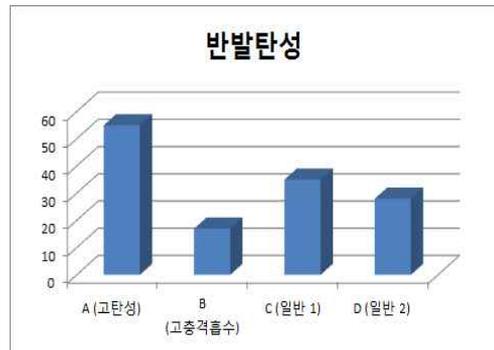
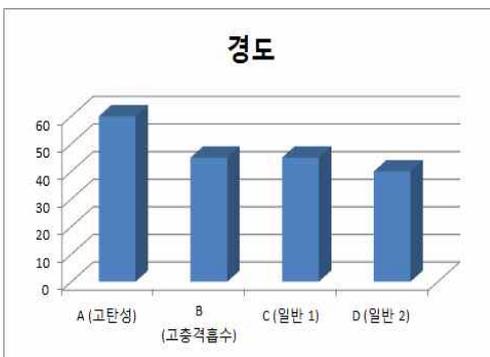
[그림 3-6] A,B,C,D 시편 사진



[그림 3-7] 경도 측정계

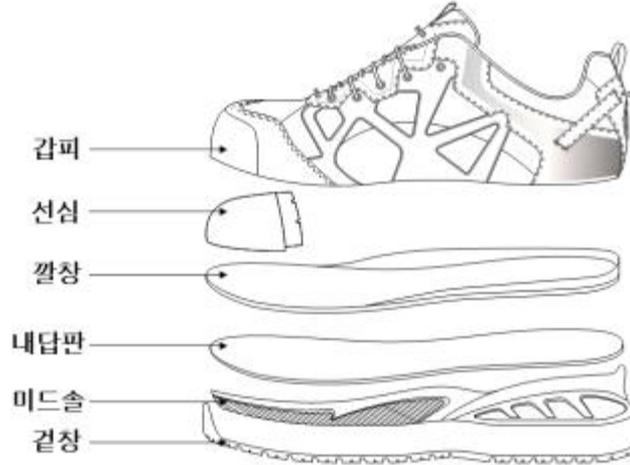


[그림 3-8] 반발탄성 시험기



[그림 3-9] 시험 결과 그래프

3.1.1.5 충격흡수가 용이한 근골격계 질환 미드솔 구조 연구
 작업화 내부의 미드솔 위치 연구로 일반적인 안전작업화의 내부구조는 아래의 그림과 같다.



[그림 3-10] 일반적인 안전작업화의 구조

구성요소는 안창, 내답판, 미드솔, 아웃솔 등이며 일반적인 구조가 아닌 모듈을 삽입하는 기능을 갖음과 동시에 모듈보호, 충격흡수에 용이한 구조를 연구하였다. 작업장에서의 내답 기능으로 발 및 모듈을 보호케 하기 위해서는 아웃솔과 내답판을 맞게 하며 모듈을 보호하는 쿠션역할과 족부 충격흡수 가능한 미드솔을 신발 안쪽에 위치케 해야한다. 또한 족부 압력을 골고루 분산케하는 기능을 갖도록 해야하므로 그림의 ‘구조 2’에 해당하는 배열을 갖도록 해야 한다.



[그림 3-11] 안전화(작업화) 솔 구조 설정의 다양한 시도

3.1.1.6 모듈삽입구조 및 갑피 노출형 설계 비교검토

모듈 삽입구조와 갑피 노출형 설계를 비교하였다. 갑피 노출형 보다 모듈 보호성, 압력센서 근접성의 이유로 모듈 삽입형 구조가 안전하고 내구성 저하 요인을 제거하는 구조라고 할 수 있다. 또한 갑피 노출형의 장점이자 모듈 삽입형 구조의 단점을 보완하기 위해 기술적으로는 전원공급방식인 무선충전방식을 보완하였다.

[표 3-4] 모듈 삽입형 및 갑피 노출형의 장단점 비교

	장점	단점
모듈 삽입형	모듈 물리적 보호 외관상 차이 없음	모듈 워킹/충전여부 확인 곤란(별도 설치)
갑피 노출형	모듈 선택적 착탈 충전 및 배터리교체 용이	모듈 물리적 충격노출 외관상 드러남

모듈 삽입구조는 힐스트라이크의 충격을 고스란히 받도록 되어 있는 구조로 내구성에 문제가 될 수 있다. 따라서 보완 및 해결방법으로 모듈의 내구성을 보완하도록 설계가 필요하고, 중족부 부위의 경우 보행 시 발이 지면에 착지 후 무게 및 중심이동이 원활히 이루어지도록 이동시켜주며, 몰드 들기작업 및 이동 시 발 전체 부위에서 충격을 가장 적게 받는 부위이다. 보행주기(입각기+유각기)에서 입각기(Stance phase) 구간에 발생되는 Heel Strike, Midstance, Toe Off의 원활한 보행 패턴을 이루어 내기 위해서는 중족부 부위가 원활히 잘 움직여 주어야 함으로 모듈 삽입 시 보행 및 이동의 움직임에 부하를 발생시키지 않는 위치를 찾아내는 것이 중요하다. 그러므로 모듈의 소형화 및 전원공급 장치의 배치가 가능한 횡아치 및 종아치의 교차점, 족저압력의 분포를 분석한 중족부지점에 삽입구조를 생성하는 것이 필요하였다.

3.1.1.7 압력센서, 관성센서 모듈 설계

본 연구에서는 신발 부품구조의 최적화를 위해 모듈 삽입구조를 설계하였다. 메인 PCB 두께 3mm로 후족부의 충격하중을 최소화하기 위한 방법 제시하였으며 전체적인 두께가 두껍고, 충전 효율과 제작의 편의성이 떨어져 디자인의 변경이 필요하였다.



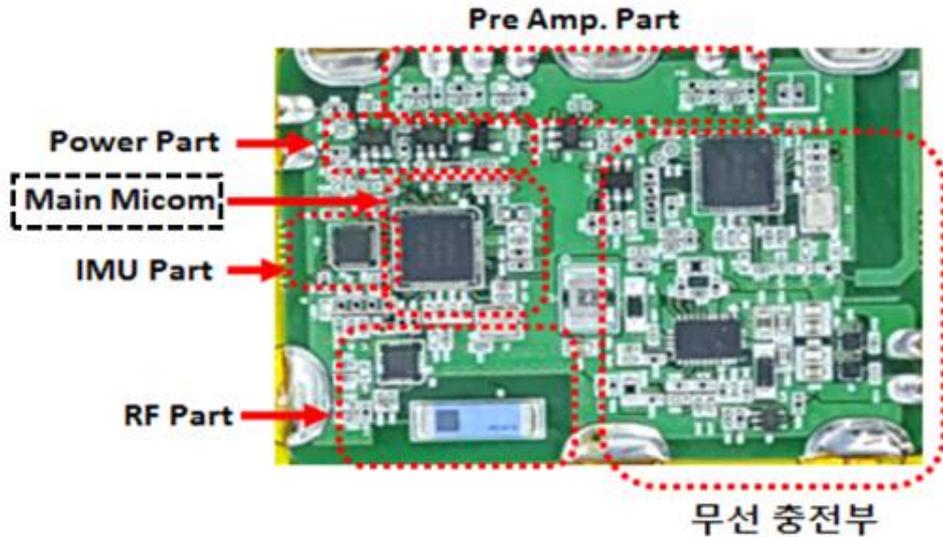
[그림 3-12] 족저압측정시스템이 장착된 신발 아웃솔

디자인은 안전화 내부에 삽입되는 형태의 압력센서의 디자인이 필요하였다. 설계 기준 모델 280mm 선정하였으며 260mm, 230mm 안전화에 맞는 압력센서 모듈을 디자인 병행하였다. 메인모듈의 위치는 후족부에서 중족부로 변경 하였으며 보행 시 충격으로 인한 파손과 변형을 최소화 할 수 있는 구조로 설계하였다. 디자인 수정은 압력센서 디자인에 대한 검토 내용을 적용하여 압력센서의 위치를 설계하였으며 압력센서 보드 및 센서를 위치하였다.

- 1) 압력센서, 관성센서 모듈 설계를 위해 HW 설계를 진행하였다.
 - 가) 신발내에 삽입되는 구조로 인체의 충격 하중과 습기, 먼지 등에 의한 오염과 파손으로 부터 방지할 수 있는 구조가 필요하였다.

또한 후측부에 설치된 메인 모듈 위치에 대한 변경사항을 검토 및 적용하였고, 후측부에서 중측부로 메인 모듈 이동하여 메인모듈 두께를 3mm에서 1.6mm로 변경하였다.

나) 압력센서와 IMU센서를 메인 모듈과 무선 충전 모듈 메인 모듈 안에 배치하였고, 메인 모듈 안에 압력센서, IMU 센서, 전원 모듈, 무선 충전 모듈 등을 배치하여 집적화 하는데 성공하였다.



[그림 3-13] Main Control Board

다) Main Micom 개발 스펙

- ① Single chip, highly flexible, 2.4 GHz multi-protocol SoC
- ② 32-bit ARM Cortex-M4F Processor
- ③ 1.7v to 3.6v operation
- ④ 512kB flash + 64kB RAM
- ⑤ PPI - maximum flexibility for power-efficient applications and code simplification
- ⑥ Automated power management system with each peripheral
- ⑦ 3 x Master/Slave SPI
- ⑧ 2 x Two-wire interface (I² C), UART (RTS/CTS)

- ⑨ 12-bit ADC
- ⑩ Real Time Counter (RTC)
- ⑪ On-chip balun

라) 관성 센서 개발 사양

[표 3-5] 관성 센서 개발 사양

	센서명	Range	Sensitivity	Freq. (max)	Operating Temp.
Acceleration	MPU9250	±16g	0.73mg/digit	200 Hz (1KHz)	-40~85° C
Gyroscope	MPU9250	±2000Deg./S	16.4mdps/digit	200 Hz (1KHz)	-40~85° C
Compass	MPU9250	±8Gauss	5milli-gauss	200 Hz (220Hz)	-30~85° C

① 자이로스코프 : 3축

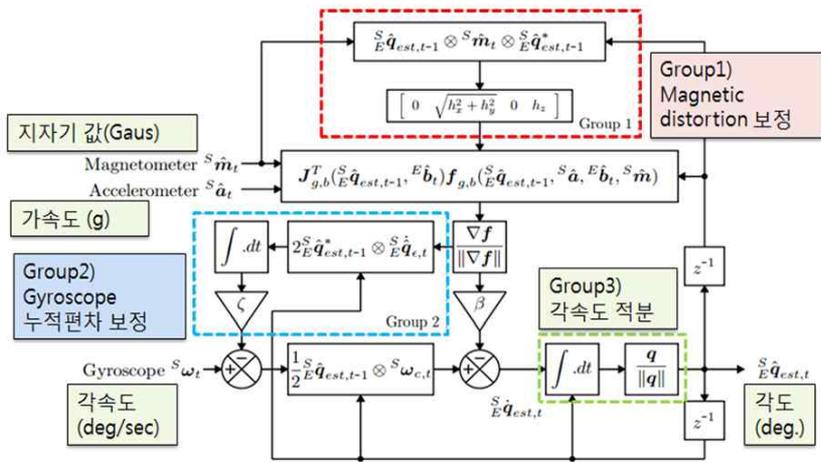
- Digital-output : triple-axis angular rate sensors
- Range : ±250, ±500, ±1000, and ±2000° /sec and integrated 16-bit ADCs
- Digitally-programmable low-pass filter
- Gyroscope operating current: 3.2mA
- Sleep mode current: 8μA
- Factory calibrated sensitivity scale factor

② 가속도계 : 3축

- Digital-output : triple-axis accelerometer
- Range : ±2g, ±4g, ±8g and ±16g and integrated 16-bit ADCs
- Accelerometer normal operating current: 450μA
- Low power accelerometer mode current: 8.4μA at 0.98Hz, 19.8μA
- Sleep mode current: 8μA

- User-programmable interrupts
- Wake-on-motion : interrupt for low power
- ③ 지자기계 : 3축
 - Triple-axis silicon monolithic Hall-effect magnetic sensor
 - Wide dynamic measurement range and high resolution
 - Output data resolution of 16 bit
 - Full scale measurement range is $\pm 4800\mu T$
 - Magnetometer normal operating current: $280\mu A$ at 8Hz repetition rate

④ 오일러 각도 계산을 위한 알고리즘



[그림 3-14] 오일러 계산 알고리즘 모식도

Group 1 : 현재의 지자기 값, 가속도 값, 바로 전 시간의 각도 성분을 이용해 지자기 왜곡 보정량을 계산하여 쿼터니언화된 각속도에 지자기 왜곡을 보정하였다.

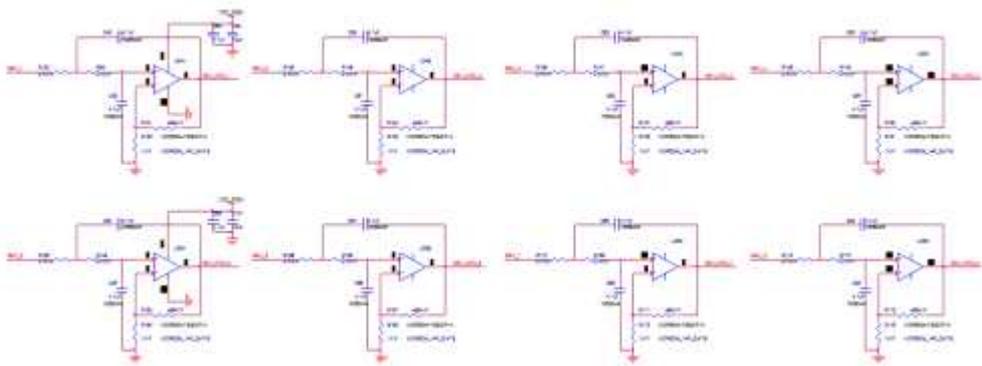
Group 2 : 바로 전 시간의 각도 성분과 Group 1 에서 지자기 왜곡이 보정된 각속도 성분을 쿼터니언 곱을 하여 적분 후 Gyroscope 누적편차를 보정하였다.

마) 압력 센서 개발 사양

- ① 기존 ADC 10bit로 해상도 낮음
- ② 12bit 해상도를 가진 전용 micom을 적용
- ③ ADC Specification
 - Eight Low-Noise PGAs and Eight High-Resolution ADCs
 - Low Power: 0.75 mW/channel
 - Input-Referred Noise: $4 \mu\text{VPP}$ (150 Hz BW, $G = 6$)
 - Input Bias Current: 200 pA
 - Data Rate: 250 SPS to 32 kSPS
 - CMRR: -115 dB
 - Programmable Gain: 1, 2, 3, 4, 6, 8, or 12
 - Unipolar or Bipolar Supplies: $\text{AVDD} = 2.7 \text{ V to } 5.25 \text{ V}$

④ Amp. Design

- 기존 저항이 10M에서 100K옴으로 압력에 따라 변화기 때문에 기존 전압만 주고 레퍼런스 저항과 같이 사용할 경우 증폭회로를 사용하지 않아도 된다. 본 연구에서도 실제 사용 가능한 회로로 설계하였다.



[그림 3-15] Amp. Design

바) 무선통신 모듈 설계

- ① ISM Band의 2.4GHz 대역 적용
- ② Zigbee, Bluetooth, WiFi, RF 등의 통신 규격이 사용되고 있는 영역
- ③ RF와 Bluetooth 통신 대역 사용함

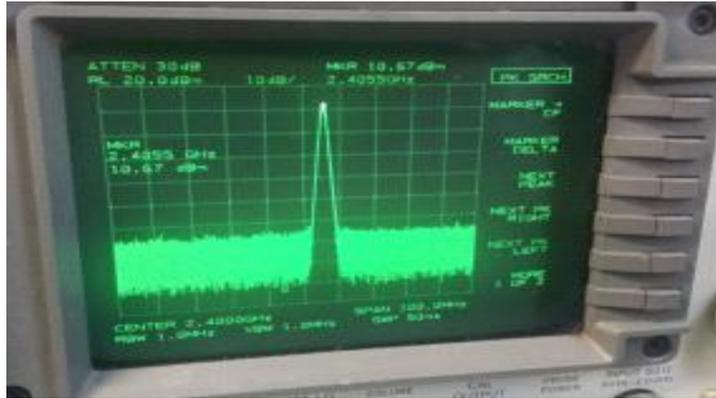
사) 2.4 GHz transceiver

- ① 96 dBm sensitivity in Bluetooth low energy mode
- ② Supported data rates: 1 Mbps, 2 Mbps Bluetooth low energy mode
- ③ 20 to +4 dBm TX power, configurable in 4 dB steps
- ④ On-chip balun (single-ended RF)
- ⑤ 5.3 mA peak current in TX (0 dBm)
- ⑥ 5.4 mA peak current in RX
- ⑦ RSSI (1 dB resolution)

아) PA, LNA Amp 설계

- ① 무선 통신 제품의 RF 출력은 일반적으로 0dBm, 유효 거리가 10m 내외이다.
- ② 본 제품의 경우, 신발내에 삽입되는 구조이고, 매우 열악한 환경에서 사용되기 때문에 송수신 출력이 강해야 된다.
- ③ 본 제품의 RF 출력은 10dBm 상향 조정하였다,
- ④ 국내 전파 인증에 유효한 출력이 10dBm이내이기 때문에 선정된 값이다.
- ⑤ 2.4 GHz ZigBee high-power single-chip, single-die RF front-end IC
- ⑥ Single-ended 50 Ω input and output ports
- ⑦ Integrated PA with up to +22 dBm output power
- ⑧ Integrated LNA with 2.5 dB noise figure

- ⑨ Transmit/receive switch circuitry
- ⑩ High transmit signal linearity meeting standards for OQPSK modulation
- ⑪ Full on-chip matching and decoupling circuitry



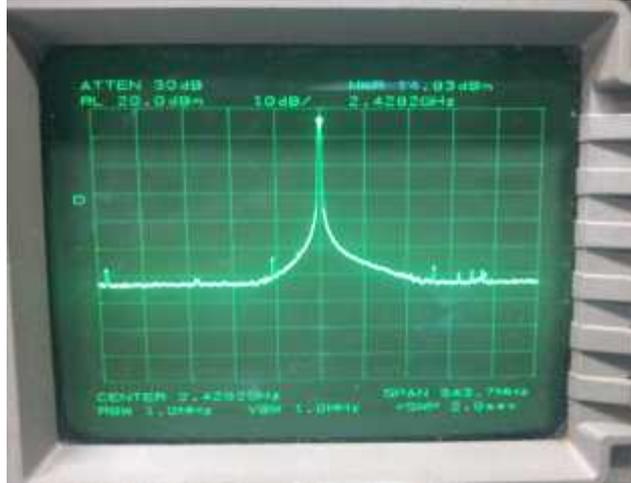
[그림 3-16] 개발 제품의 RF 출력 측정 자료

자) 2.450 GHz Harmonic Low Pass Filter

- ① 무선 통신 제품은 전파 인정에 따른 RF 출력 정확도 100KHz 이내이다.
- ② 본 제품 역시 RF 출력 정확도를 맞추기 위해 전용 IC를 사용하였다.

차) RF Output Test

- ① 본 제품의 최대 RF 출력은 15dBm까지 확보하였다.
- ② 국내 전파 인증에 유효한 출력이 10dBm이내이기 때문에 최대 출력을 10dBm으로 설정하였다.



[그림 3-17] 센서 모듈의 RF 출력 시험 사진

- ③ Open field RF Test : 50m 이내 양호
- ④ 장시간 사용 가능한 저전력 전원부 모듈로 설계하였다.
- ⑤ 본 제품의 사용 시간은 최소 10시간 이상으로 설계되었다.
- ⑥ 최소, 저전력 회로의 개발이 요구되었다.
- ⑦ 시스템의 대기전압과 사용전압, 무선 송신부의 출력 전압 등을 최소로 하기 위한 저전력 전원부를 설계하여 적용하였다.
- ⑧ Input Voltage Range: 2.7 V to 6.5 V
- ⑨ Ultralow IQ: 1 μ A
- ⑩ Reverse Current Protection
- ⑪ Quiescent current of only 1 μ A makes SHDN: 150 nA
- ⑫ Supports 200-mA Peak Output
- ⑬ Low Dropout: 245 mV at 50 mA
- ⑭ Available in Fixed-Output Voltages: 1.2 V to 5 V

카) FW 설계

- ① 멀티 채널 통신 모듈 알고리즘 개발
- ② 본 제품의 무선 통신 개수 : 3개(왼발, 오른발, IMU)
- ③ 무선 통신의 경우 1대 다의 경우 특수 알고리즘이 필요하였다.

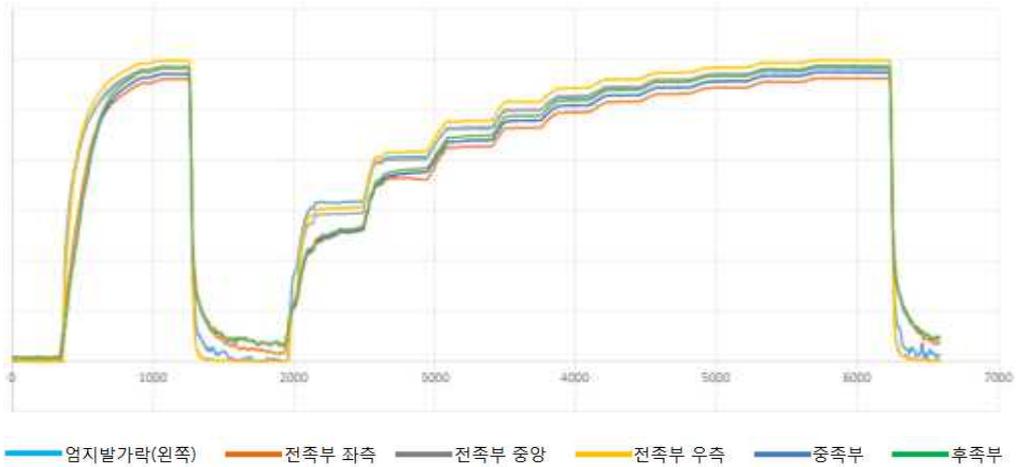
- ④ 본 연구에서는 시분할 방식을 적용하여 순차적으로 데이터를 보내는 방식을 개발하여 적용하였다.
- ⑤ 즉 0번 센서가 데이터를 보내고, 1번, 2번 ... n번, 다시 0번 1번, n번 순으로 데이터를 전송하는 알고리즘이 개발되어 적용하였다.

타) Euler Angle 알고리즘 개발

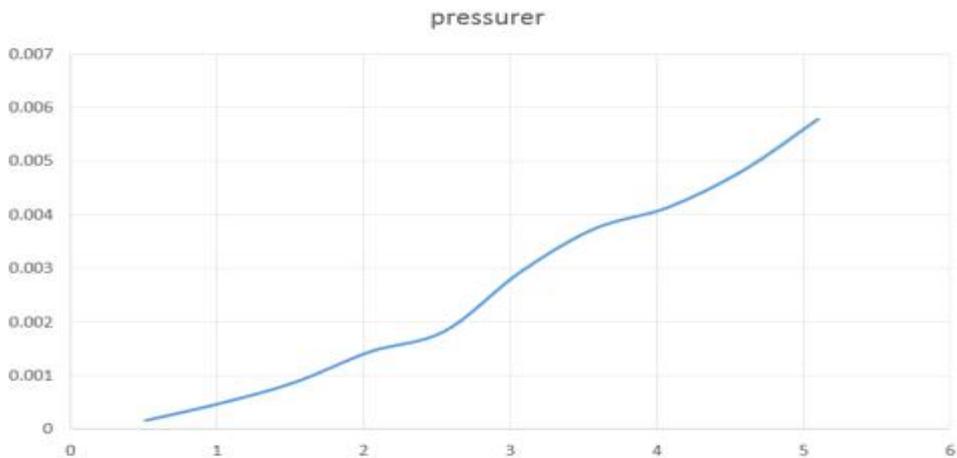
- ① 모션센서는 가속도, 자이로, 컴퍼스 센서를 이용하여 회전각을 검출
- ② 기존 연구에서는 Yaw축에 대한 드리프트 개선과 2중 적분에 의한 적분 오차를 줄이기 위한 방법들이 제시되어 왔으나, 완벽하게 해결되지는 못하였다.
- ③ 본 제품의 경우 자이로센서와 가속도 센서만을 이용한 Euler Angle 알고리즘을 개발하여 적용하였다.
- ④ 개발 제품의 경우 Yaw축에 대한 사용 정보가 필요하지 않아 선행연구에서 제시되고 있는 드리프트에 의한 영향을 최소화 할 수 있었다.

파) 압력센서 추정 알고리즘 개발

- ① 압력센서의 최대 사용범위 500KPa
- ② 모든 센서는 각각의 센서에 대한 캘리브레이션 데이터가 적용되어야한다.
- ③ 본 연구에서는 각각의 센서들에 대한 500KPa까지의 캘리브레이션 데이터를 평균한 값을 적용하였다.
- ④ 초기 5bar까지 압력을 가한 후 0.5bar 간격으로 압력을 증가시키면서 데이터를 수집하였다.
- ⑤ 수집된 데이터를 이용하여 캘리브레이션 팩터를 계산하였다.
- ⑥ 각각의 압력에 대한 캘리브레이션 팩트를 적용하였다.



[그림 3-18] 사용된 센서들에 대한 압력특성



[그림 3-19] 캘리브레이션데이터가 적용된 후의 압력특성

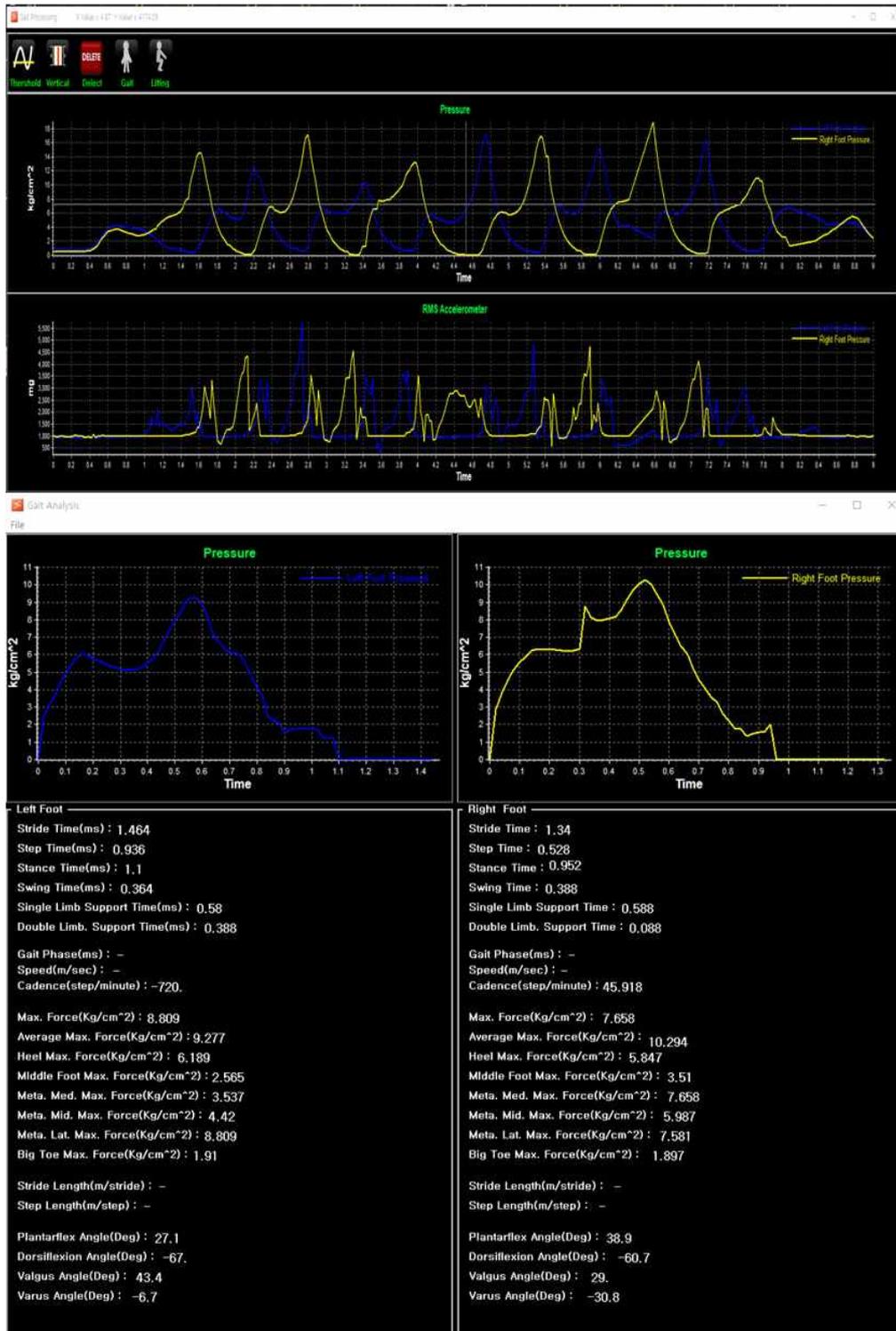
하) 모니터링 어플리케이션 프로그램 개발

- ① 실시간 데이터 모니터링을 확인하기 위한 어플리케이션 개발
- ② 각각의 센서에서는 50Hz의 데이터가 50Byte로 입력되고 있고, 이를 처리하기 위한 알고리즘과 데이터 프로세싱 알고리즘, 측정 및 분석 알고리즘이 적용되어 있다.
- ③ 아래 그림은 본 연구에서 개발하여 사용하고 있는 실시간 모니터링 어플리케이션 메인 화면이다.



[그림 3-20] 실시간 모니터링 어플리케이션 프로그램

- ④ 각각의 센서들에 대한 정보들을 변경할 수 있도록 어드레스방식 적용
- ⑤ 각각의 센서들에 대한 RF 송수신 채널 설정, Euler angle 변수 설정, 샘플링 시간 변경 등등의 각종 개발 변수들을 실시간으로 수정할 수 있도록 송수신 환경이 적용되어 있다.
- ⑥ 보행에 따른 보행인자와 보행 속도, 스텝, 거리, 소모 칼로리 등을 계산할 수 있는 알고리즘이 적용되어 있다.
- ⑦ 실시간 모니터링 어플리케이션 프로그램의 분석용 화면
- ⑧ 본 연구에서는 보행에 따른 각종 보행 인자를 계산할 수 있는 알고리즘이 적용되어 있다.



[그림 3-21] Gait and Lifting Analysis Module

3.1.1.8 무선충전을 통한 전력공급 및 저전력 모듈설계

자기공명무선충전으로 본 연구에서는 신발 내에 삽입된 무선충전기가 설치되어 있기 때문에 충전거리가 최소 30mm이상 확보해야하고, 왼발과 오른발을 동시에 충전해야하기 때문에 1대 다 무선충전 방식이 되어야 한다. 이 같은 방법을 제공하는 무선 충전 방식은 자기공명이기 때문에 본 연구에서는 자기공명 무선충전 방식을 선택하였으며, 무선충전 TX 회로 개발은 본 연구에서 자기공명 무선충전 방식을 적용하였다. 자기공명 방식에 의한 무선 충전이 일반화 되지 않아 본 연구에서는 무선 공진 전용 IC를 적용하여 설계하였다. 최대한의 무선 충전 거리를 확보하기 위해 무선 충전 안테나의 설계와 충전 주파수의 튜닝이 이루어 졌고, 최적의 충전용 안테나 설계가 적용되어 있다.



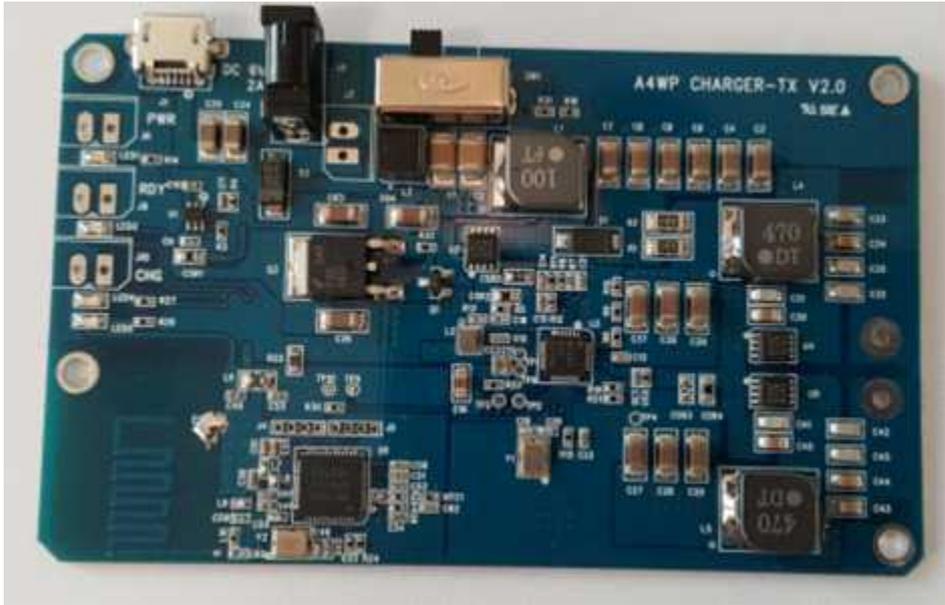
[그림 3-22] 자기공명 무선충전회로 1차 모듈(TX Part)

- 1) 자기공명 무선 충전 스펙은 아래와 같다.
 - 가) Highly integrated and efficient wireless power transfer controller

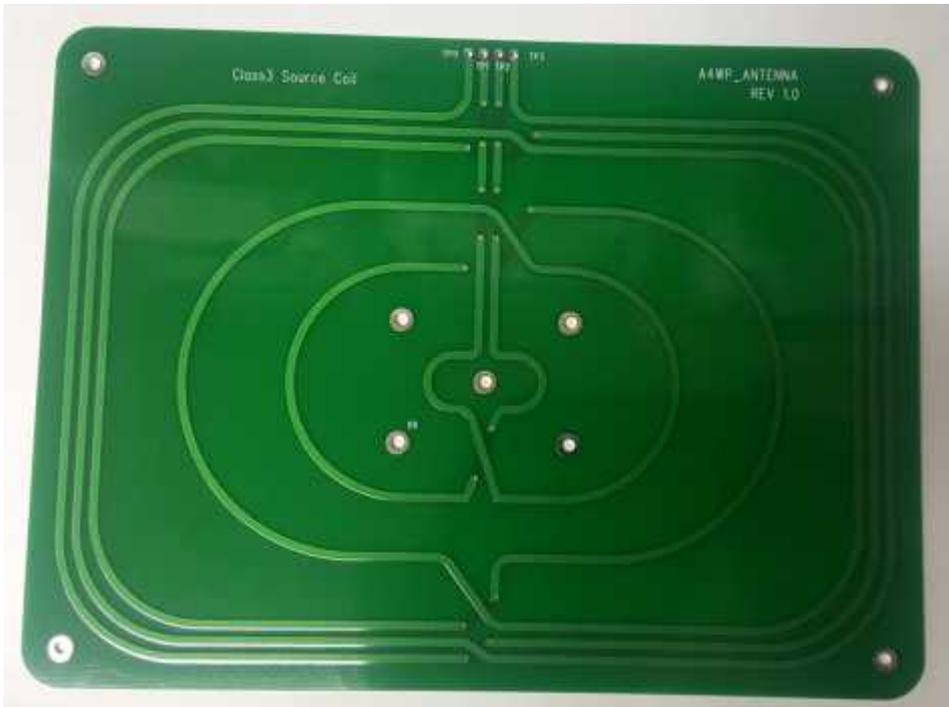
- 나) Support dual modes for input power
 - ① Boost mode support DC adaptor input
 - ② AC-DC mode support AC-DC system like SMPS
- 다) Boost controller
 - ① I2C adjustable output voltage for wireless power control
 - ② I2C adjustable current limit
- 라) CV/CC controller for AC-DC mode
 - ① I2C adjustable CV control for wireless power control
 - ② I2C adjustable current limit for CC control
- 마) Integrated crystal oscillator
 - ① 6.78MHz clock output with 13.56MHz crystal
- 바) Differential high speed and current gate driver for class-E amplifier
- 사) 10-bit ADC for current/voltage sense
- 야) Dimmable LED driver for status indication
- 자) Synchronous buck converter
 - ① 5V, 200mA
 - ② bypass function for low input voltage
- 차) Low dropout regulator
 - ① 3.3V, 50mA - for Bluetooth or MCU

2) 2차 회로 개발내용은 다음과 같다.

- 가) 1차 회로에서의 단점 보완,
- 나) 충전 거리를 늘리기 위한 안테나 설계 변경
- 다) 충전 효율을 높이기 위한 전원부 설계 변경

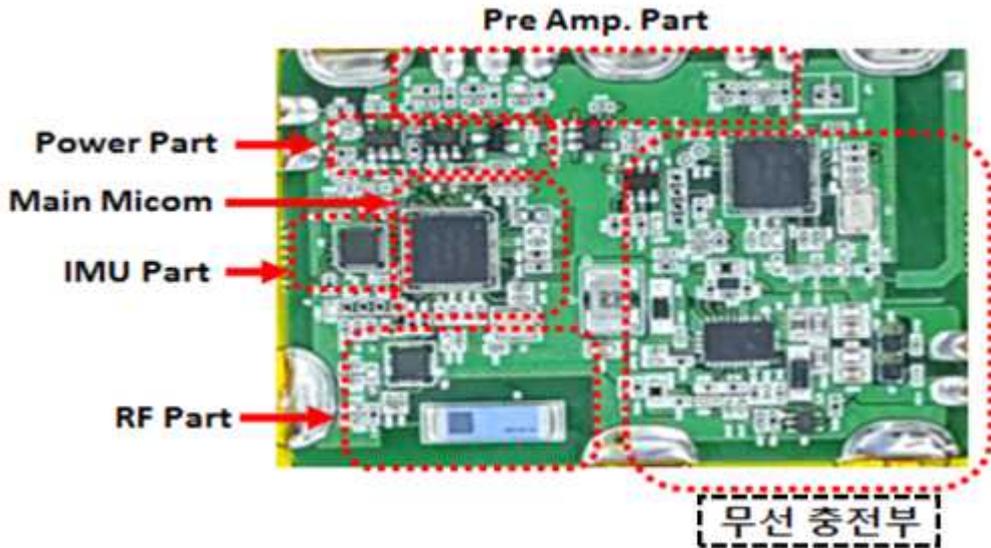


[그림 3-23] 자기공명 무선충전회로 2차 모듈(TX Part)



[그림 3-24] 자기공명 무선충전 모듈 안테나 (TX Part)

무선충전 RX 회로 개발은 무선 충전은 송신부와 수신부로 구성되어 있어, 송신부의 경우 대형 안테나를 설치하여 전력을 송신하고, 수신부의 경우 대부분이 제품내에 실장되어 있는 관계로 안테나의 면적이 작고, 패턴 매칭을 하기가 어려운 환경이다. 본 연구에서도 수신부 안테나는 센서 보드에 적용되어 있고, 반대면에 센서가 부착되어 있어 안테나 매칭에 상당한 어려움이 있었다. 무선 충전부의 송수신 안테나 매칭은 충전 효율과 매우 민감하게 적용되기 때문에 최적의 매칭을 찾기 위한 다양한 안테나 설계기술이 적용되었다. 본 연구에서는 다양한 안테나 매칭 설계를 통해 최적의 매칭 형태를 설계하였으며, 센서보드에 최적의 매칭 안테나 패턴이 적용되어 있다.



[그림 3-25] 메인보드 내의 무선 충전모듈

3) 무선충전부의 수신부 스펙은 다음과 같다.

가) High Efficiency Wireless Power Receiver

나) All Integrated Single Chip Solution

① 6.78MHz AC rectifier

② Synchronous buck converter

③ Low dropout regulator for external device powers

④ 10 bit ADC.

다) Rectifier Operation

- ① Over 90% efficiency when normal load condition
- ② Wide operating range of VRECT

라) Synchronous Buck Converter

- ① Max 1A, 5V Buck output

마) Low dropout regulator

- ① 50mA, 3.3V LDO for WiFi and Bluetooth

바) Voltage & Current sensing

- ① Rectifier and Buck output voltage
- ② Rectifier and Buck output current sensing

사) NTC for temperature monitoring available

야) I2C interface

자) Over voltage / current protection

- ① Over voltage protection for Rectifier : 17.5V
- ② Over voltage protection for Buck : 5.4V
- ③ Over current limit for LDO : 200mA

차) Thermal shutdown

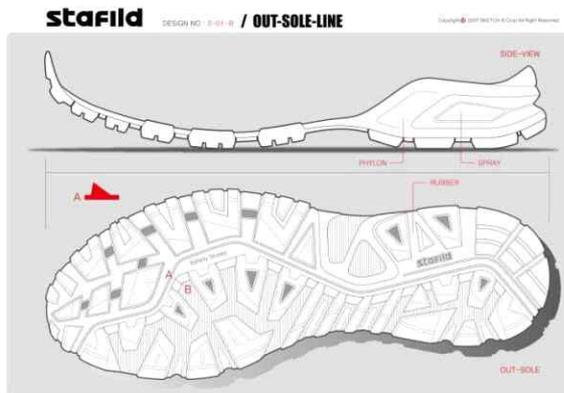
3.1.1.9 디자인 설계 및 보완

갑피 디자인은 시제품이 단순한 패턴이 적용되어 재봉공정은 용이하고 PCB기판의 삽입, 제거에 용이하게 설계되어 작업화로는 적절하나 안전화로 사용되기 위한 스틸토 삽입에는 적절하지 않으며, 단순한 패턴으로는 추후 상업화에 적절하지 않으므로 이를 보완하는 디자인을 적용하였다.



[그림 3-26] 갑피 디자인-1

솔 디자인은 솔 형태에 모듈삽입을 구현하는 경우 발생할 수 있는 신발 제화공정은 더블라스팅 공법으로 적용이 가능하다. 그러나 더블라스팅 공법으로 적용하는데 디자인적으로는 희소성이 있지만 갑피와 솔의 밸런스를 깨뜨리는 디자인적 단점이 있다. 그 외 제화 공정상의 문제로 생산성이 나오지 않는 문제가 있으며, 현재 일반적인 신발은 하루 생산 1500~2000족이나 토캡이 적용되는 제품의 경우, 라인당 4~500족으로 하루 생산량에 미치는 영향이 크다. 안전화의 경우 공급단가가 비싼 편이 아니므로 생산성을 위해서는 솔 디자인이 희소성 있는 더블라스팅보다는 일반적인 형태에서 모듈 삽입형 구조가 가능하도록 하는 연구가 필요하였다. 미드인솔 형태의 모듈삽입형 솔이 적용되며 기존 안전화 스타일을 따라가는 디자인에 대한 연구를 진행하였다.



[그림 3-27] 아웃솔 디자인-1

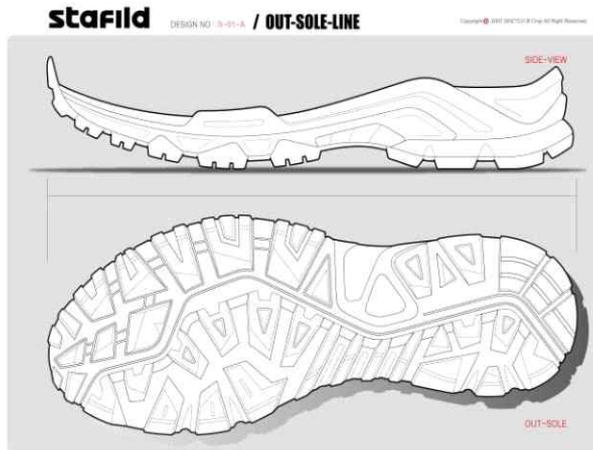
갑피 디자인은 패턴, 컬러 등은 그대로 사용하되 솔 디자인의 변경에 따라 프로파일만 변경하여 적용하였다. 물체의 운반이나 무거운 짐을 옮기는 작업자의 후족제어에 대한 안정성을 고려하여 작업 시 발목을 지지하여 발의 근 골격계 질환예방 및 안정성을 제어해 줄 수 있는 하이탑 디자인으로 갑피 디자인을 수정하여 적용하였다.



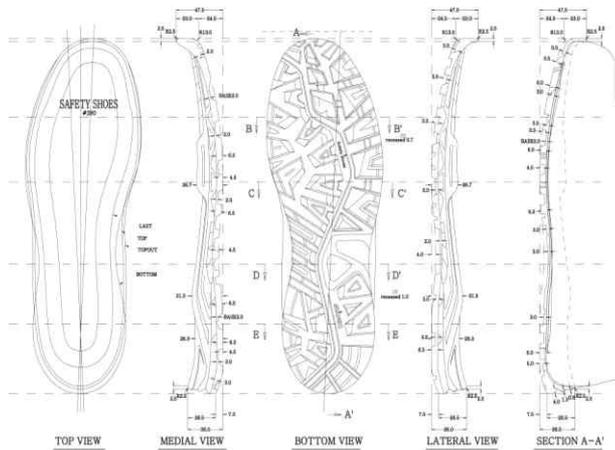
[그림 3-28] 갑피 디자인-2

솔 디자인은 더블 라스팅 공법을 사용하지 않으면서 모듈 삽입형 솔을 필요에 따라 탈부착 할 수 있도록 하기 위해 일반적인 미드솔을 포함하는 아웃솔형태의 솔 디자인을 채택하였다. 아웃솔의 월을 높여 측면 프로파

일을 형성하도록 하였다. 아웃솔의 내부에 EVA 폼을 재단하여 삽입하도록 하여 기본적인 솔의 기능을 하게 하였으며, 신발의 갑피 내측에 위치하게 되는 미드인솔은 모듈을 삽입시킬 수 있도록 하며, 충격흡수와 에너지리턴을 할 수 있는 소재를 적용하도록 하였다. 디자인 진행 후 아웃솔과 미드솔의 두께 조정을 2, 3차에 걸쳐 진행한 후에야 안전화로서의 기준에 부합하는 솔 디자인 및 설계를 완료하였다.



[그림 3-29] 아웃솔 디자인-2



[그림 3-30] 솔 2D 설계도

[표 3-6] 아웃솔 주요요소 변경내역

	1차	2차	3차
니꾸	5mm	3mm	2mm
조각	4.5~7.5mm	4.5~7.5mm	4.5~6.5mm

3.1.2 연구제품의 구조개선

3.1.2.1 사이즈별 모듈위치 수정

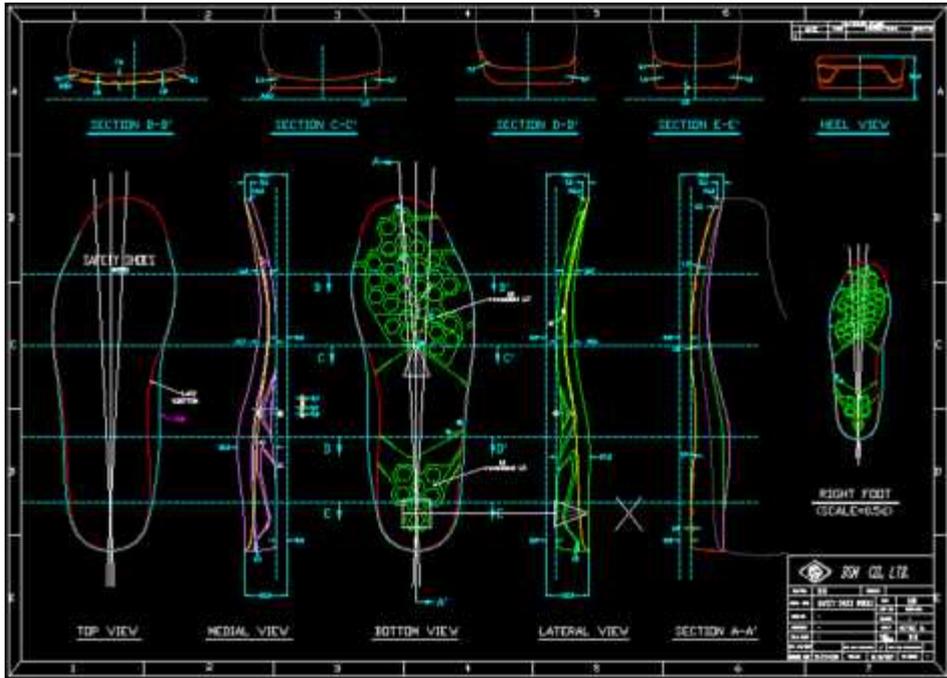
문대별 묶음 작업으로 5mm별 문대구분을 하는 것이 아닌 대중소 개념으로 모듈위치를 지정함으로써 불필요한 설계요소를 줄이고 일종의 표준화를 시키는 작업으로 대(290) 중(260) 소(230)으로 모듈위치를 조정하였다. 모듈 깊이에 따른 모듈 위치 조정은 대표문대별 모듈위치가 극심하게 달라지는 것은 아니었으나 모듈의 깊이에 따라 모듈 삽입형 미드인솔의 성형가능 여부에 결정되므로 모듈의 깊이를 반영해 미드인솔의 홈 위치를 조정하였다. 미드인솔의 성형가능 여부는 모듈삽입공간의 잔여두께가 4mm를 확보해야한다는 기준을 적용하였다. 280mm 사이즈를 기준으로 4~5mm 확보하게 하고 그 이하문대로 갈수록 그레이딩하여 잔여두께를 확보하게 하였다.



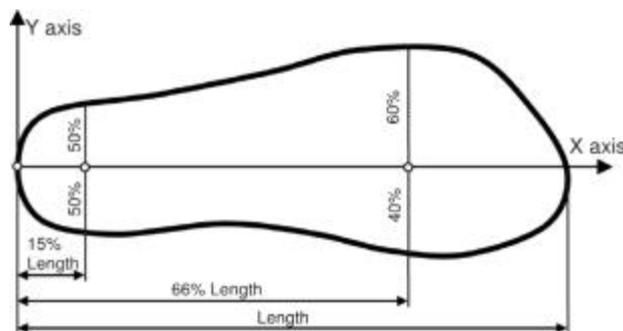
[그림 3-31] 성형 후 치수 측정결과

3.1.2.2 사이즈별 센서보드 설계

기본 설계 구조로 센서보드는 안전화내에 삽입되는 구조이며, 기본 설계사이즈는 280mm이며, 260mm, 230mm를 사이즈별로 개발하였다. 센서보드 설계는 안전화 설계도면을 기초로 하였으며, 센서보드 내의 압력센서 위치는 신발 사이즈별 비율을 적용하였다.

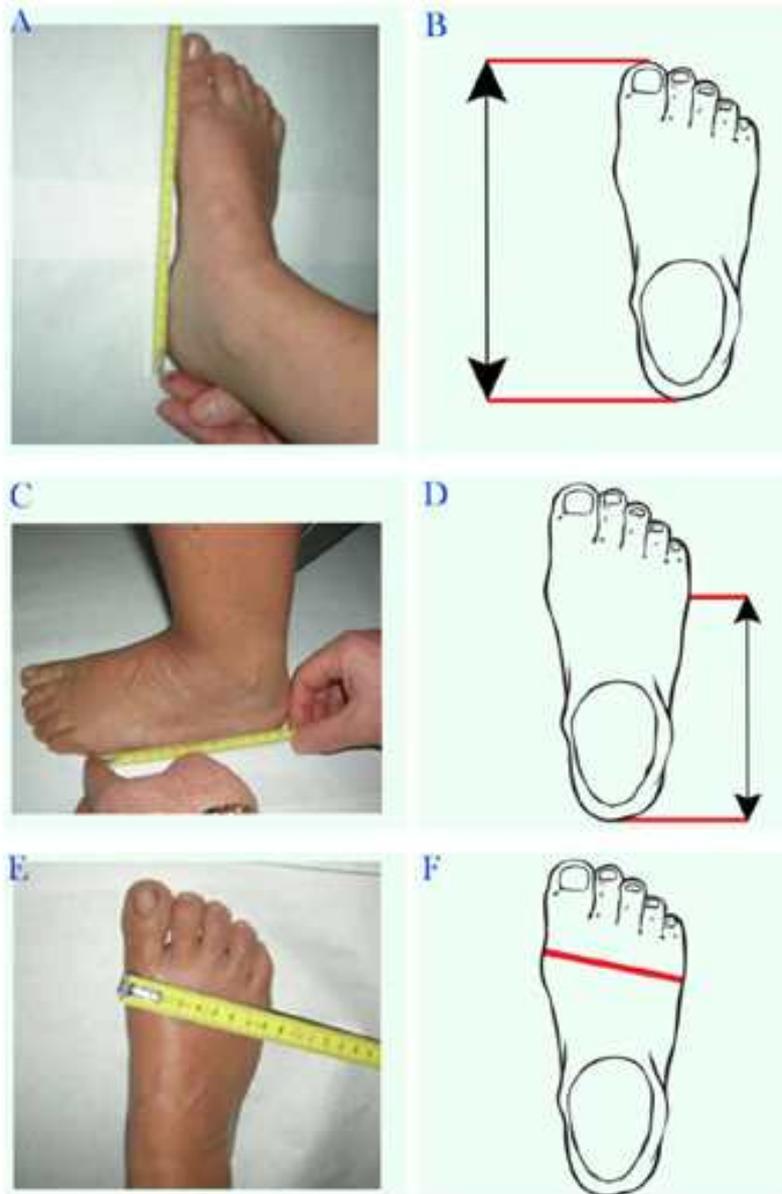


[그림 3-32] 안전화 내부 설계도면

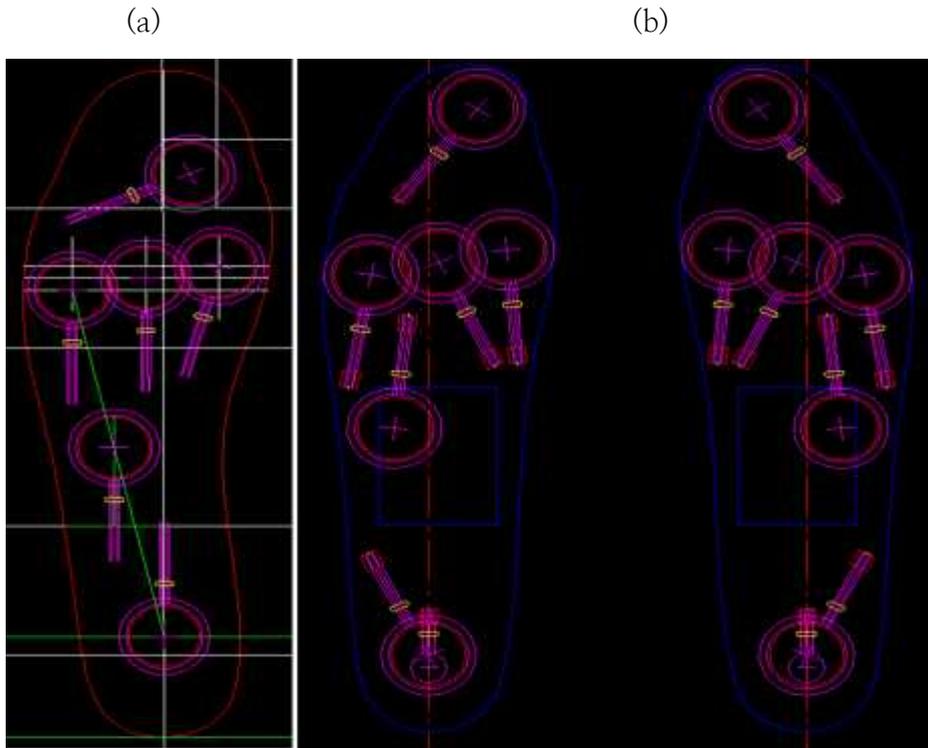


[그림 3-33] 센서 위치 적용 비율

본 연구에서는 기존의 논문에서 제공하고 있는 방법에 의해 족부를 측정하고, 이에 대한 비율을 적용하였다(Tomassoni, Traini, & Amenta, 2014).

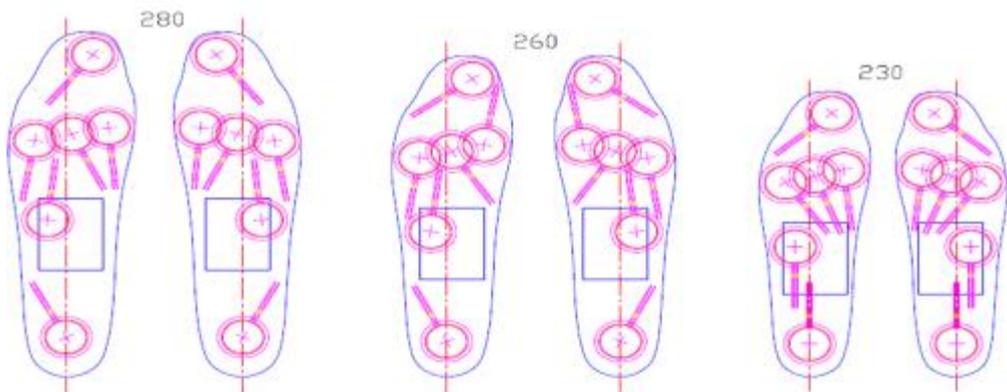


[그림 3-34] 족부 길이 측정 방법



[그림 3-35] 280mm 센서보드의 센서 위치 설계, (a) 초기설계, (b) 최종 설계

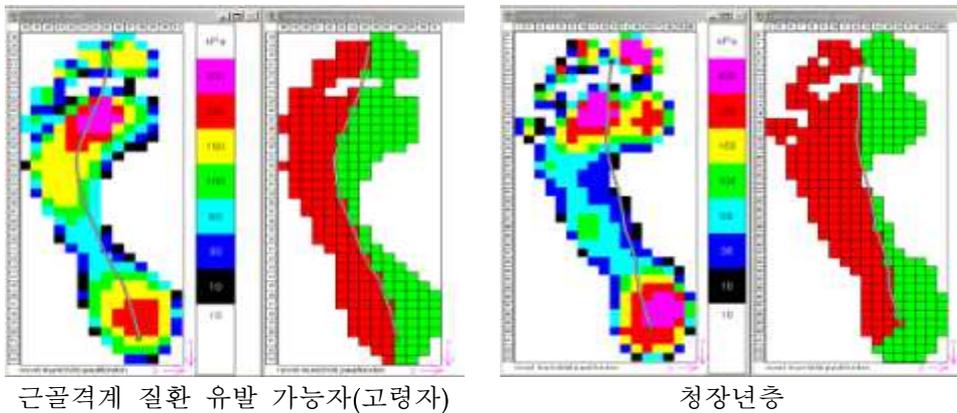
본 연구에서는 기준 설계 모델을 280mm로 설정하였으며, 260mm, 230mm 센서 보드도 각각 설계하였다.



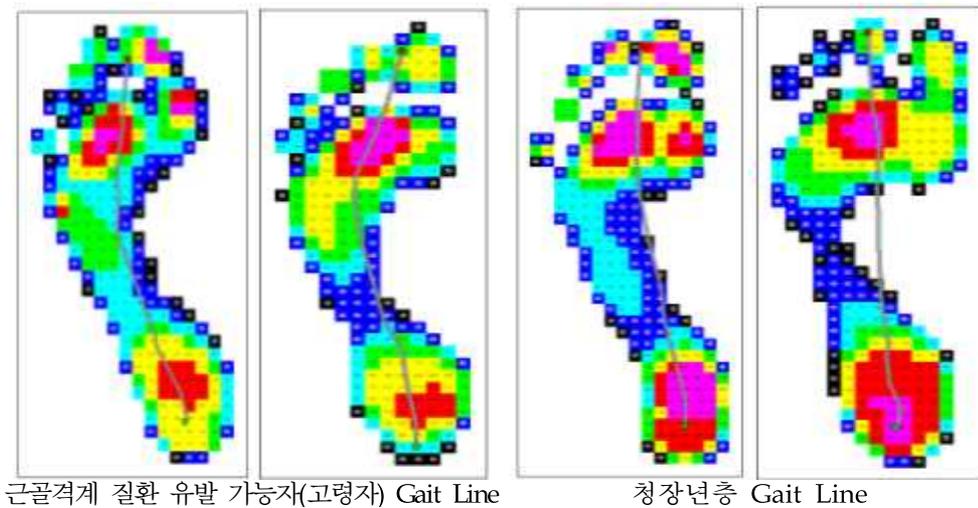
[그림 3-36] 280mm, 260mm, 230mm 센서보드의 설계

3.1.2.3 근골격계 질환 유발 가능자의 족저압력 패턴 분석

발 압력 중심 이동(COP, Center of Pressure)을 이용하여 근골격계 질환 유발 가능자(고령자)와 청장년층의 보행패턴을 분석하였다. 근골격계 질환 유발 가능자(고령자)의 경우 측면과 중앙의 면적차이가 발전체의 약 5%를 차지하며, 청장년층의 경우 13%로 청장년층의 측면 면적이 더 크게 나타나는 것을 알 수 있다. 이는 청장년층의 경우 일자보행으로 COP 이동경로가 일직선형태로 나타나기 때문으로 판단된다.



[그림 3-37] 면적 및 COP 비교



[그림 3-38] 근골격계 질환 유발 가능자(고령자)와 청장년층의 Gait Line

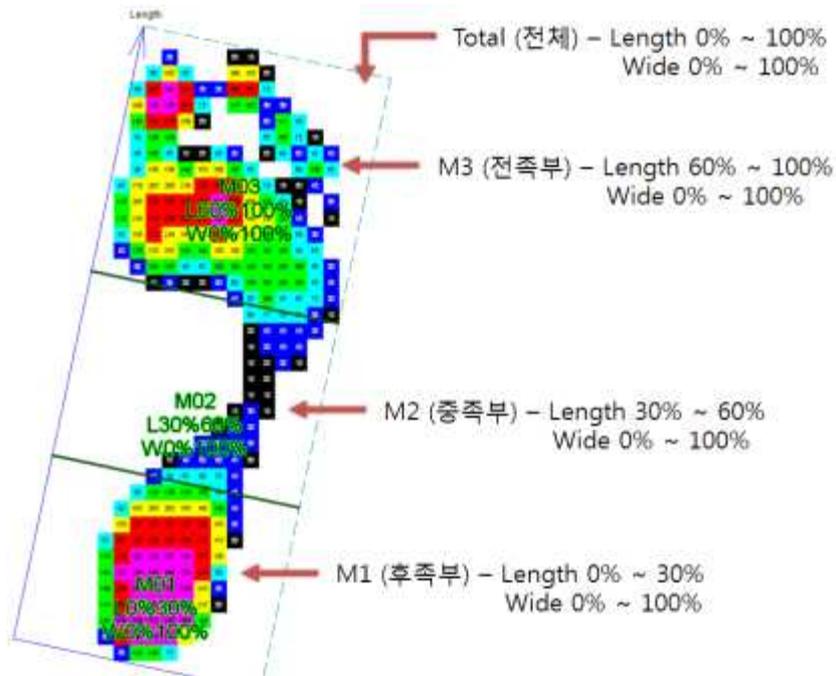
[표 3-7] 근골격계 질환 유발 가능자(고령자와 청장년층의 Gait Line 및 보행 특성 비교

항목	근골격계 질환 유발 가능자(고령자)	청장년층
Gait Line 형태	외측으로 굽는 형태	일직선 형태
Gait Line 특성	Gait Line이 발가락 끝까지 나타나지 않음	뒤꿈치부터 발가락 끝까지 나타남
보행특성	외측으로 치우치는 형태를 보임	발가락 끝에서 추진력을 얻을 수 있으며, 직선보행이 나타남

근골격계 질환 유발 가능자(고령자)의 족저압력분포 패턴 분석을 위해 청장년층과의 압력분포 차이를 조사하였다. 발의 각 영역(전족부, 중족부, 후족부)별로 압력분포 패턴을 알아보고 고령자의 압력분포 패턴의 특성을 파악하였다. 아래 그림은 족저압력분포 패턴 분석을 위해 발을 3부분 후족부(M1), 중족부(M2), 전족부(M3), 전체(Total)으로 나눈 Mask이다. 근골격계 질환 유발 가능자(고령자)와 청장년층의 발바닥 접촉면적을 살펴본 결과 일반적으로 청장년층이 근골격계 질환 유발 가능자(고령자)에 비해 넓은 접촉면적을 보였다, 반면, 근골격계 질환 유발 가능자(고령자)는 청장년층과 비교해서 중족부(M2)에서 다소 높은 접촉면적을 보인다. 이는 근골격계 질환 유발 가능자(고령자)의 보행패턴 특성상 중족부의 접지시간이 청장년층보다 길고, 아치가 무너짐으로 인해 중족부의 접촉면적이 다소 높게 나타난 것으로 판단된다(Amemiya et al., 2014; Chang, Liu, Chang, Lee, & Wang, 2014; Klimiec, Piekarski, Zaraska, & Jasiewicz, 2014).

최대힘(Maximum force)부분에서는 근골격계 질환 유발 가능자(고령자)는 청장년층과 비교했을 때 중족부(M2)를 제외한 모든 부위에서 최대 힘이 낮게 나타났다. 이는 근골격계 질환 유발 가능자(고령자)들이 보행시 청장년층들 보다 지면으로부터 받는 수직힘이 적다는 것을 알 수 있으며, 이로 인해 발가락(Toe)이 땅에서 떨어지는 Toe off 시 추진력이 낮을 수 있다(de Castro et al., 2014; Pauk, Ihnatouski, & Najafi, 2014;

Chen, Lee, & Lee, 2014). 최대압력(Peak pressure)에서 왼발 최대압력의 경우 최대힘과 유사하게 청장년층보다 근골격계 질환 유발 가능자(고령자)의 최대압력이 낮게 나타나는 경향을 보이거나, 오른발의 경우 후족부(M1)를 제외한 모든 영역에서 청장년층보다 높게 나타났다(Huerta, 2014; Patel et al., 2014).

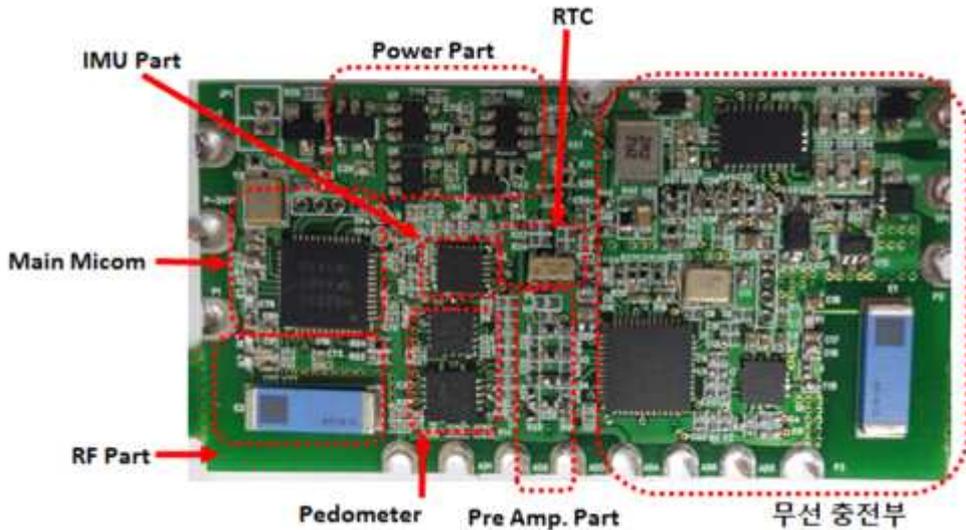


[그림 3-39] 족저압력 분석을 위한 Mask

근골격계 질환 유발 가능자(고령자) 족저압력 패턴 소결로 COP의 이동경로가 측면으로 치우쳐 발생하였다(Masani, Vette, Abe, & Nakazawa, 2014). Gait Line은 발뒤꿈치에서 발끝까지 명확히 나타나지 않으며 외측으로 굽은 형태를 보였다. 중족부의 접촉면적이 높게 나타나며, 전족부의 최대힘이 낮게 나타남을 알 수 있었다. 청장년층의 COP와 유사한 형태의 보행을 제공해 주기 위한 솔 구조물을 설계하여야 할 것으로 판단되며 보행 시 추진력 향상으로 안정적인 보행을 유도해 주기 위해 솔 구조물에 관한 기술개발이 이루어져야 할 것으로 판단된다.

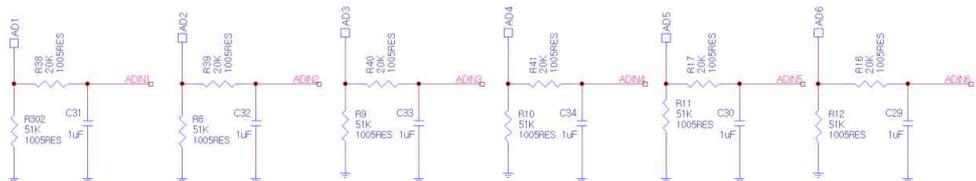
3.1.3 압력센서, 관성센서 모듈 및 저전력 모듈 최적화

본 연구에서는 메인 모듈의 크기를 최적화하여 최적의 설계변수를 찾기위해 다양한 PCB 설계를 수행하였다. 최적화 부품들을 선정하여 제품 개발에 적용 하였으며. 아래 그림은 최종 제품의 실제 사진이다.



[그림 3-40] 최적화된 메인 모듈

압력센서 회로 최적화로 압력센서의 기준입력 전압을 3V로 설정하였다. 기준 저항은 51K로 설정하여 최대 출력 전압이 2V까지 설정하였다. 이 경우 별도의 증폭회로가 없어도 ADC가 가능해 기존회로에 있던 증폭회로를 삭제하여 앰프의 최적화를 이룰 수 있었다. ADC의 입력 범위를 2.5V까지 설정함으로써 최적의 ADC 해상도 확보하였으며, 별도의 ADC 전원 설계가 불필요해 저전력 회로도 최적화하였다.



[그림 3-41] 압력센서 최적화 회로

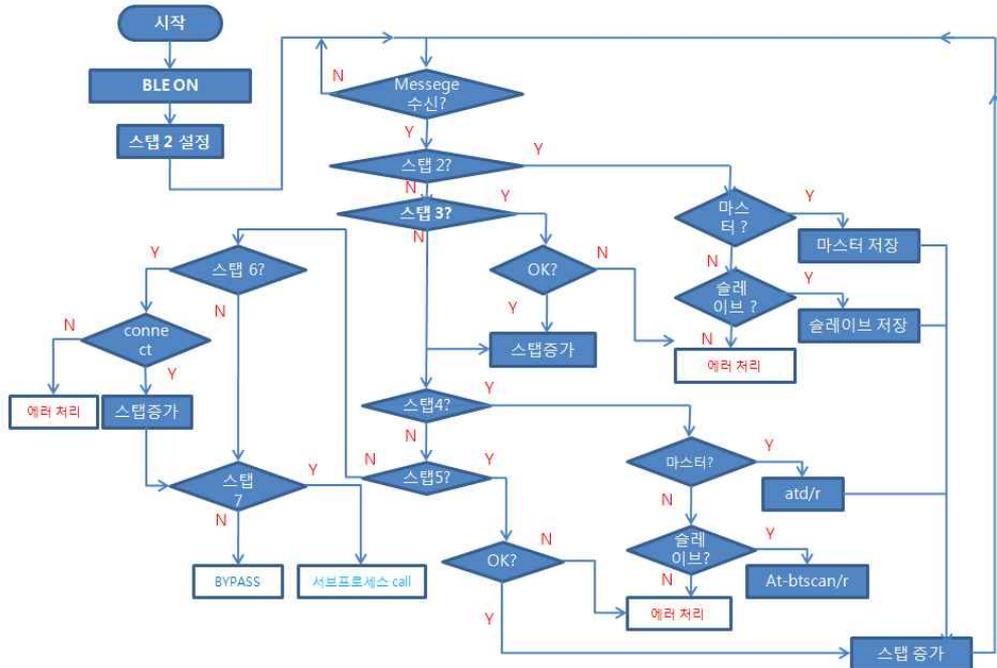
3.1.4 작업관리 시스템 컨텐츠 개발

3.1.4.1 무선통신 모듈 개발

왼쪽/오른쪽 신발과 허리에 부착된 3개의 IMU 센서를 사용하여 실시간 무선 통신에 의한 동시 데이터 수집이 필요하다. 여러 대의 센서와 스마트폰이 연동되기 위한 1대 다의 멀티 통신 프로토콜 알고리즘의 개발이 필요하였으며, 개발된 알고리즘이 적용되었다.



[그림 3-42] BLE 모듈 구성도 (3 대 1)



[그림 3-43] BLE 스택설정과 모듈 시작 플로우 차트

마스터(스마트 폰)와 슬레이브(신발, IMU)와의 통신 커맨드는 다음과 같다.



[그림 3-44] 스마트 폰과 신발, IMU와의 통신 커맨드

[그림 3-45]은 마스트와 슬레이브 사이의 메인 프로토콜 알고리즘의 일부이다.

<CR-LF 체크 함수>

1. Main Process의 각 스텝은 BLE Module에서 출력되는 메시지를 기준으로 운영됨
2. 각 스텝마다 BLE Module에서 출력되는 메시지를 검사하기 위해 본 함수를 콜 한다.
3. BLE Module에서 출력된 데이터에 CR(Carriage Return) 과 LE(Line Feed)가 있는지 체크하는 함수
4. BLE Module에서 출력되는 메시지는 CR과 LF에 의해 구분됨
5. BLE Module에서 출력된 메시지 중 CR과LF가 각각 2개씩인 경우, 하나의 메시지가 출력된 것으로 인지하고 BLE Module에서 출력된 메시지를 uart0_parsing_buf에 저장한다
6. uart0_parsing_buf에 저장되어 있는 메시지를 UART1로 출력한다.(사용자 확인 작업용)
7. 다음 체크를 위해 CR과 LF 체크 플래그 초기화
8. 본 함수를 콜 하기 이전에 스텝으로 복귀하기 위해 복귀 함수 호출

<사용자 지정 동작 함수>

1. Main Process의 사용자 지정 동작은 BLE Module의 마스터/슬레이브 연결을 주관한다.
2. Main_Step_0은 BLE Moduled에서 출력되는 메시지 체크 함수(CR_LF 체크 함수)를 콜 한다.
3. Main_Step_1은 BLE Moduled의 전원을 ON하고 Main Process에서 사용하는 플래그를 초기화 하고, 스텝 저장 함수를 콜 한다.
4. 스텝 저장 함수는 현재 진행중인 스텝을 저장하고 Main_Step을 0으로 변경하여 BT Module에 출력되는 메시지 체크를 진행한다.
5. Main_Step_2는 BLE Module에서 출력되는 스타트 메시지 체크를 진행한다.
6. BLE Moduled이 Master로 시작된 경우, Roll을 마스터로 저장하고 다음 스텝을 진행한다.(스텝 저장함수 콜)
7. BLE Moduled이 Slave로 시작된 경우, Roll을 슬레이브로 저장하고 다음 스텝을 진행한다.(스텝 저장함수 콜)

[그림 3-45] 마스트 및 슬레이브 사이의 프로토콜 알고리즘(계속)

<사용자 지정 동작 함수>

1. Main_Step_3은 BLE Moduled에서 출력되는 스타트 메시지 체크를 진행한다.
2. BLE Moduled에서 "OK"가 출력된 경우, Main_Step_4로 변경한다.
3. Main_Step_4는 BLE Moduled에 명령 입력.
4. BLE Moduled에 슬레이브로 시작된 경우 "at+btscan"명령 입력하고 다음 스텝을 진행한다.(스텝 저장 함수 콜)
5. BLE Moduled이 마스터로 시작된 경우, "atd"명령을 입력하고 다음 스텝은 진행한다.
6. Main_Step_5는 BLE Moduled에서 출력되는 응답 메시지 체크를 진행한다.(명령어 입력에 대한 응답 메시지 체크)
7. BLE Moduled에서 "OK"가 출력된 경우, 다음 스텝을 진행 한다.
(스텝 저장 함수 콜)

<사용자 지정 동작 함수>

1. Main_Step_6은 BLE Moduled에서 출력되는 연결 메시지 체크를 진행한다.
2. BLE Moduled에서 "CONNECT"가 출력된 경우, connect_mode를 CONNECT_OK로 변경하고 Main_Step_7로 변경한다.
3. Main_Step_7은 Sub Process를 실행 시킨다.
4. BLE Moduled의 연결이 완료되면, Main Process는 다른 스텝을 진행하지 않고 Sub process를 진행한다.
5. Main Process의 스텝 진행 중 ERROR가 발생한 경우, ERROR가 발생된 스텝을 출력하고 사용자(PC)에서 바로 BLE Moduled을 제어할수 있는 상태 - BYPASS 모드로 변경된다.

[그림 3-45] 마스트 및 슬레이브 사이의 프로토콜 알고리즘(계속)

3.1.4.2 데이터 전송 프로토콜 개발

본 연구에서는 BLE 통신 프로토콜을 사용하였으며, 데이터의 길이가 20바이트이다. 한정된 자원을 사용하기 위한 방법으로 데이터를 hex값으로 변경한 후 이 hex값을 전송하고, 마스트에서 이를 해석하는 방법으로 최소한의 데이터 전송 문제를 해결하였다.

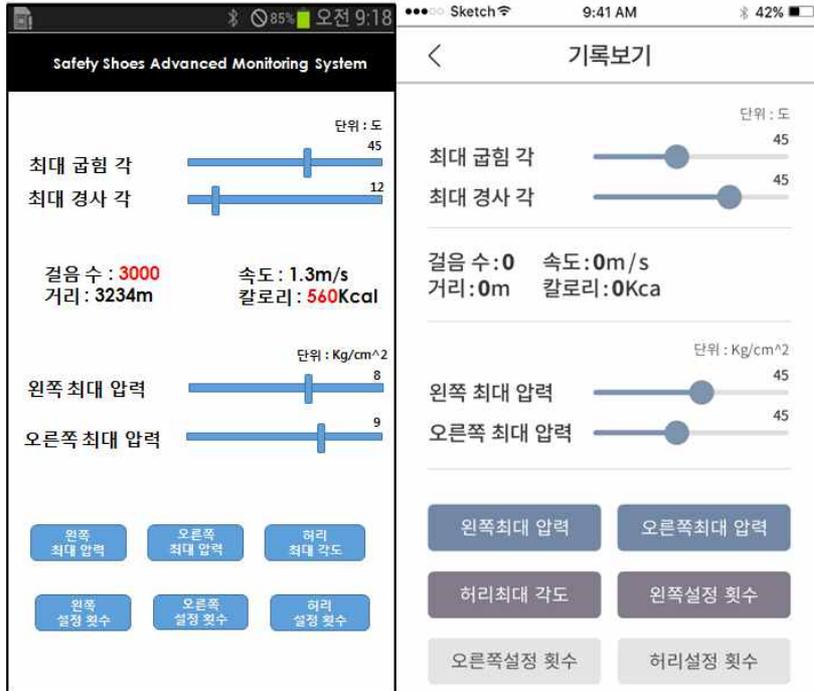
3.1.4.3 시각화 알고리즘 개발

본 연구에서는 압력센서로부터의 측정된 값을 실시간 분석을 통해 미리 설정된 자세 및 압력값에 대한 정보를 사용자에게 알려주기 위한 프로토퀴이 개발되었다. 압력센서로부터의 실시간 정보는 BLE 스택을 통해 실시간 전송되며, 이를 앱에서 실시간 분석하였다.



[그림 3-46] 앱프로그램의 실시간 디스플레이 화면

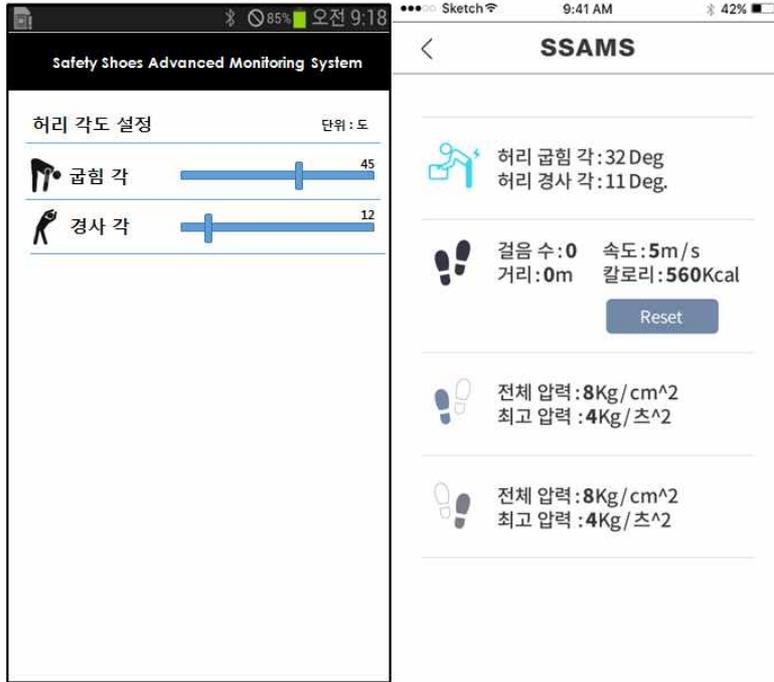
앱 프로그램의 시각화 작업을 통해 사용자의 시인성을 확보하였으며, 다음은 1차 디자인된 앱 화면과 시각화 된 앱 화면의 비교이다.



[그림 3-47] 분석데이터의 시각화



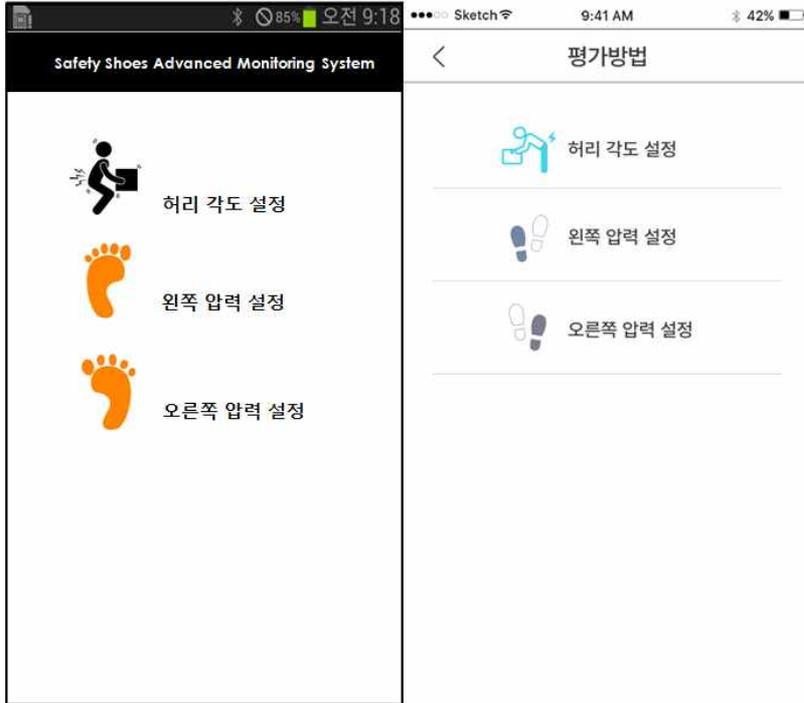
[그림 3-48] 압력측정 데이터의 시각화



[그림 3-49] IMU 굽힘각 및 경사각의 시각화



[그림 3-50] 최대 압력 오버 횟수 시각화



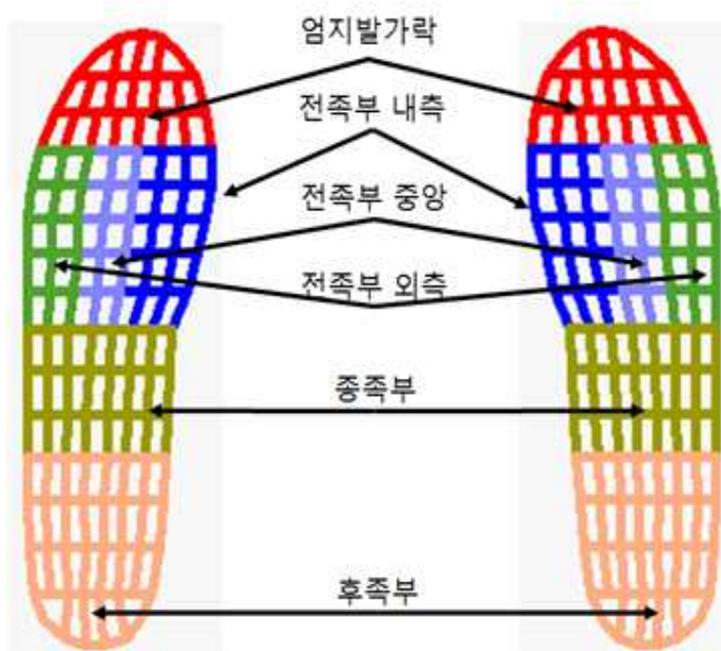
[그림 3-51] 설정 화면 시각화

3.1.4.4 콘텐츠 정보 호환성 설계 및 개발

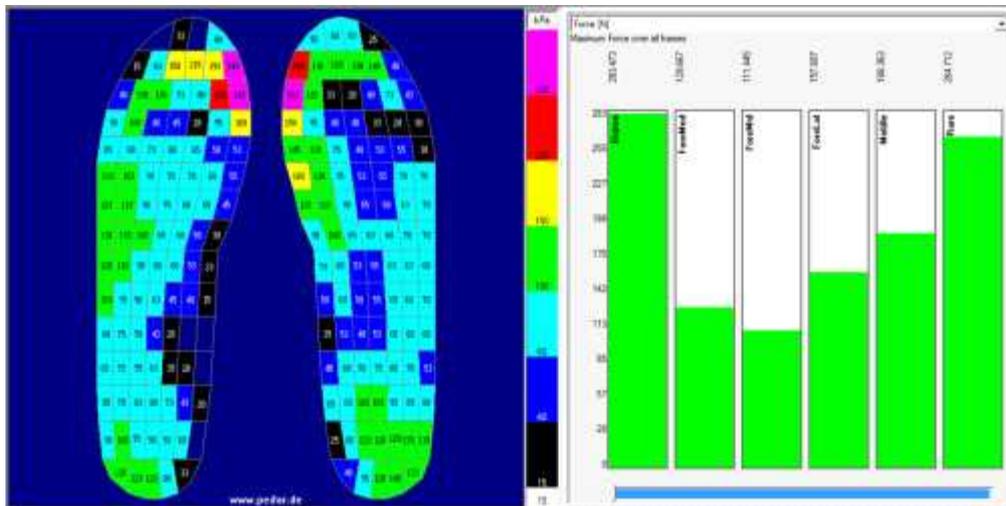
본 연구에서는 실시간으로 측정되는 압력센서의 족부 각 위치에서의 압력값과 허리에서의 각도를 이용하여 사용자의 현재 작업 안정성을 판별하고 있다. 이같은 판별에 사용된 기준은 보행분석 실험과 들기 동작에 따른 압력 측정 실험을 통해 비교 데이터를 확보하였다.

1) 족저압력 측정 실험

부위별 족저압력 변화 분석으로 엄지발가락, 전족부 내측, 전족부 중앙, 전족부 외측, 중족부, 후족부로 나누어 들기 동작시의 각 부위별 족저압력 변화를 분석하였다.



[그림 3-52] 각 센서들에 대한 멀티 마스크 영역



[그림 3-53] 30kg 들기 작업 시의 압력 분포 화면

족저압력 변화 분석 측정장비는 독일 Novel사 제품 PEDAR-X 족저압력 분석 장비를 사용하였다.

[표 3-8] Pedar-X 족저압력 측정 장비규격

PEDAR-X system					
크기 (mm)	무게 (g)	센서 수 (EA)	측정 주파수 (sensors/second)	저장형식 (MB)	기록시간 (min)
50x100x 40	360	256/1024	20,000	32	25
PEDAR-X insoles					
인솔크기 (european)	두께 (mm)	센서 수 (EA)	압력범위 (kPa)	솔루션 (kPa)	
22 to 49, 3 widths	1.9	85~99	15-600 or 30-1200	2.5 or 5	



[그림 3-54] Pedar-X 족저압력측정 장비

[표 3-9] 생체역학적 성능평가 피험자 정보

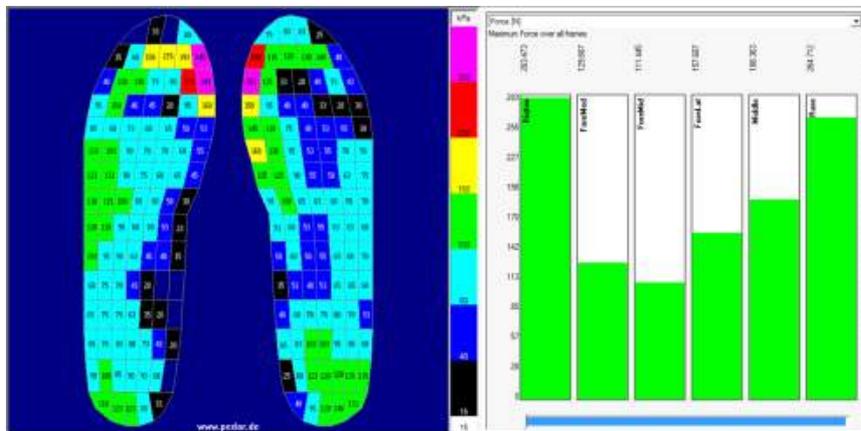
피험자(n)	신장(cm)	체중(kg)	발사이즈(mm)
Subject 1	178	65.0	280
Subject 2	173	68.0	280
Subject 3	180	80.0	280
Subject 4	180	80.0	280
Subject 5	180	75.0	280
Subject 6	171	75.0	280
Subject 7	179	70.0	280
Subject 8	179	71.0	280
Subject 9	184	83.0	280
Subject 10	182	79.0	280
Average	178.6±3.69	74.6±5.64	280

가) 들기 동작시의 동작별, 부위별 족저압력 결과

들기 동작시의 동작별, 부위별 족부의 최대 힘 분석 결과 0kg 들기 동작 시 최대 힘은 피험자에 따라 전체 부위에 골고루 분포하는 것으로 나타났다, 이 경우는 단순한 들기 동작으로 인한 체중의 변화가 급격하게 변화하고 있는 것이 아닌 체중의 안정에 우선순위가 있는 것으로 판단된다. 또한, 전족부의 경우 내측에 좀더 많은 하중 분포가 나타나고 있음을 알 수 있다.

15kg 들기 동작 시는 체중 지지를 후족부에 두고 있으며, 이는 앞쪽에 무거운 무게를 들고 있어 신체의 무게중심을 잡기 위한 방법으로 체중 중심이 후측으로 이동하고 있음을 알 수 있다. 후족부를 제외하고는 엄지발가락쪽으로 체중의 무게가 실려 있는 것 역시 후족부와 엄지발가락으로 체중지지와 신체의 무게 중심을 잡기위한 변화임을 알 수 있다(De Nunzio et al., 2014; Koller et al., 2014). 30kg 들기 동작 시는 15kg 들기 동작 보다 더 후족부쪽으로 체중이 실려있는 것을 알 수 있으며, 15kg 들기 동작과 마찬가지로 후족부와 엄지발가락쪽에 최대 힘이 실려 있는 것을 알 수 있다(Fernández-Seguín et al., 2014; Park et al., 2014).

부위별 최대힘의 분포는 피험자별로 많은 차이를 보이고 있다. 피험자들에 대한 족저 패턴에 다양한 변화가 있음을 알 수 있으며, 개인별 성향을 보여주고 있다(Dufour, Casey, Golightly, & Hannan, 2014).



[그림 3-55] Pedar-X 부위별 최대 힘 측정 화면

[표 3-10] 왼쪽 족저압력의 Max Force (N)

동작	피험자	Big Toe	Fore Med.	Fore Mid.	Fore Lat.	Middle	Rear	MAX	AVG
30kg	1	170	91	4	0	26	474	474	130
	2	144	167	21	51	83	493	493	114
	3	327	238	98	95	122	446	446	116
	4	165	180	50	34	85	472	472	108
	5	179	145	0	2	52	424	424	116
	6	238	218	94	108	248	507	507	96
	7	267	287	121	92	171	443	443	102
	8	305	163	111	157	188	369	369	81
	9	192	398	132	116	210	352	398	94
	10	205	151	96	92	140	520	520	108
MAX		327	398	132	157	248	520		
AVG		52	65	43	42	59	43		
15kg	1	143	125	8	0	12	332	332	97
	2	143	125	8	0	12	332	332	97
	3	272	184	85	88	83	397	397	100
	4	41	176	21	0	35	436	436	125
	5	135	204	31	8	45	373	373	105
	6	173	181	129	117	207	476	476	87
	7	186	202	81	69	203	311	311	67
	8	241	152	83	125	132	408	408	90
	9	171	267	99	126	155	363	363	79
	10	130	178	105	114	138	369	369	67
MAX		272	267	129	126	207	476		
AVG		45	28	39	50	65	40		
0kg	1	58	55	0	0	12	289	289	73
	2	21	41	12	16	19	334	334	87
	3	225	151	77	79	45	341	341	87
	4	22	171	31	0	21	344	344	106
	5	31	97	11	6	8	326	326	88
	6	76	189	99	74	209	377	377	88
	7	106	150	88	68	170	287	287	58
	8	121	119	73	86	100	333	333	65
	9	121	224	88	95	182	303	303	68
	10	61	125	88	86	126	349	349	70
MAX		225	224	99	95	209	377		
AVG		47	45	35	36	68	22		

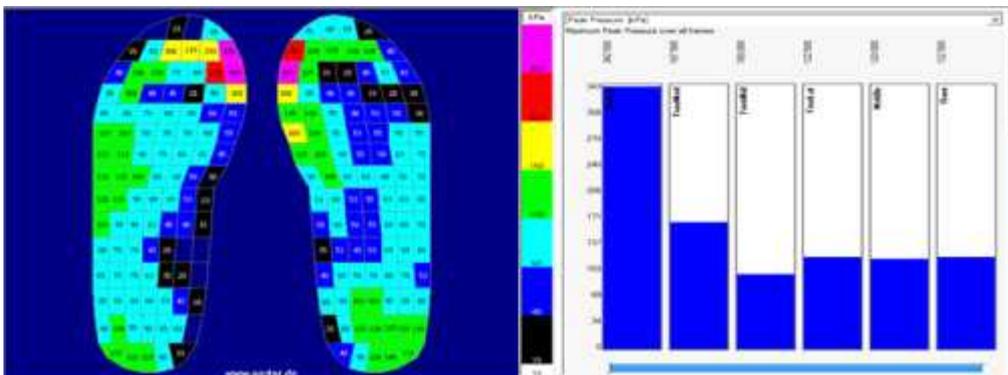
[표 3-11] 오른쪽 족저압력의 Max Force (N)

동작	피험자	Big Toe	Fore Med.	Fore Mid.	Fore Lat.	Middle	Rear	MAX	AVG
30kg	1	368	252	94	91	145	486	486	129
	2	206	185	77	112	157	461	461	89
	3	353	303	75	55	91	484	484	153
	4	253	354	135	109	167	625	625	144
	5	241	236	49	45	153	649	649	147
	6	153	258	107	138	191	689	689	145
	7	174	268	86	60	189	488	488	111
	8	262	251	84	88	164	433	433	102
	9	180	394	135	121	199	497	497	127
	10	304	321	153	98	142	458	458	115
MAX		368	394	153	138	199	689		
AVG		59	49	26	24	22	76		
15kg	1	310	216	99	80	139	392	392	100
	2	310	216	99	80	139	392	392	100
	3	253	235	85	75	79	405	405	109
	4	399	253	126	157	154	541	541	132
	5	167	257	107	107	147	583	583	128
	6	138	235	107	86	169	568	568	123
	7	208	250	79	56	161	375	375	90
	8	241	258	91	87	145	385	385	94
	9	117	304	88	87	190	417	417	107
	10	281	238	125	84	127	492	492	113
MAX		399	304	126	157	190	583		
AVG		68	18	12	17	19	73		
0kg	1	258	234	84	87	117	373	373	96
	2	157	191	94	117	125	412	412	79
	3	230	153	77	76	63	367	367	92
	4	133	215	108	99	135	421	421	88
	5	159	289	93	89	118	478	478	120
	6	135	234	113	90	137	543	543	120
	7	109	257	91	59	137	302	302	80
	8	309	213	78	60	117	358	358	104
	9	74	232	65	65	181	363	363	95
	10	168	192	103	67	105	382	382	78
MAX		309	289	113	117	181	543		
AVG		55	28	12	16	19	51		

나) 들기 동작시의 동작별, 부위별 최대압력 분석 결과

들기 동작시의 동작별, 부위별 족부의 최대 압력 분석 결과 들기 동작시의 동작별, 부위별 최대 압력은 최대 힘의 분포와는 다르게 나타났다. 압력은 센서의 면적과 관계가 있기 때문에 단위 면적당 계산된 값은 들기 동작에 따라 최대 힘과는 조금 다르게 나타나고 있다. 0Kg의 들기 동작 시 최대 압력은 후족부와 엄지발가락 부위에 비슷하게 나타나고 있으며, 오히려 어떤 경우는 엄지 발가락 부위에 최대 압력이 분포하는 경우가 더 있다. 이 같은 해석은 해석하고 있는 마스크의 영역을 정의하는 방법에 따라 다르게 나타날 수 있기 때문에 최적의 마스크 영역을 해석하는 것이 중요하다.

15Kg 들기 동작시의 최대 압력은 0Kg 들기 시와 마찬가지로 후족부와 엄지발가락부위에 분포하고 있으며, 이는 무거운 물체를 들기 위한 동작에서 신체의 중심을 잡기위한 방법으로 후족부와 엄지발가락부위에 최대 압력이 나타나고 있음을 알 수 있다(Boulton et al., 2008; Li, Ge, & Liu, 2014). 30Kg의 들기 동작 역시 앞의 경우와 비슷하나 오히려 후족부보다는 엄지발가락 부위에 최대 압력이 나타나고 있다. 즉 무게가 무거운 물체를 들게 될 경우 신체의 무게 중심을 잡기 위한 체중 변화가 후족부를 중심으로 이동하기보다는 엄지발가락을 중심으로 이동하고 있음을 알 수 있다. 이는 초기 무거운 물체를 들기 위해서는 신체를 앞쪽으로 구부리고 물체를 들기 때문에 들기 초기 동작 시에 최대 압력이 엄지 발가락쪽에 분포하고 있음을 알 수 있다(Chuckpaiwong, Nunley, Mall, & Queen, 2008; Chang, Hung, Wu, Chiu, & Hsu, 2010).



[그림 3-56] Pedar-X 부위별 최대 압력 측정 화면

[표 3-12] 왼쪽족저압력의 Peak Pressure (kPa)

동작	피험자	Big Toe	Fore Med.	Fore Mid.	Fore Lat.	Middle	Rear	MAX	AVG
30Kg	1	330	173	28	0	65	305	330	119
	2	225	268	48	80	100	315	315	97
	3	350	175	113	105	65	305	350	95
	4	208	145	68	68	68	235	235	64
	5	203	110	0	15	58	258	258	83
	6	320	142	87	112	100	322	322	94
	7	375	410	127	87	75	260	410	126
	8	357	167	100	122	120	175	357	62
	9	227	330	130	112	102	237	330	75
	10	280	137	95	92	72	222	280	68
MAX		375	410	130	122	120	322		
AVG		59	78	35	31	18	39		
15Kg	1	278	112	30	0	48	220	278	90
	2	278	112	30	0	48	220	278	90
	3	303	148	105	98	85	223	303	68
	4	115	198	53	0	60	263	263	77
	5	175	143	48	33	40	263	263	77
	6	245	155	110	110	85	340	340	79
	7	237	295	77	62	77	117	295	81
	8	290	137	72	140	132	247	290	66
	9	175	220	95	117	107	237	237	52
	10	187	147	102	117	75	160	187	33
MAX		303	295	110	140	132	340		
AVG		52	43	26	49	22	41		
0Kg	1	110	78	0	0	40	195	195	57
	2	75	158	30	38	43	230	230	66
	3	255	125	100	93	45	228	255	67
	4	78	213	58	0	33	188	213	70
	5	78	93	30	20	30	233	233	55
	6	97	155	90	80	85	235	235	48
	7	182	205	87	67	72	157	205	53
	8	145	77	62	77	75	212	212	47
	9	150	190	87	90	100	202	202	44
	10	117	100	85	80	77	157	157	23
MAX		255	213	100	93	100	235		
AVG		44	45	27	32	22	24		

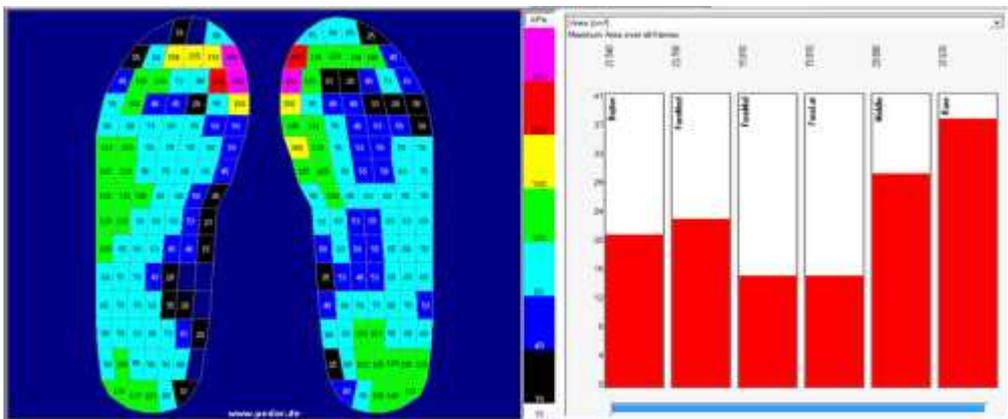
[표 3-13] 오른쪽 족저압력의 Peak Pressure (kPa)

동작	피험자	Big Toe	Fore Med.	Fore Mid.	Fore Lat.	Middle	Rear	MAX	AVG
30Kg	1	378	200	90	168	93	210	378	73
	2	245	275	80	120	113	250	275	76
	3	458	253	70	53	48	225	458	128
	4	258	270	118	103	80	290	290	86
	5	258	190	48	115	68	315	315	89
	6	162	252	82	172	125	315	315	66
	7	310	202	67	67	82	230	310	88
	8	305	160	72	75	72	205	305	75
	9	237	287	130	127	160	317	317	71
	10	440	252	175	90	67	210	440	95
MAX		458	287	175	172	160	317		
AVG		73	37	29	31	26	42		
15Kg	1	350	183	83	158	85	175	350	64
	2	350	183	83	158	85	175	350	64
	3	398	198	85	70	55	195	398	97
	4	340	220	118	125	80	268	340	84
	5	245	170	83	85	70	285	285	77
	6	145	235	85	82	92	245	245	62
	7	322	200	75	52	72	190	322	86
	8	335	167	70	75	75	192	335	79
	9	187	220	82	92	122	230	230	57
	10	377	200	142	72	77	240	377	88
MAX		398	235	142	158	122	285		
AVG		68	18	16	30	12	34		
0Kg	1	300	200	68	138	78	193	300	68
	2	143	193	78	118	88	228	228	47
	3	370	135	83	70	43	193	370	88
	4	153	163	98	88	93	210	210	41
	5	258	203	73	70	55	233	258	83
	6	115	225	90	82	85	242	242	62
	7	200	217	95	60	52	130	217	57
	8	355	132	67	60	55	167	355	81
	9	120	170	67	90	90	192	192	40
	10	275	140	97	67	52	220	275	70
MAX		370	225	98	138	93	242		
AVG		83	30	11	19	18	26		

다) 들기 동작시의 동작별, 부위별 최대힘 정규화 분석결과

들기 동작시의 동작별, 부위별 족부의 최대 힘의 정규화 분석 결과 들기 동작시의 동작별, 부위별 최대 힘의 분포를 체중에 의한 정규화한 데이터는 아래와 같다. 일반적으로 족부의 압력 변화는 개인별 성향, 즉 개인별 체중에 의한 영향이 매우 큰 변수로 작용한다. 이를 해결하기 위한 방법으로 자기 체중에 의한 정규화를 실시하면 이 같은 체중에 의한 변화를 무시할 수 있어 정규화 방법을 반드시 적용 하였다. 0Kg 들기 동작 시의 경우 후족부에 걸리는 하중의 영향이 다른 부위보다 최대 3배 이상 차이가 나고 있음을 알 수 있으며, 이는 대부분의 체중이 후족부쪽에 분포하고 있음을 알 수 있다. 15Kg 들기 동작 시의 경우 후족부와 엄지 발가락쪽에 최대힘이 분포하지만 후족부쪽에 더 큰 힘의 분포가 있음을 알 수 있다.

일반적인 최대힘의 경우 후족부와 엄지발가락에 비슷하게 분포하지만 정규화한 데이터의 경우 후족부에 더 큰 힘이 배분되고 있음을 알 수 있다. 또한, 전족부의 내측에도 엄지발가락과 비슷한 정도의 힘의 균형이 이루어지고 있음을 알 수 있다. 30Kg 들기 동작 시 역시 앞의 결과와 마찬가지로의 결과를 보여주고 있다. 이같은 결과는 체중에 의한 정규화 방법으로 데이터를 해석하는 것이 압력측정 분석의 경우 좀더 정확한 해석이 되리라 예측하며, 본 연구에서 개발하고 있는 압력센서 데이터 분석에도 자기 체중에 의한 정규화 방법으로 분석하는 알고리즘 적용의 정당성을 확보해 준다고 할 수 있다(Jonely, Brismée, Sizer, & James, 2011; Aoki et al., 2012).



[그림 3-57] Pedar-X 부위별 마스크 면적 할당 화면

[표 3-14] 왼쪽 족저압력의 Max Force(N)의 자기 체중에 의한 Normalization

동작	피험자	Big Toe	Fore Med.	Fore Mid.	Fore Lat.	Middle	Rear	MAX	AVG
30Kg	1.0	26.7	14.3	0.7	0.0	4.0	74.4	74.4	20.4
	2.0	21.5	25.0	3.1	7.6	12.4	74.0	74.0	17.0
	3.0	41.7	30.4	12.6	12.1	15.6	56.9	56.9	14.8
	4.0	21.1	23.0	6.4	4.3	10.9	60.2	60.2	13.8
	5.0	24.4	19.7	0.0	0.3	7.1	57.7	57.7	15.7
	6.0	32.4	29.7	12.8	14.7	33.7	69.0	69.0	13.0
	7.0	38.9	41.8	17.6	13.4	24.9	64.6	64.6	14.9
	8.0	43.8	23.4	16.0	22.6	27.0	53.0	53.0	11.6
	9.0	23.6	48.9	16.2	14.3	25.8	43.3	48.9	11.6
	10.0	26.5	19.5	12.4	11.9	18.1	67.2	67.2	13.9
MAX		43.8	48.9	17.6	22.6	33.7	74.4		
AVG		7.3	8.1	5.8	5.6	8.0	7.8		
15Kg	1.0	22.4	19.7	1.2	0.0	1.8	52.1	52.1	15.2
	2.0	21.4	18.8	1.2	0.0	1.7	49.8	49.8	14.5
	3.0	34.7	23.4	10.9	11.2	10.6	50.6	50.6	12.7
	4.0	5.2	22.5	2.6	0.0	4.5	55.6	55.6	16.0
	5.0	18.3	27.7	4.1	1.0	6.1	50.7	50.7	14.2
	6.0	23.5	24.6	17.6	15.9	28.2	64.8	64.8	11.9
	7.0	27.1	29.4	11.8	10.1	29.6	45.3	45.3	9.8
	8.0	34.6	21.8	11.9	18.0	19.0	58.6	58.6	12.9
	9.0	21.0	32.8	12.2	15.5	19.1	44.6	44.6	9.7
	10.0	16.8	23.0	13.6	14.7	17.8	47.7	47.7	8.7
MAX		34.7	32.8	17.6	18.0	29.6	64.8		
AVG		6.0	3.4	5.1	6.7	8.9	4.6		
0Kg	1.0	9.1	8.6	0.0	0.0	1.8	45.4	45.4	11.5
	2.0	3.1	6.1	1.7	2.4	2.9	50.2	50.2	13.0
	3.0	28.7	19.3	9.8	10.1	5.8	43.5	43.5	11.1
	4.0	2.8	21.8	3.9	0.0	2.6	43.8	43.8	13.5
	5.0	4.2	13.2	1.6	0.9	1.1	44.4	44.4	12.0
	6.0	10.3	25.7	13.5	10.1	28.4	51.3	51.3	11.9
	7.0	15.5	21.9	12.8	9.9	24.8	41.8	41.8	8.4
	8.0	17.4	17.1	10.5	12.4	14.4	47.9	47.9	9.3
	9.0	14.9	27.5	10.8	11.7	22.4	37.3	37.3	8.3
	10.0	7.9	16.1	11.4	11.1	16.3	45.1	45.1	9.0
MAX		28.7	27.5	13.5	12.4	28.4	51.3		
AVG		6.2	5.5	4.6	4.8	9.2	2.9		

[표 3-15] 오른쪽 족저압력의 Max Force(N)의 자기 체중에 의한 Normalization

동작	피험자	Big Toe	Fore Med.	Fore Mid.	Fore Lat.	Middle	Rear	MAX	AVG
30Kg	1.0	57.8	39.6	14.8	14.3	22.8	76.3	76.3	20.3
	2.0	30.9	27.7	11.5	16.8	23.5	69.1	69.1	13.4
	3.0	45.0	38.6	9.5	7.0	11.6	61.7	61.7	19.5
	4.0	32.3	45.1	17.2	13.9	21.3	79.7	79.7	18.3
	5.0	32.7	32.1	6.6	6.1	20.8	88.3	88.3	20.0
	6.0	20.8	35.1	14.6	18.8	26.0	93.7	93.7	19.7
	7.0	25.4	39.1	12.5	8.7	27.6	71.1	71.1	16.2
	8.0	37.7	36.1	12.1	12.6	23.6	62.2	62.2	14.6
	9.0	22.1	48.4	16.6	14.9	24.5	61.1	61.1	15.7
	10.0	39.3	41.5	19.8	12.7	18.3	59.2	59.2	14.9
MAX		57.8	48.4	19.8	18.8	27.6	93.7		
AVG		8.4	4.5	3.1	3.2	3.2	9.8		
15Kg	1.0	48.6	33.9	15.5	12.6	21.9	61.5	61.5	15.7
	2.0	46.4	32.4	14.9	12.0	20.9	58.8	58.8	15.0
	3.0	32.2	30.0	10.9	9.6	10.1	51.7	51.7	13.9
	4.0	50.8	32.3	16.1	20.0	19.6	69.0	69.0	16.9
	5.0	22.7	35.0	14.5	14.6	20.0	79.3	79.3	17.4
	6.0	18.8	32.0	14.6	11.7	23.0	77.3	77.3	16.7
	7.0	30.3	36.4	11.5	8.2	23.5	54.7	54.7	13.0
	8.0	34.6	37.1	13.1	12.5	20.8	55.3	55.3	13.4
	9.0	14.4	37.4	10.8	10.7	23.4	51.3	51.3	13.1
	10.0	36.3	30.7	16.1	10.8	16.4	63.5	63.5	14.5
MAX		50.8	37.4	16.1	20.0	23.5	79.3		
AVG		9.8	2.2	1.8	2.1	2.8	8.0		
0Kg	1.0	40.5	36.7	13.2	13.7	18.4	58.5	58.5	15.1
	2.0	23.5	28.6	14.2	17.6	18.7	61.9	61.9	11.9
	3.0	29.3	19.5	9.8	9.6	8.0	46.8	46.8	11.7
	4.0	17.0	27.4	13.8	12.7	17.2	53.7	53.7	11.3
	5.0	21.6	39.4	12.6	12.1	16.1	65.1	65.1	16.3
	6.0	18.4	31.8	15.4	12.2	18.6	73.9	73.9	16.3
	7.0	15.9	37.5	13.3	8.6	20.0	44.0	44.0	11.7
	8.0	44.4	30.6	11.2	8.6	16.8	51.5	51.5	15.0
	9.0	9.1	28.5	8.0	8.0	22.3	44.6	44.6	11.7
	10.0	21.7	24.8	13.3	8.7	13.6	49.3	49.3	10.1
MAX		44.4	39.4	15.4	17.6	22.3	73.9		
AVG		8.4	4.7	1.7	2.5	2.7	7.9		

라) 들기 동작시의 족저압력 분석(개발 장비로 측정)

들기 동작시의 족저압력 분석을 개발 장비로 분석해 보았다. 본 연구에서 개발한 압력측정 장비의 센서는 6개이며, 각 센서당 면적은 5.0645cm^2 이다. 측정 장비보다 센서 숫자는 적고 센서 면적은 크며, 센서의 위치가 특정 위치에 고정되어 있기 때문에 절대적인 비교를 하기에는 다소 부족한 면이 있다. 센서의 위치와 비슷하게 분석용 마스크를 할당하였기 때문에 족부에 가해지는 압력의 경향을 추적하기에는 문제가 없다고 판단된다. 본 연구에서는 최적의 추적 알고리즘을 통해 족부의 부위별 압력 특성을 파악하고, 그에 따른 사용자의 자세 변화를 유추하기 위한 것이다.

0Kg 들기 동작시의 압력 변화는 기존 장비와 비슷하게 후족부와 엄지발가락부위에 최대 압력이 나타나며, 전족부의 위쪽에도 높은 압력이 나타나고 있음을 보여주고 있으나 개인별 차이로 인한 결과이며, 대부분의 피험자에서는 후족부와 엄지발가락부위에 높은 압력이 집중되고 있음을 보여주고 있어 기존 장비의 결과와 유사함을 알 수 있다. 15Kg 들기 동작시의 압력변화는 개인별 성향에 따라 다르지만 기존 장비와 유사하게 후족부에 좀 더 높은 압력이 측정되고 있으며, 이는 기존 장비의 경향과 비슷함을 알 수 있다. 30Kg 들기 동작 시의 압력변화 역시 후족부와 엄지발가락부위에 높게 나타나고 있으며 이는 기존 장비와의 경향성과 일치함을 알 수 있다.

본 연구에서 개발한 장비와 기존 측정 장비와의 비교에서 보는바와 같이 본 장비의 압력측정 데이터는 족부의 압력 패턴을 유추할 수 있으며, 이로 인한 사용자의 자세를 판단하는 근거로 활용할 수 있음을 알 수 있었다. 족부의 부위별 압력 패턴을 통해 사용자의 자세를 판단하고, 올바른 자세를 유지하기 위한 자세제어 알고리즘에 압력측정 데이터를 활용하고자 하였다. 기존 장비와의 비교에서 본 연구에서 개발한 장비의 유효성을 확보할 수 있었으며, 본 장비의 데이터를 활용하는데 문제가 없음을 알 수 있으며, 본인 체중에 의한 정규화 방법을 통해 개인별 체중 변화에 따른 차이점을 극복할 수 있어, 본 연구에서는 정규화 방법을 사용한 데이터 처리 기법을 적용하였다.

[표 3-16] 왼쪽 족저압력의 Max Force (N)

동작	횟수	Big Toe	Fore Med.	Fore Mid.	Fore Lat.	Middle	Rear	MAX	AVG
30Kg	1.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
	2.0	74.6	12.1	24.8	40.6	14.5	26.6	74.6	16.9
	3.0	157.3	35.5	48.2	27.9	40.9	149.6	157.3	51.3
	4.0	85.6	29.6	18.7	32.3	86.6	39.9	86.6	24.9
	5.0	68.9	12.4	28.2	27.1	19.2	66.3	68.9	20.4
	6.0	135.3	22.2	42.1	35.1	20.3	76.5	135.3	33.8
	7.0	107.0	41.9	41.2	29.4	35.1	91.9	107.0	27.8
	8.0	91.1	28.6	30.5	44.6	38.3	135.2	135.2	34.5
	9.0	104.0	30.2	40.7	35.4	27.8	74.6	104.0	24.8
	10.0	106.4	28.8	28.8	35.2	30.1	50.0	106.4	21.1
MAX		157.3	41.9	48.2	44.6	86.6	149.6		
AVG		29.0	10.0	10.2	7.7	15.2	34.5		
15Kg	1.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
	2.0	46.0	9.5	16.1	36.3	16.6	22.5	0.0	0.0
	3.0	95.8	30.4	44.7	38.9	37.6	112.5	112.5	29.4
	4.0	64.5	30.7	26.1	26.4	51.5	101.2	101.2	22.3
	5.0	75.7	12.3	21.0	19.6	16.2	43.1	75.7	18.7
	6.0	165.0	27.4	30.5	34.4	26.3	38.5	165.0	37.1
	7.0	44.4	28.8	25.8	41.6	24.4	60.3	60.3	11.2
	8.0	141.6	22.1	30.1	45.0	35.6	68.3	141.6	31.9
	9.0	115.6	26.7	35.0	36.2	35.2	34.8	115.6	22.8
	10.0	72.0	32.9	29.7	41.2	37.4	32.7	72.0	10.4
MAX		165.0	32.9	44.7	45.0	51.5	112.5		
AVG		38.0	8.9	8.1	10.0	11.4	27.3		
0Kg	1.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
	2.0	53.4	8.1	12.5	25.0	12.6	7.4	53.4	12.9
	3.0	124.2	31.1	42.6	25.6	33.5	102.3	124.2	35.6
	4.0	68.6	26.8	19.5	19.4	39.3	18.7	68.6	14.6
	5.0	61.3	17.5	15.6	22.5	26.7	14.1	61.3	11.8
	6.0	106.6	19.9	29.2	104.5	16.6	17.7	106.6	37.6
	7.0	61.9	29.5	21.6	35.1	25.1	24.2	61.9	10.4
	8.0	109.3	23.4	21.0	30.2	29.5	37.9	109.3	22.5
	9.0	89.5	23.1	29.4	40.2	25.4	26.8	89.5	17.2
	10.0	66.1	26.7	24.2	44.1	29.2	19.1	66.1	13.5
MAX		124.2	31.1	42.6	104.5	39.3	102.3		
AVG		26.6	7.4	7.8	17.1	8.4	17.3		

[표 3-17] 오른쪽 족저압력의 Max Force (N)

동작	횟수	Big Toe	Fore Med.	Fore Mid.	Fore Lat.	Middle	Rear	MAX	AVG
30Kg	1.0	68.9	29.8	38.3	19.6	21.4	71.8	71.8	19.1
	2.0	69.6	10.8	33.5	34.1	15.2	21.5	69.6	15.0
	3.0	92.8	27.5	68.8	17.9	29.3	149.6	149.6	39.4
	4.0	74.4	31.7	26.9	24.6	68.0	48.0	74.4	17.9
	5.0	106.3	14.0	41.0	16.8	14.4	53.3	106.3	25.9
	6.0	124.6	25.5	32.1	43.9	29.7	17.5	124.6	26.3
	7.0	86.3	28.0	46.0	36.6	22.9	59.7	86.3	17.6
	8.0	78.3	32.3	44.5	36.0	28.1	83.1	83.1	20.2
	9.0	127.3	46.0	71.8	40.1	41.0	20.5	127.3	27.9
	10.0	83.5	45.3	47.8	33.8	31.8	72.8	83.5	17.1
MAX		127.3	46.0	71.8	43.9	68.0	149.6		
AVG		17.2	7.9	10.8	8.5	10.1	27.6		
15Kg	1.0	48.5	23.7	28.1	30.6	19.6	47.6	48.5	10.0
	2.0	66.4	14.9	23.2	23.9	14.5	10.1	0.0	0.0
	3.0	89.9	31.5	45.8	22.0	33.2	92.1	92.1	25.7
	4.0	83.1	31.3	20.4	27.4	83.9	19.0	83.9	26.2
	5.0	101.1	17.3	35.9	21.2	21.8	30.9	101.1	21.0
	6.0	97.0	23.1	30.1	31.1	22.1	19.5	97.0	20.0
	7.0	70.5	27.5	43.9	32.7	21.7	53.2	70.5	14.3
	8.0	77.9	30.1	42.7	32.2	29.7	67.9	77.9	17.4
	9.0	96.5	33.6	47.5	35.1	27.2	15.6	96.5	19.6
	10.0	104.0	36.1	38.9	33.6	27.9	64.5	104.0	22.3
MAX		104.0	36.1	47.5	35.1	83.9	92.1		
AVG		14.2	5.7	8.2	4.3	11.4	23.0		
0Kg	1.0	39.8	25.4	30.5	29.4	23.5	53.2	53.2	8.6
	2.0	58.7	16.9	17.0	27.5	19.1	10.5	58.7	12.1
	3.0	82.2	31.6	31.1	20.0	36.2	74.8	82.2	21.7
	4.0	49.9	30.9	22.3	18.1	85.2	12.5	85.2	20.7
	5.0	77.0	13.2	34.7	16.2	16.0	5.7	77.0	19.2
	6.0	111.6	26.8	30.0	88.8	26.6	23.7	111.6	32.6
	7.0	48.7	30.9	51.7	28.6	24.3	28.7	51.7	9.8
	8.0	73.5	24.5	28.4	27.0	21.6	109.1	109.1	29.3
	9.0	75.4	26.5	32.4	31.6	19.8	8.8	75.4	14.3
	10.0	96.1	30.3	31.0	30.3	24.0	33.3	96.1	18.4
MAX		111.6	31.6	51.7	88.8	85.2	109.1		
AVG		17.6	4.6	5.3	11.4	12.4	25.8		

[표 3-18] 왼쪽 족저압력의 Max Force(N)의 자기 체중에 의한 Normalization

동작	횟수	Big Toe	Fore Med.	Fore Mid.	Fore Lat.	Mddle	Rear	MAX	AVG
30Kg	1.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
	2.0	11.2	1.8	3.7	6.1	2.2	4.0	11.2	2.5
	3.0	20.1	4.5	6.2	3.6	5.2	19.1	20.1	6.5
	4.0	10.9	3.8	2.4	4.1	11.1	5.1	11.1	3.2
	5.0	9.4	1.7	3.8	3.7	2.6	9.0	9.4	2.8
	6.0	18.4	3.0	5.7	4.8	2.8	10.4	18.4	4.6
	7.0	15.6	6.1	6.0	4.3	5.1	13.4	15.6	4.1
	8.0	13.1	4.1	4.4	6.4	5.5	19.4	19.4	5.0
	9.0	12.8	3.7	5.0	4.4	3.4	9.2	12.8	3.0
	10.0	13.7	3.7	3.7	4.5	3.9	6.5	13.7	2.7
MAX		20.1	6.1	6.2	6.4	11.1	19.4		
AVG		3.7	1.3	1.4	1.1	2.0	4.8		
15Kg	1.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
	2.0	6.9	1.4	2.4	5.4	2.5	3.4	6.9	1.7
	3.0	12.2	3.9	5.7	5.0	4.8	14.3	14.3	3.8
	4.0	8.2	3.9	3.3	3.4	6.6	12.9	12.9	2.9
	5.0	10.3	1.7	2.9	2.7	2.2	5.9	10.3	2.5
	6.0	22.4	3.7	4.2	4.7	3.6	5.2	22.4	5.0
	7.0	6.5	4.2	3.8	6.1	3.6	8.8	8.8	1.6
	8.0	20.4	3.2	4.3	6.5	5.1	9.8	20.4	4.6
	9.0	14.2	3.3	4.3	4.5	4.3	4.3	14.2	2.8
	10.0	9.3	4.2	3.8	5.3	4.8	4.2	9.3	1.3
MAX		22.4	4.2	5.7	6.5	6.6	14.3		
AVG		5.0	1.2	1.1	1.4	1.4	3.7		
0Kg	1.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
	2.0	8.0	1.2	1.9	3.7	1.9	1.1	8.0	1.9
	3.0	15.8	4.0	5.4	3.3	4.3	13.1	15.8	4.5
	4.0	8.7	3.4	2.5	2.5	5.0	2.4	8.7	1.9
	5.0	8.3	2.4	2.1	3.1	3.6	1.9	8.3	1.6
	6.0	14.5	2.7	4.0	14.2	2.3	2.4	14.5	5.1
	7.0	9.0	4.3	3.2	5.1	3.7	3.5	9.0	1.5
	8.0	15.7	3.4	3.0	4.3	4.2	5.4	15.7	3.2
	9.0	11.0	2.8	3.6	4.9	3.1	3.3	11.0	2.1
	10.0	8.5	3.5	3.1	5.7	3.8	2.5	8.5	1.7
MAX		15.8	4.3	5.4	14.2	5.0	13.1		
AVG		3.4	1.0	1.0	2.2	1.1	2.3		

[표 3-19] 오른쪽 족저압력의 Max Force(N)의 자기 체중에 의한 Normalization

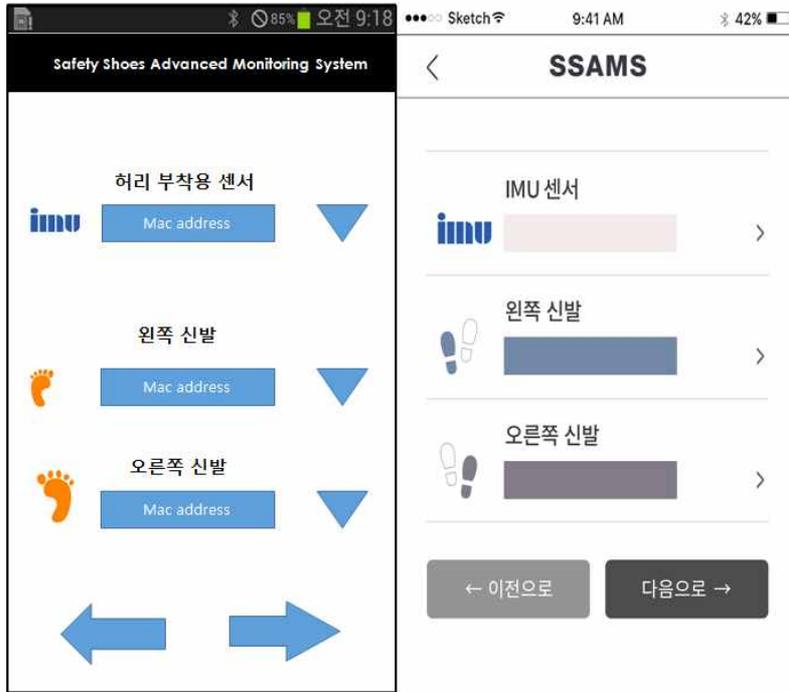
동작	횟수	Big Toe	Fore Med.	Fore Mid.	Fore Lat.	Mddle	Rear	MAX	AVG
30Kg	1.0	10.8	4.7	6.0	3.1	3.4	11.3	11.3	3.0
	2.0	10.5	1.6	5.0	5.1	2.3	3.2	10.5	2.2
	3.0	11.8	3.5	8.8	2.3	3.7	19.1	19.1	5.0
	4.0	9.5	4.0	3.4	3.1	8.7	6.1	9.5	2.3
	5.0	14.5	1.9	5.6	2.3	2.0	7.3	14.5	3.5
	6.0	16.9	3.5	4.4	6.0	4.0	2.4	16.9	3.6
	7.0	12.6	4.1	6.7	5.3	3.3	8.7	12.6	2.6
	8.0	11.2	4.6	6.4	5.2	4.0	11.9	11.9	2.9
	9.0	15.7	5.7	8.8	4.9	5.0	2.5	15.7	3.4
	10.0	10.8	5.8	6.2	4.4	4.1	9.4	10.8	2.2
MAX		16.9	5.8	8.8	6.0	8.7	19.1		
AVG		2.0	1.1	1.2	1.2	1.1	3.9		
15Kg	1.0	7.6	3.7	4.4	4.8	3.1	7.5	7.6	1.6
	2.0	10.0	2.2	3.5	3.6	2.2	1.5	10.0	2.0
	3.0	11.5	4.0	5.8	2.8	4.2	11.8	11.8	3.3
	4.0	10.6	4.0	2.6	3.5	10.7	2.4	10.7	3.3
	5.0	13.8	2.4	4.9	2.9	3.0	4.2	13.8	2.9
	6.0	13.2	3.1	4.1	4.2	3.0	2.7	13.2	2.7
	7.0	10.3	4.0	6.4	4.8	3.2	7.8	10.3	2.1
	8.0	11.2	4.3	6.1	4.6	4.3	9.8	11.2	2.5
	9.0	11.9	4.1	5.8	4.3	3.3	1.9	11.9	2.4
	10.0	13.4	4.7	5.0	4.3	3.6	8.3	13.4	2.9
MAX		13.8	4.7	6.4	4.8	10.7	11.8		
AVG		1.4	0.6	1.0	0.6	1.4	3.2		
0Kg	1.0	6.3	4.0	4.8	4.6	3.7	8.4	8.4	1.3
	2.0	8.8	2.5	2.6	4.1	2.9	1.6	8.8	1.8
	3.0	10.5	4.0	4.0	2.6	4.6	9.5	10.5	2.8
	4.0	6.4	3.9	2.8	2.3	10.9	1.6	10.9	2.6
	5.0	10.5	1.8	4.7	2.2	2.2	0.8	10.5	2.6
	6.0	15.2	3.6	4.1	12.1	3.6	3.2	15.2	4.4
	7.0	7.1	4.5	7.5	4.2	3.5	4.2	7.5	1.4
	8.0	10.6	3.5	4.1	3.9	3.1	15.7	15.7	4.2
	9.0	9.3	3.3	4.0	3.9	2.4	1.1	9.3	1.8
	10.0	12.4	3.9	4.0	3.9	3.1	4.3	12.4	2.4
MAX		15.2	4.5	7.5	12.1	10.9	15.7		
AVG		2.1	0.6	0.9	1.6	1.5	3.7		

3.1.4.5 사용자 인터페이스 설계

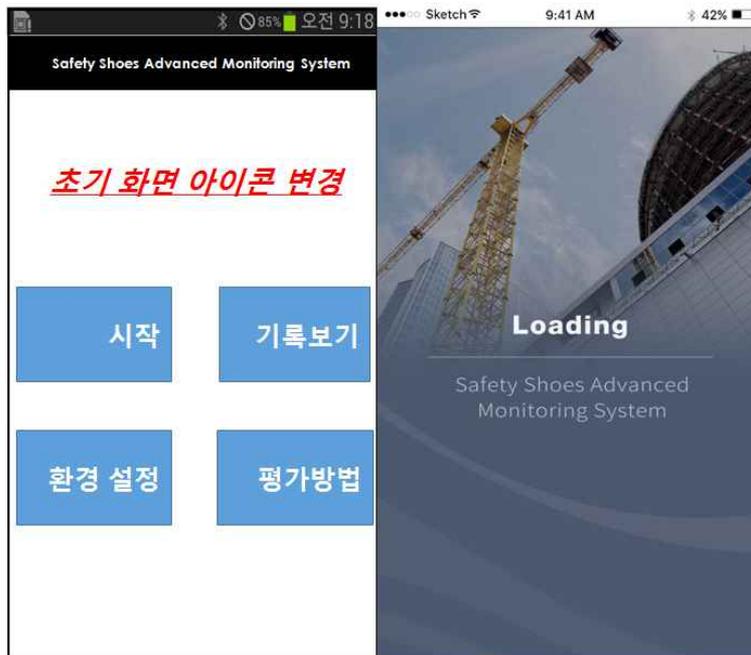
압력센서로부터의 측정된 값을 실시간 분석을 통해 미리 설정된 자세 및 압력값에 대한 정보를 사용자에게 알려주기 위한 프로토콜을 개발하였다. 이를 앱 프로그램으로 실현하였으며, 앱 프로그램은 사용자 친화 인터페이스 디자인을 통해 사용자의 시인성을 확보하였다.



[그림 3-58] 사용자 설정 사용자 인터페이스 디자인



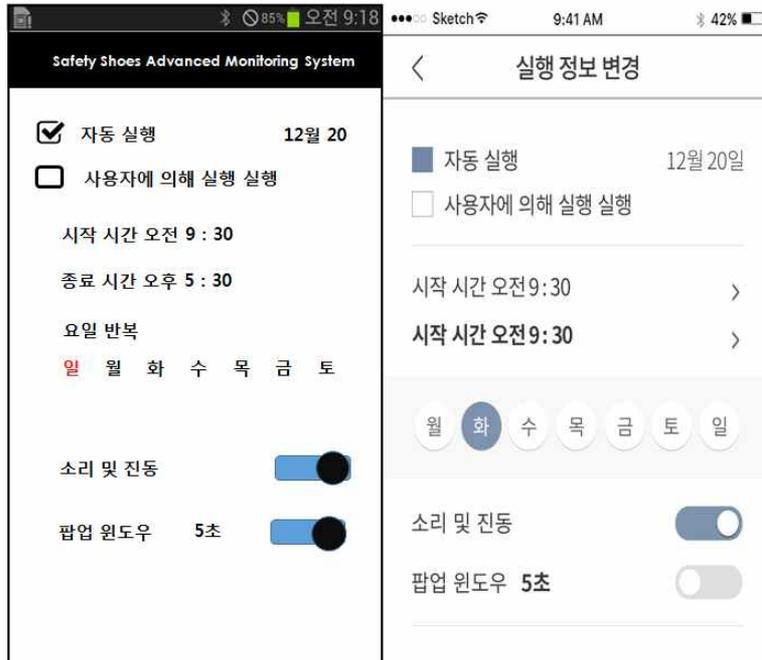
[그림 3-59] 센서 설정 사용자 인터페이스 디자인



[그림 3-60] 초기 화면 사용자 인터페이스 디자인



[그림 3-61] 환경설정 사용자 인터페이스 디자인



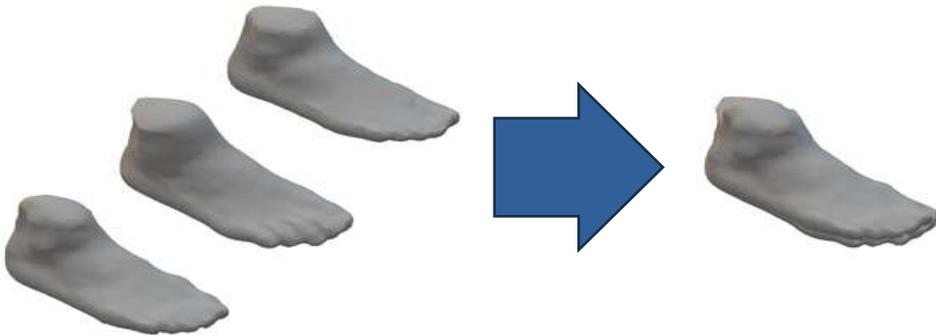
[그림 3-62] 실행정보 변경 사용자 인터페이스 디자인

3.2 연구개발 시제품 제작

3.2.1 연구개발 시제품

3.2.1.1 라스트 재설계

소비자 선호브랜드의 안전화에서 가장 많이 사용되는 라스트데이터를 데이터로 삼고 미드인솔의 프로파일(높이)을 적용하여 라스트를 개발했던 1차와 다르게 라스트를 재설계하였다. 사이즈코리아의 3D 랜더링 데이터를 바탕으로 병합된 라스트데이터를 기본안으로 설계하였다.

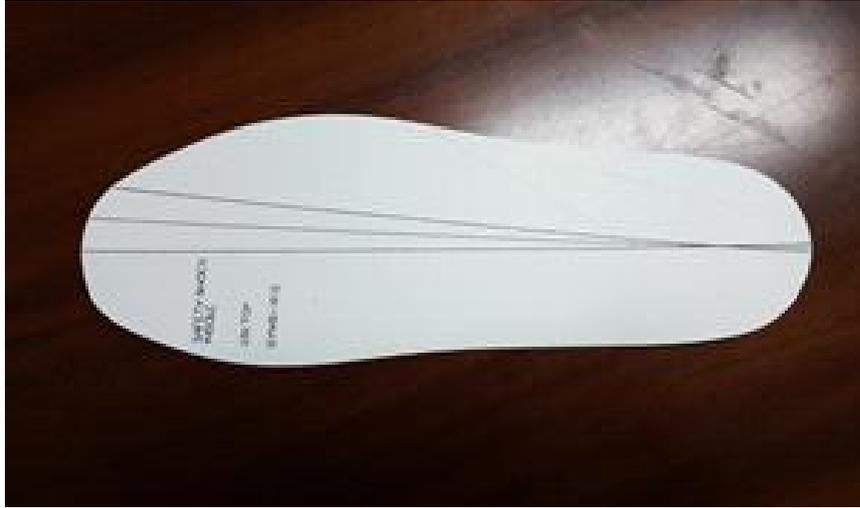


[그림 3-63] 라스트데이터 merge 개념도

라스트데이터의 바닥 게이지에서 미드인솔의 프로파일(높이)을 적용하여 수정된 라스트데이터를 추출하고 이를 바탕으로 라스트를 개발하였다.



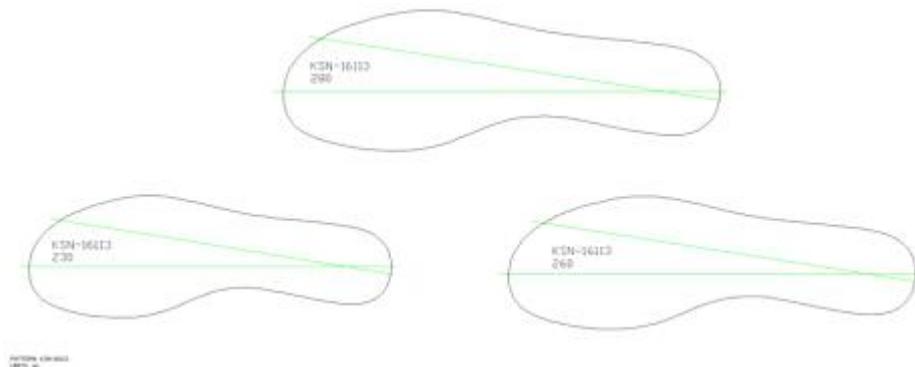
[그림 3-64] 수정된 라스트데이터를 기반으로 하는 라스트



[그림 3-65] 추출된 라스트 게이지

3.2.1.2 라스트 그레이딩설계

기본 라스트데이터로 최저, 최고 문대의 라스트데이터를 추출하기 위한 그레이딩을 진행하였다. 그레이딩간 모듈이 위치하게 되는 내측아치의 위치정보를 라스트게이지를 통해 추출하였다.



[그림 3-66] 그레이딩된 라스트 게이지

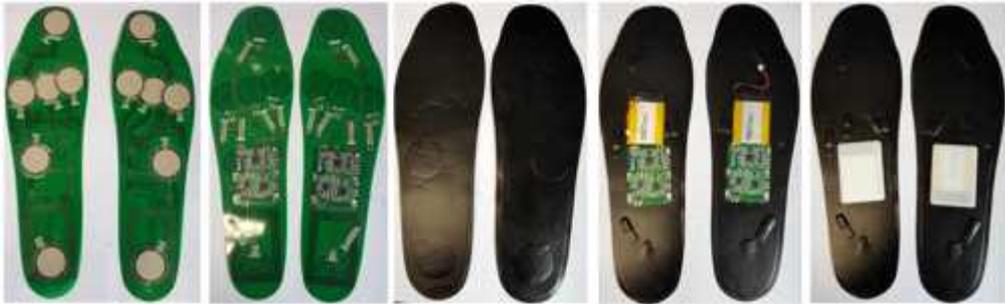
3.2.1.3 라스트 제작

개발 라스트데이터를 적용한 라스트를 제작하였다. 260mm를 기준으로 제작하였다.



[그림 3-67] 문대별 개발된 라스트

3.2.1.4 센서 모듈 및 안전화 인솔



[그림 3-68] 개발된 센서 모듈



[그림 3-69] 개발된 센서 모듈이 적용된 안전화 인솔

3.2.1.5 무선 충전 모듈(송신부)



[그림 3-70] 2차 무선 충전 모듈 시제품(TX Part)

3.2.1.6 7 IMU 모듈



[그림 3-71] IMU 센서



[그림 3-72] IMU 센서 리시버

3.2.1.7 인솔 개발

인솔에 사용할 폼은 선정 되었으나 제작방법을 선정해야한다. 냉각프레스와 핫프레스 방법중 인솔용 폼의 성형 후 축율과 마모방지를 위해 이를 보강하는 목적으로 핫프레스 방법을 선택하였다. EVA의 경우 열프레스 후 냉각공정을 하여 안정화시킴으로써 0.6%의 축율이 발생하지만 메모리 폼, PU폼은 성형 후 10%까지도 축율이 발생한다.

[표 3-20] 인솔 제작공정 비교

구분	공정 비교
냉각 프레스	폼 스카이빙 → 합포 → 열프레스 → 냉각프레스 → 커팅
핫 프레스	폼 스카이빙 → 양면 합포 → 핫 프레스 → 커팅

핫프레스 방식으로 인솔 개발간 핫프레스 외곽테두리와 맞물리는 현상이 자주 발생하며 핫프레스 이후 숙성과정에서 수축이 일어나 최초 설계 시 라스트게이지와 1:1로 일치하지 않는 현상이 발생하였다.



[그림 3-73] 인슐불량 발생 사례

3.2.1.8 재봉

재봉중 문제점은 미드인슐 방식이라서 기존 안전화의 패턴설계와 달리 선포, 측포, 뺏지 부품 등이 기존 안전화의 재봉시와 달라짐에 따라 재봉 공정에서 실수가 잦았다. 추후 사업화를 위해서는 생산연결에 따른 주의 문구가 반드시 규격서에 포함되어야 하는 부분에 해당한다. 패턴상 문제가 없는 부분이었으나 토캡을 씌우고 하봉을 하지 않거나 약하게 하는 경우, 제화공정인 토라스팅 공정에서 핀샤에 어퍼가 물리지 않는 문제점이 발생되었다.



[그림 3-74] 재봉공정간 문제점

패턴상에서는 문제가 없었던 토캡의 기장차이는 재봉공정에서 하봉을 받드시 하도록 함으로써 갑피가 토라스터의 핀사에 물려 잡아당길 때 토캡도 함께 당겨지도록 하였다. 토캡을 넉넉하게 재단하는 방법이 있으나 그렇게 하지 않는 이유는 오히려 전족부에 갑피의 물림현상을 차단하기 위함이었다.



[그림 3-75] 스마트 안전화의 재봉공정

3.2.1.9 제화

제화 후 시제품의 문제점으로는 토캡고무, 매쉬, 선심, 선포이지가 함께 신골을 감싸주어야 하나 다른 안전화와 달리 해당 자재들의 면적자체가 넓고 소재자체가 두꺼워 작업을 더디게 하는 요인이 된다. 안전화로서의 기능을 하기위한 스틸토 장착을 했으나 착화에 불편하고 무겁다는 단

점이 지적된다. 또한 더블라스팅 공법에서 컵솔 세멘팅공법으로 진행하게 되면서 아웃솔에 고무량이 일반창에 비해 다량 투입되어 중량감이 느껴졌다. 접착강도를 높이기 위해 접착윌을 높였으나 이 또한 솔 및 완제품의 무게를 늘리는 상황이 되었다.



[그림 3-76] 완제와 아웃솔 무게비교

3.2.1.10 직업환경의학과 연구진을 활용한 간이 임상평가 진행

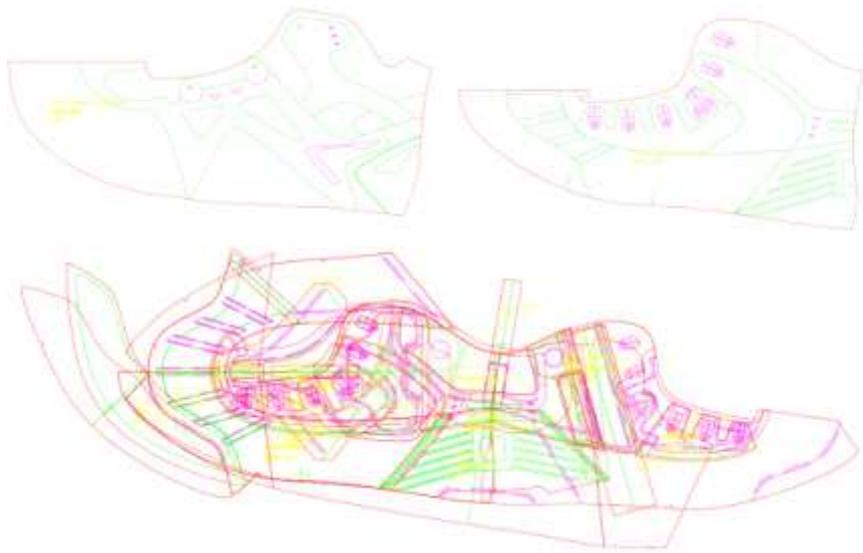
개발 시제품으로 간이 임상평가를 진행하였다. 2017.11.29~2017.12.18 까지 10명의 피험자를 대상으로 진행하였으며, 6분 보행검사와 TUG검사 결과 연구자가 측정한 값과 스마트 신발 센서로 측정한 값의 비교결과 통계적 차이는 있었으나 임상적 차이가 나는 수준은 아니었다(Bohannon, 2006; Thrane, Joakimsen, & Thornquist, 2007). L4 Level의 IMU센서 하나에서의 값으로 알고리즘을 구현한 간이 임상이었기에 결과가 그러했을 것이며, 압력센서까지 활용하면 step수는 100% 일치시킬 수 있을 것으로 평가된다. 더불어 보행거리, 보행시간, 보행 parameter 등의 알고리즘 수정이 추가적으로 이루어진다면, 고가의 보행분석 기능을 대체할 수 있으며 특히 작업장에서 반복 행동을 많이 하는 근로자의 안전 모니터링, 부상 예방 또는 조기 검진 등에 활용할 수 있을 것으로 기대되는 것으로 평가된다.



[그림 3-77] 간이임상에 사용된 시제품



[그림 3-78] 6분 보행검사중인 피험자



[그림 3-79] 시제품용 패턴 결과물



[그림 3-80] 시제품 제작 결과물

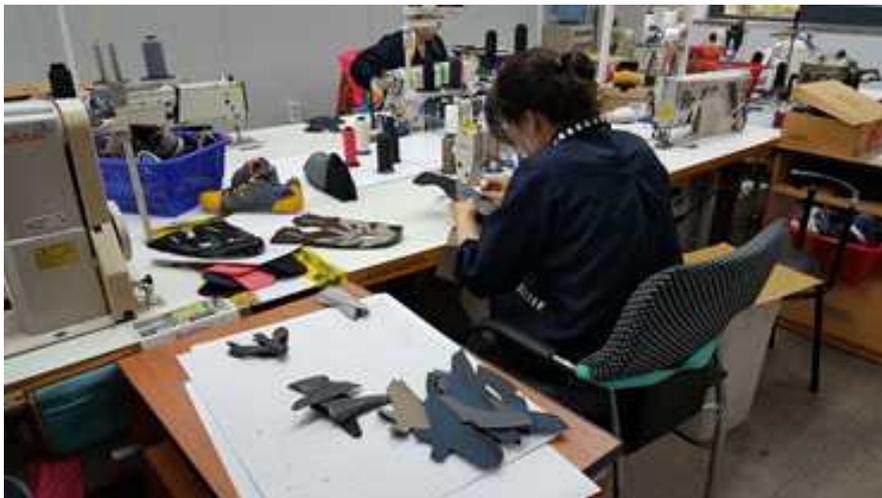
3.2.2 연구개발 최종 시제품

3.2.2.1 재봉

간이 임상시험과 착화감 테스트간 발너비의 피팅(헐렁한 문제점)에 문제가 있다고 판단되어 패턴을 수정하였다. 원인은 스틸토를 적용하려던 패턴이었으나 스틸토를 하드타입선심으로 대체하면서 발생한 문제점으로 파악되어 패턴수정을 고려하였다.



[그림 3-81] 스틸토를 장착하지 않은 시제품



[그림 3-82] 수정시제품의 재봉과정

3.2.2.2 제화

스틸토 공급을 위해 발볼이 넓거나 외산 안전화에 적용되는 토캡제품을 수급하려 했으나 라스티드 어퍼에 적용 가능한 크기의 토캡은 없기 때문에 단순 발 볼이나 너비의 문제뿐만 아니라 발가락 부분의 높이에서 제한이 있다. 따라서 새로 제작하고자 제작회사에 의뢰하였으나 개발대응이 늦어져 일반적인 가죽제 안전화 개념보다는 선심이 없는 안전화로의 개발로 전환하였다.



[그림 3-83] 시제품 제작 flow



[그림 3-84] 수정된 시제품

3.3 부품 및 성능 평가

3.3.1 근골격계 질환 예방용 작업화 부품평가

3.3.1.1 SSBR 배합 및 가공조건 결정

SSBR 적용 배합 설계로 안전화 배합에 주로 사용되는 NBR 배합의 경우 내유성과 기계적 물성이 높으나, 내슬립성이 낮아 이를 보강해줄 수 있는 SSBR을 활용함으로써 안정성, 접지력 및 아웃솔의 내구성을 향상시킴으로써 보다 만족도 높은 아웃솔 컴파운드를 개발코자 연구하였다. 선행 연구를 통해 완성된 기본 안전화 배합비에 SSBR을 첨가함으로써 변화되는 물성을 관찰 SSBR은 butadiene의 vinyl 결합구조에 따라 점탄성 특성에 많은 영향이 미친다고 보고됨에 따라 vinyl함량이 높은 그레이드를 사용함으로써 슬립성능 향상을 기대하였다.

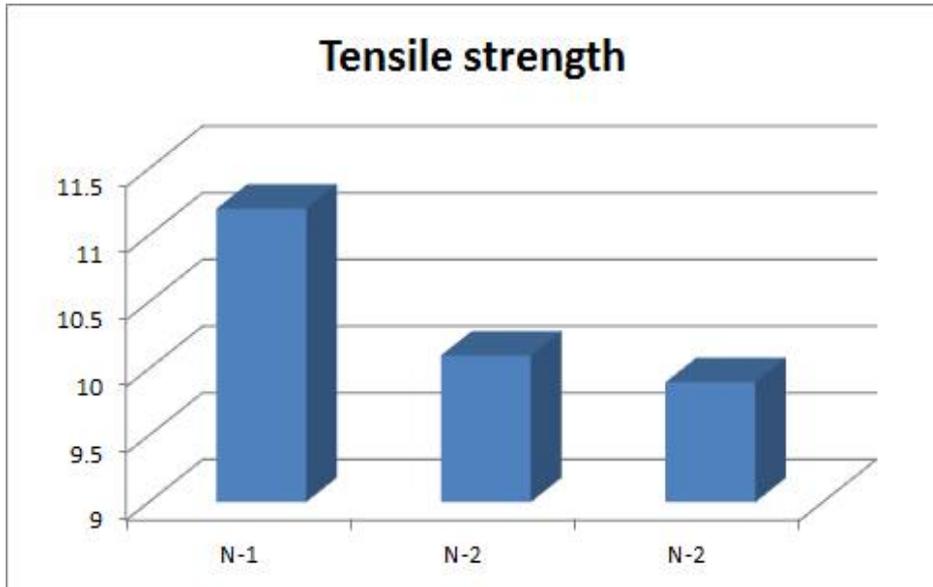
[표 3-21] Recipes for Matrix Rubber Compound (N-1, 2, 3)

code name Materials	N-1	N-2	N-3
NBR	90	80	70
SSBR	10	20	30
St/A	1.5	1.5	1.5
Filler	30	30	30
Additives	7	7	7
Coupling agent	1	1	1
antioxidant	0.5	0.5	0.5
Sulfur	1.5	1.5	1.5
M	0.4	0.4	0.4
DM	0.4	0.4	0.4
TT	0.2	0.2	0.2
계	149	149	149

[표 3-22] N-1, N-2, N-3 물리적 특성

Properties		N-1	N-2	N-2
Hardness	Shore A	65	63	62
Specific gravity	-	1.12	1.12	1.12
Tensile strength	MPa	11.2	10.1	9.9
Elongation	%	430	410	410
Tear strength	N/mm	48	45	43
NBS	%	165	152	147
Slip resistance (동마찰)	Dry	1.27	1.29	1.39
	Wet	0.94	1.11	1.18

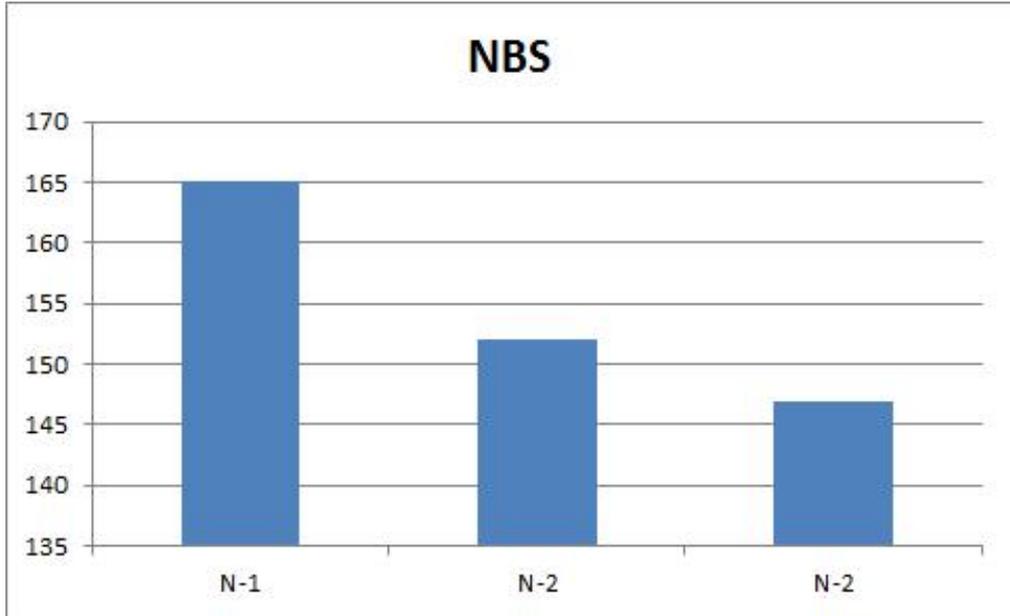
위 결과에서 보는 바와 같이 SBR 함량이 증가됨에 따라 인장강도, 인열강도 등의 기계적 물성은 감소되나 마찰계수가 향상되는 경향을 나타내었다. 이는 SBR이 내슬립성 향상에 영향을 미치는 것으로 보여진다. 또한 건조 상태보다 습윤 상태에서 더 높은 결과를 보이는 것은 SBR의 결합구조에 영향으로 판단된다. SBR의 첨가를 통해 내슬립성 향상에 기여하는 것으로 판단되며, SBR의 함량 30% 배합에 가교특성 및 첨가제 변량을 통해 물성향상 연구를 진행하였다.



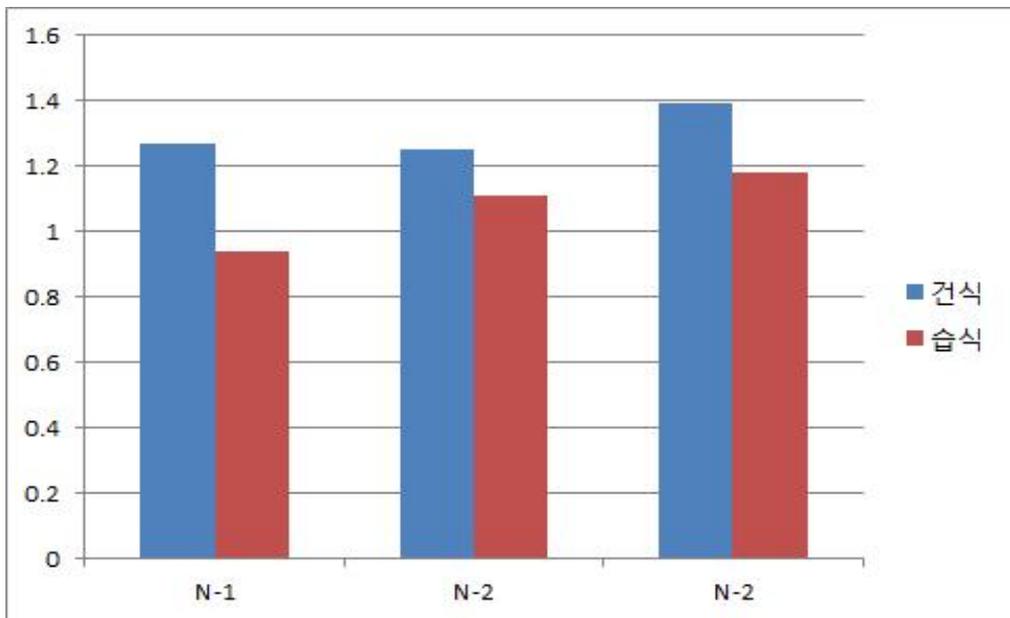
[그림 3-85] SSBR 변량을 통한 인장강도 변화



[그림 3-86] SSBR 변량을 통한 인열강도 변화



[그림 3-87] SSBR 변량을 통한 NBS 마모도 변화



[그림 3-88] SSBR 변량을 통한 슬립성능 변화

3.3.1.2 SSBR 적용 기능성 평가

SSBR의 적정 가공조건으로 SSBR 소재 적용을 통한 내슬립성 향상과 물성 저하의 상관성을 극복하기 위해 가교 시스템 및 첨가제 함량 조절을 통한 최적의 물성을 구현하기 위한 배합을 진행하였다. 아웃솔의 요구 성능을 최적화하기 위해서는 가교 시스템 및 첨가제의 특성이 아웃솔 소재의 탄성특성을 결정하는 중요인자 중 하나이다. 따라서 본 연구에서는 적용소재의 가교시스템에 따른 안전화 아웃솔용 소재특성을 평가하고 최적의 물성조건을 찾기 위한 연구를 진행하였다.

[표 3-23] Recipes for Matrix Rubber Compound (N-4, 5, 6)

name Materials	code	N-4	N-5	N-6
NBR		70	70	70
SSBR		30	30	30
St/A		1.5	1.5	1.5
Filler		35	40	45
Additives		8	8	8
Coupling agent		3	3	3
antioxidant		0.5	0.5	0.5
Sulfur		1.5	1.5	1.5
M		0.4	0.4	0.4
DM		0.4	0.4	0.4
TT		0.2	0.2	0.2
계		150	155	160

[표 3-24] N-4, N-5, N-6 물리적 특성

Properties		N-4	N-5	N-6
Hardness	Shore A	63	65	67
Specific gravity	-	1.13	1.15	1.21
Tensile strength	MPa	10.2	11.0	12.5
Elongation	%	400	380	390
Tear strength	N/mm	44	47	51
NBS	%	138	145	169
Slip resistance (동마찰)	Dry	1.34	1.31	1.27
	Wet	1.17	1.16	1.15

위 표에서 보는바와 같이 첨가제 변량 및 가교 촉진제 및 첨가제 변화를 통해 가교 밀도를 증가시키고 물성 향상을 기대, 물성은 향상되고 슬립은 유지되는 결과를 확보하였다. 기계적 물성은 SBR의 함량이 10%일때의 수치를 만족하면서 슬립성능은 유지한다. 특히 건식 상태에서는 다소 감소하는 경향을 보이거나 습식 상태에서 거의 감소가 없는 결과값을 보이고 있다. 이는 SBR의 첨가제 및 촉진제가 습식상태의 마찰계수를 결정하는 중요한 인자로 보여진다. 이를 이용하여 최적의 비율을 찾아냄으로써 안전화용 아웃솔의 물성을 만족하는 상태로 보여진다.

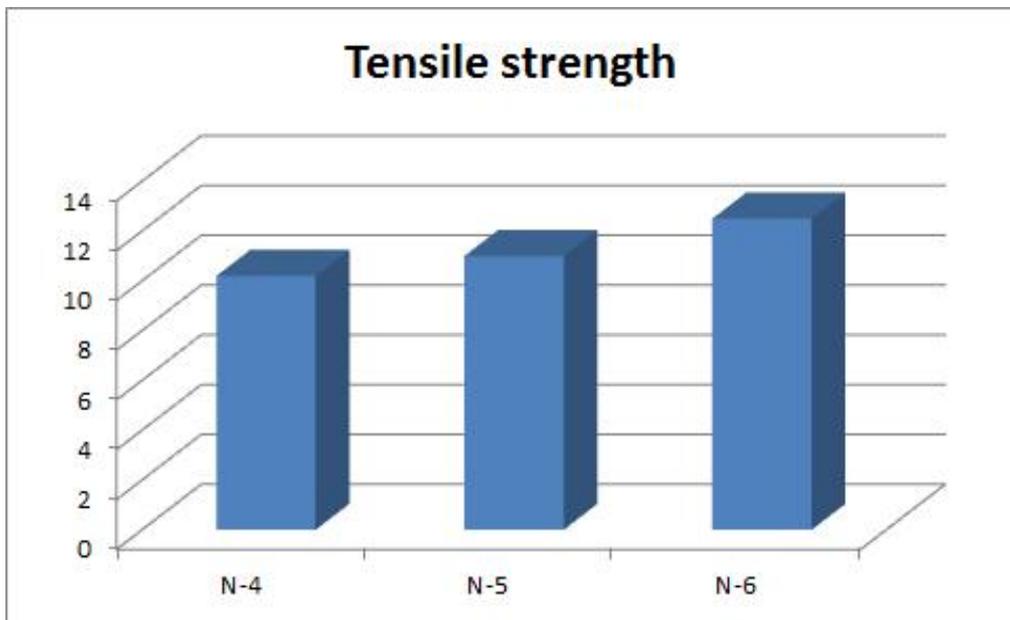
SSBR 최적배합에 따른 공인시험 진행하였다. NBS 시편을 준비하여 (자체 평가와 공인 시험 동시 진행) NBS 마모 시험기를 이용한 NBS 시험을 진행하였다.



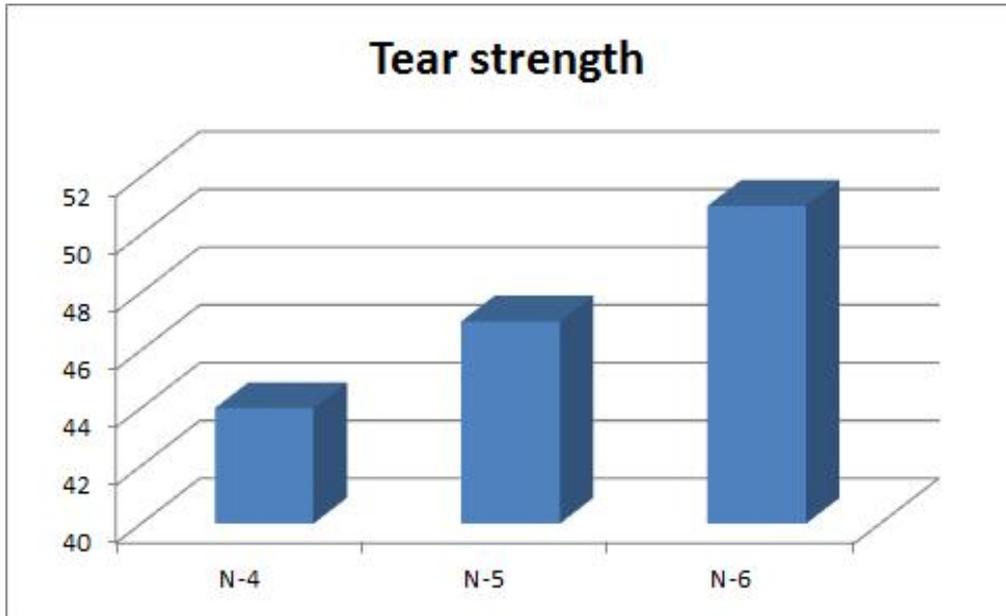
[그림 3-89] NBS 마모시험기

[표 3-25] 마모시험 비교표

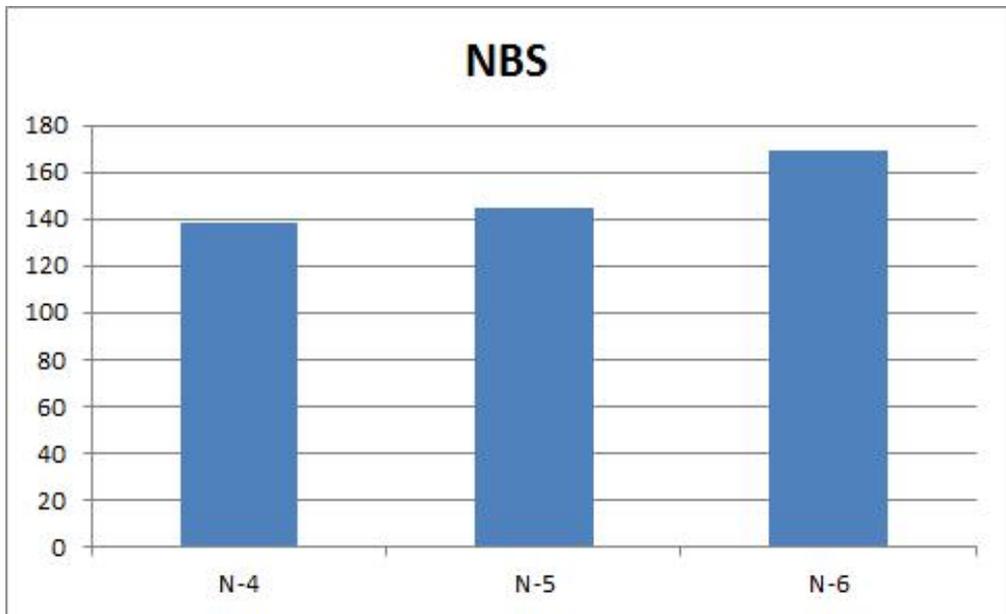
	N-1	N-2	N-3	N-4	N-5	N-6
NBS 마모	165	152	147	138	155	169



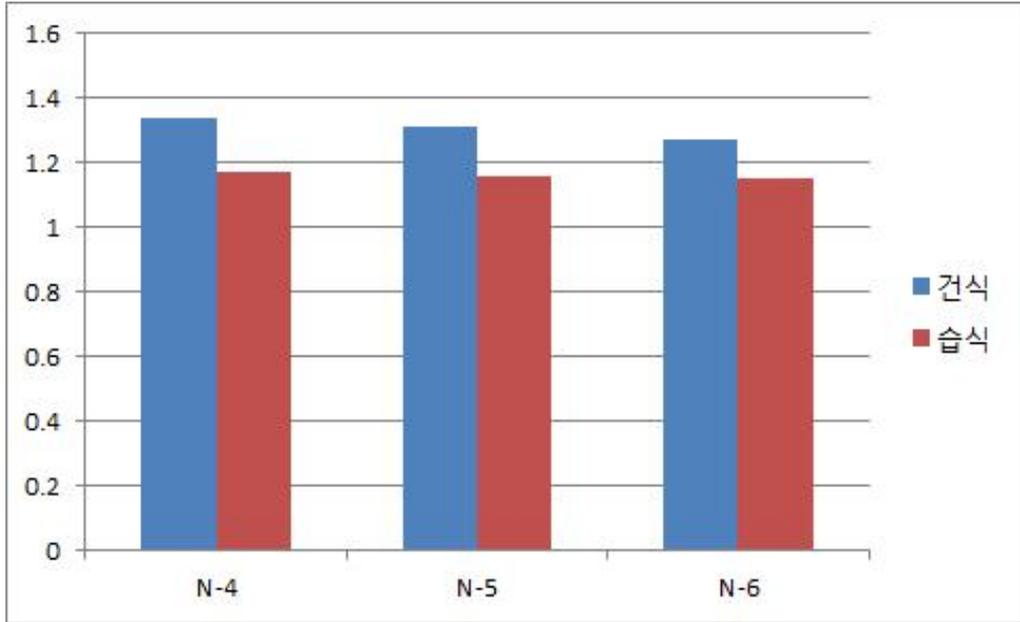
[그림 3-90] SSBR 가공 조건 변량을 통한 인장강도 변화



[그림 3-91] SSBR 가공 조건 변량을 통한 인열강도 변화



[그림 3-92] SSBR 가공 조건 변량을 통한 NBS 마모도 변화



[그림 3-93] SSBR 가공 조건 변량을 통한 슬립성능 변화

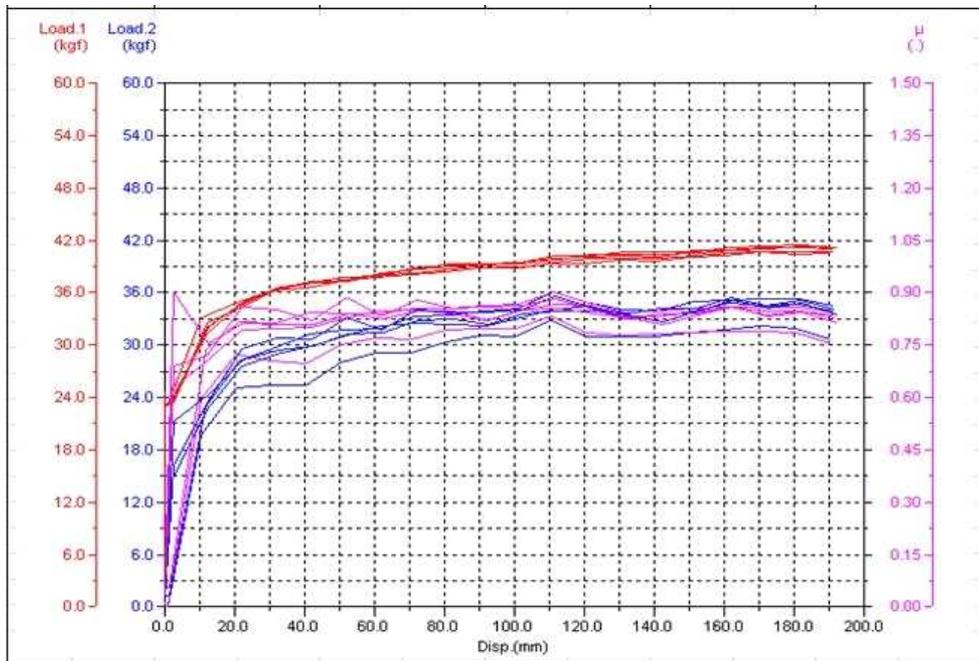
미끄럼 시험은 ASTM D 1894 실험법을 사용하여 실험하였다[그림 3-95]. 슬립 시편을 기준 미끄럼판에 마찰시키고, 습식은 물을 뿌려 마찰시켜 SSBR 배합 아웃솔 슬립값을 비교하였다.



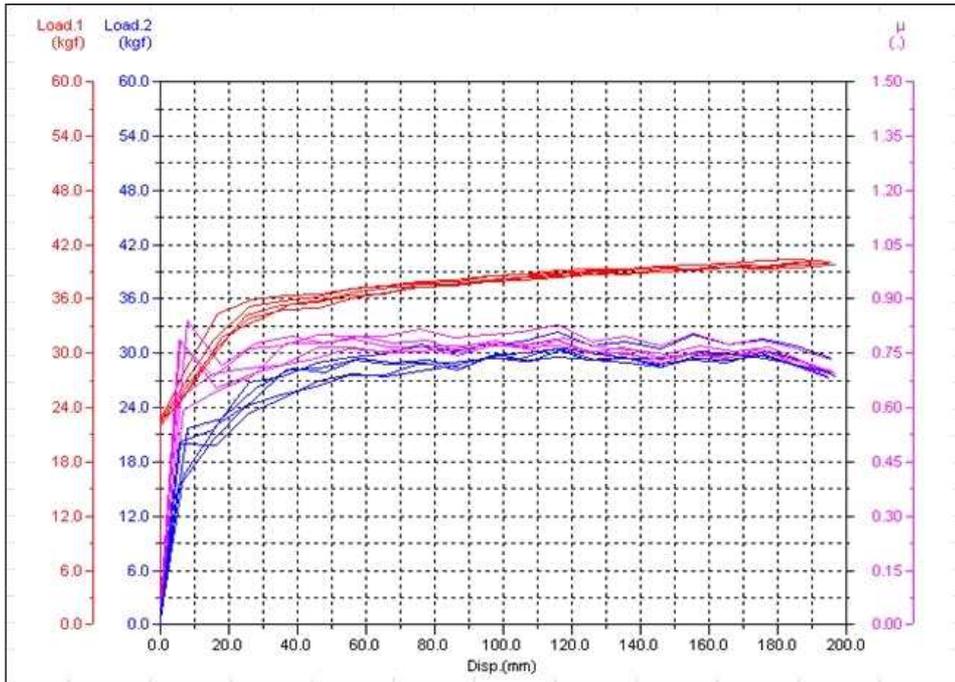
[그림 3-94] 미끄럼 시험(계속)



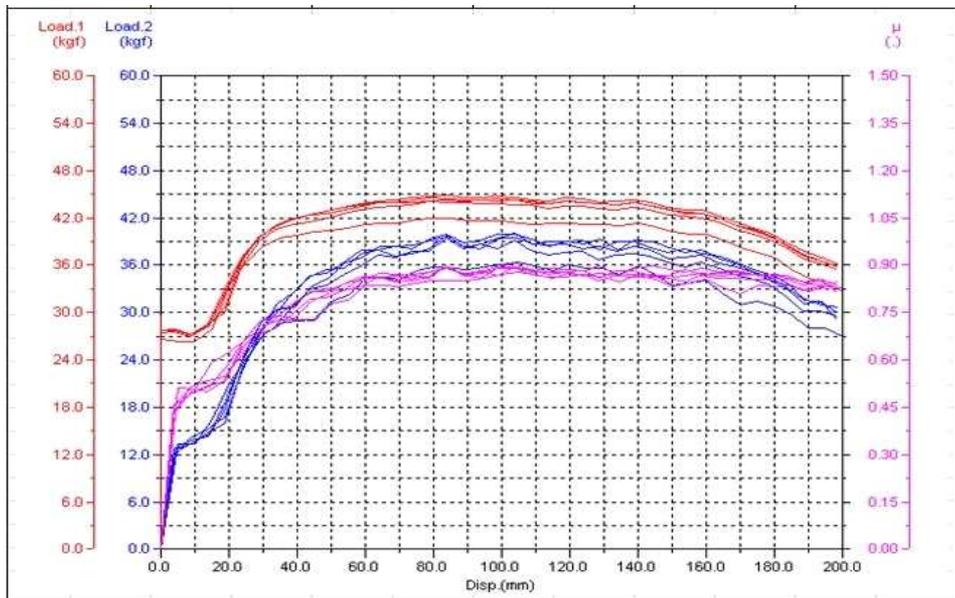
[그림 3-94] 미끄럼 시험



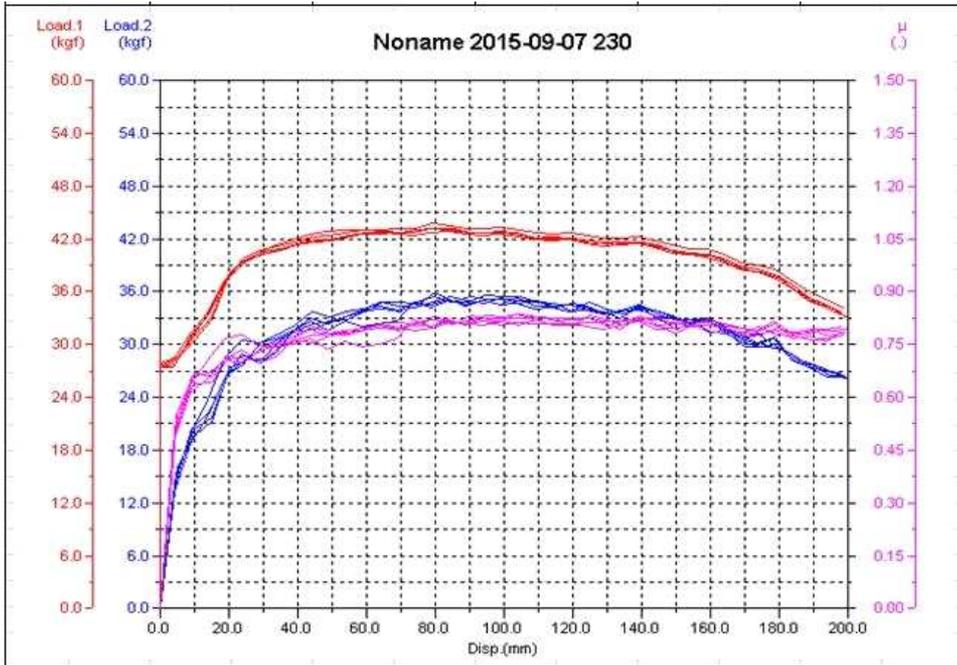
[그림 3-95] N-2 배합 습식 슬립 테스트 결과



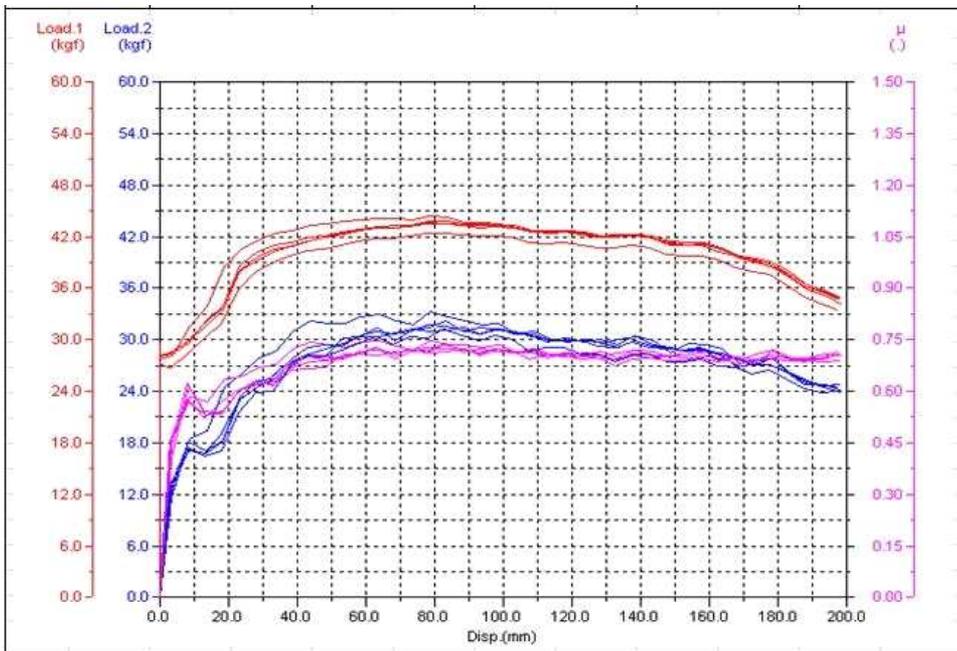
[그림 3-96] N-3 배합 습식 슬립 테스트 결과



[그림 3-97] N-4 배합 습식 슬립 테스트 결과



[그림 3-98] N-5 배합 습식 슬립 테스트 결과



[그림 3-99] N-6 배합 습식 슬립 테스트 결과

3.3.1.3 미드솔 배합 및 가공조건 결정

자체 시험장비를 이용하여 영구압축 줄음율을 측정하였으며, 개발된 미드인솔의 시편 4개를 측정한 결과 아래와 같은 결과 값이 나타났다. 이중 B 소재를 최종 선정하였다.

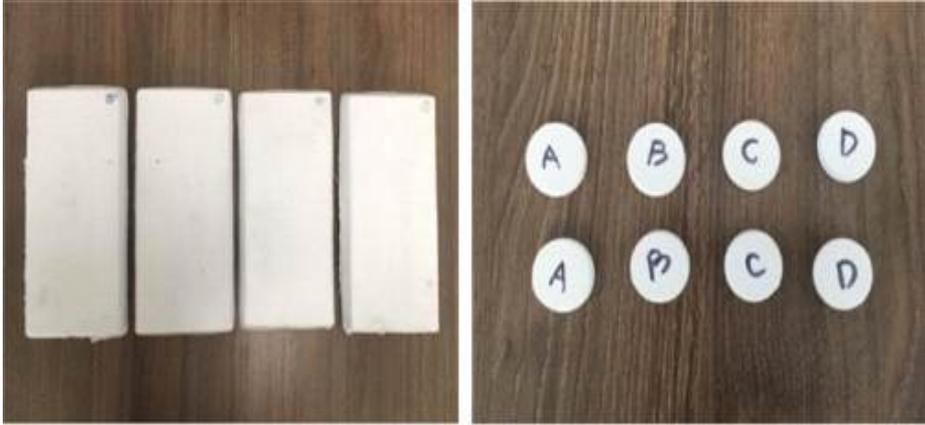


[그림 3-100] 영구압축줄음기

[표 3-26] 압축률 비교표

	A	B	C	D
압축률	75 %	36 %	50 %	55 %

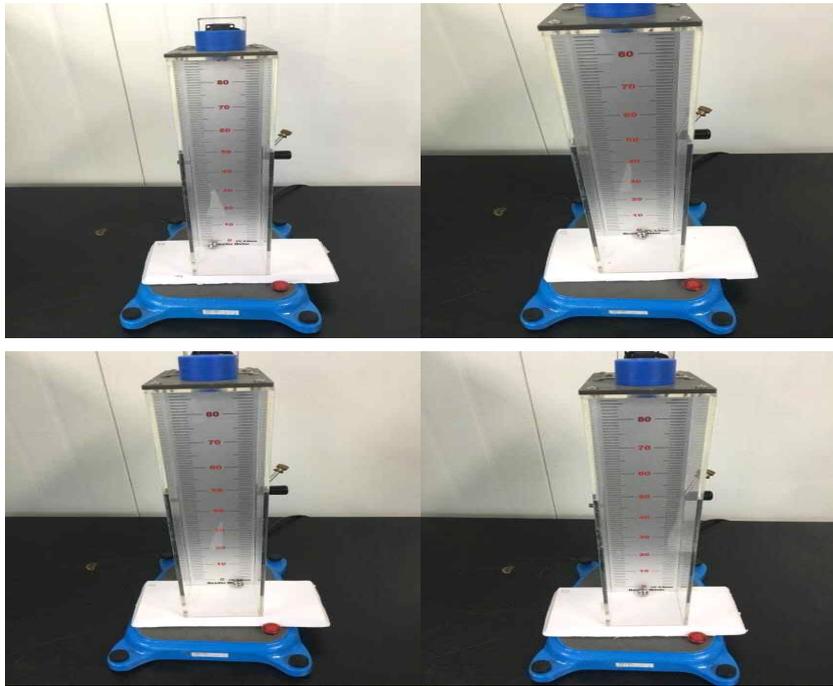
반발탄성계를 이용한 반발탄성 및 충격흡수 정도를 측정하였다. A타입(고탄성), B타입(고흡수), C타입(일반1), D타입(일반2)을 대상으로 선정하였으며, 반발탄성 시험을 통해 충격 흡수율을 확인하였다. 개발 미드솔 소재로 B타입의 제품 최종 선정하였다.



[그림 3-101] 영구 압축 줄임율 시편 및 시험 후 사진

[표 3-27] 반발탄성 비교표

	A	B	C	D
반발탄성	55 cm	17 cm	35 cm	28 cm



[그림 3-102] 반발탄성 시험 사진

3.3.1.4 접착제 및 선처리제 결정

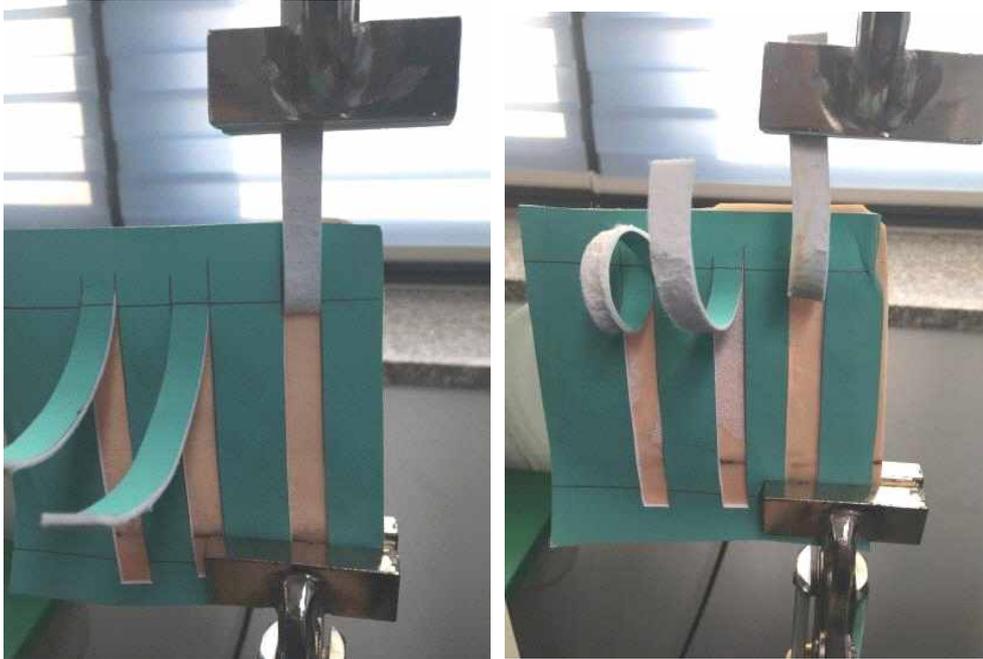
아웃솔-신세탁 접착 성능 시험을 진행하였다. 아웃솔-신세탁 원단 접착을 준비하고, 접착제 A, B 선정 후 사용하여 접착진행 후 박리 시험을 진행하였다. 시험 결과 접착제 B를 통한 재질파괴 및 높은 박리강도를 도출하였다.



[그림 3-103] 고무-신세탁 박리강도 시험기

[표 3-28] 박리강도

	고무- 신세탁 〈접착제 A〉	고무-신세탁 〈접착제 B〉
박리강도	2.6Kgf/cm	3.5 kgf/cm



[그림 3-104] 선처리제 종류별 접착 강도 차이 확인

3.3.2 생체역학적 성능평가

3.3.2.1 생체역학적 성능평가 및 분석범위

근골격계 질환 예방 신발 개발 및 활동 모니터링이 가능한 최종 개발 시제품 신발 생체역학적 성능평가로 몰드 작업(중량물 들기, 이동, 내리기 작업) 시 발생하는 중량물 무게변화에 따른 족저압력 변화 측정 및 분석하였다. 또한 최대힘 측정을 통한 몰드 작업(중량물 들기, 이동, 내리기 작업) 및 러닝 시 발생하는 하중의 허용범위 측정 및 분석하였으며, 하지 근전도 측정을 통해 장시간 작업(보행) 시 발생하는 하지 근피로도 변화 측정 및 분석하였다.

작업 동작 시 중량물 부하 변화에 따른 발 압력분포 평가로 작업자가 몰드 작업 시 빈번하게 발생하는 몰드 들기, 이동 및 내리기 시의 족저압력 분석을 통한 개발 시제품과 대조군(K사)과의 발의 부하 및 Sole 압력 분산 정도에 대한 평가를 진행하였으며, 작업(몰드 작업, 보행 및 러닝) 시

발생되는 하중 허용범위 최대힘 평가로 작업자가 작업 시 발생하는 몰드 들기, 몰드 내리기, 이동(보행 및 러닝) 환경에서의 발의 최대힘 분석을 통한 개발 시제품의 인솔 허용하중에 대한 평가를 진행하였다. 장시간 작업 시 발생하는 근육피로도 측정을 위한 하지 근피로도 평가로 장시간 작업 시 발생하는 하지 근육의 피로도를 분석하기 위해 근전도 장비를 활용한 개발 시제품과 대조군(K사)과의 근피로도 변화 정도에 대한 평가를 진행하였다. 그리고 착화감 측정을 위해 주관적 착화감 시각척도 측정 평가로 설문을 하였으며, 주관적 착화감 평가를 통해 최종 개발 시제품 안전화 착용 시 나타나는 각 개인의 주관적 착화감 정도에 대한 평가를 하였다.

3.3.2.2 생체역학적 성능평가 방법

1) 실험에 사용된 신발

최종 개발 시제품 안전화 및 대조군 안전화(K사)를 착용하고 최종 생체역학적 성능평가 실험을 실시하였다. 최종 개발 시제품 안전화의 경우 하이탑 타입으로 발목까지 감쌀 수 있으며, 갑피가 가죽소재가 아닌 직물 재질 타입의 갑피소재를 사용, 족저압력 센서삽입을 위해 미드솔과 인솔이 접합된 형태로 제작하였다. 최종 생체역학적 성능평가에서 사용된 개발 시제품 안전화는 아래 그림과 같이 개발 시제품 압력센서 모듈이 삽입된 스마트 신발이다. 압력센서 모듈이 삽입된 개발 시제품 안전화를 착용한 상태에서 실험을 실시하였으며, 신발 사이즈는 남성용 280mm를 사용하였다. 족저압력 및 근피로도 분석 시 최종 개발 시제품 안전화 및 대조군 안전화(K사)를 사용하여 실험을 실시하였으며, 최대힘 분석 시 최종 개발 시제품 안전화를 사용하여 실험을 실시하였다.

[표 3-29] 최종 개발 시제품 생체역학적 성능평가 항목

No.	평가항목		평가내용
1	압력분산	접촉면적	발과 신발이 닿는 면적 평가
2		최대압력	지면과 접촉 시 발과 신발에 수직으로 작용하는 압력 평가
3		최대평균압력	지면과 접촉 시 발과 신발에 수직으로 작용하는 최대압력의 평균값 평가
4	허용하중	최대힘	발을 움직일 때 소모되는 힘 평가
5	근피로도 (근전도 분석)	전경골근	발목관절에서 가장 효과적이고 강한 발등 굽힘을 일으키고, 보행 시 발을 바닥에서 들어 올리고 내리는 역할을 하는 근육 평가
6		비복근	하지의 파워를 요하는 동작에 큰 역할을 하며 장시간 보행 시 파워 및 근지구력을 유지하는 근육 평가
7		외측광근	무릎을 움직이는데 중요한 역할을 하며 하지의 굴곡, 신전에 관여하는 근육 평가
8		햄스트링	보행 시 무릎을 구부리는 작용과 보행 시 가장 큰 힘을 발휘하는 근육 평가
9	착화감 (주관적 분석)	시각척도 측정법 (Visual Angle Scale)	장시간 작업(보행) 시 발에 발생하는 주관적인 착화감(VAS) 평가
10	3차원 동작분석	관절 가동범위 측정	동작 시 관상면(sagittal plane)에서 최대 관절 가동범위 산출



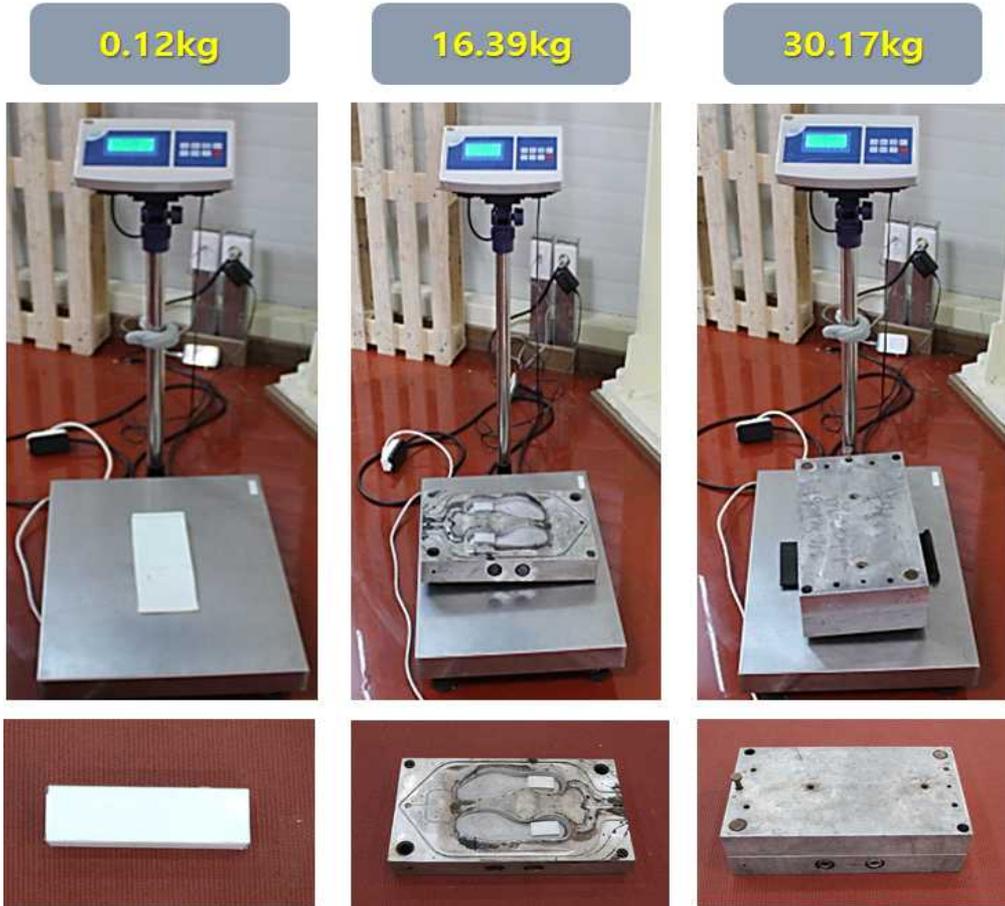
[그림 3-105] 생체역학적 성능평가에 사용된 최종 개발 시제품 안전화 Type A 및 대조군 안전화(K사) Type B

2) 실험에 사용된 중량물

근골격계 부상예방 및 활동 모니터링 케어시스템 탑재 스마트 신발 개발을 위하여 총 3가지의 중량물을 선택하였다. 본 실험을 위해 선택되어진 3가지 종류의 중량물의 무게는 첫 번째 약 0kg(0.12kg), 두 번째 약 15kg(16.39kg), 세 번째 약 30kg(30.17kg)으로 선택하였다. 1차, 2차 중량물(몰드) 들기작업 생체역학적 성능평가 시 사용했던 동일한 중량물(몰드)로 최종 개발 시제품 생체역학적 성능평가를 실시하였다.

3) 실험 절차 및 환경

근골격계 부상예방 및 활동 모니터링 케어시스템 탑재 스마트 신발 개발 최종 개발 시제품의 족저압력 및 최대힘(허용하중) 성능평가를 위하여 작업자 몰드 작업 시 취하는 4가지 동작 준비동작, 들기, 이동, 내리기 동작을 선택하였다.



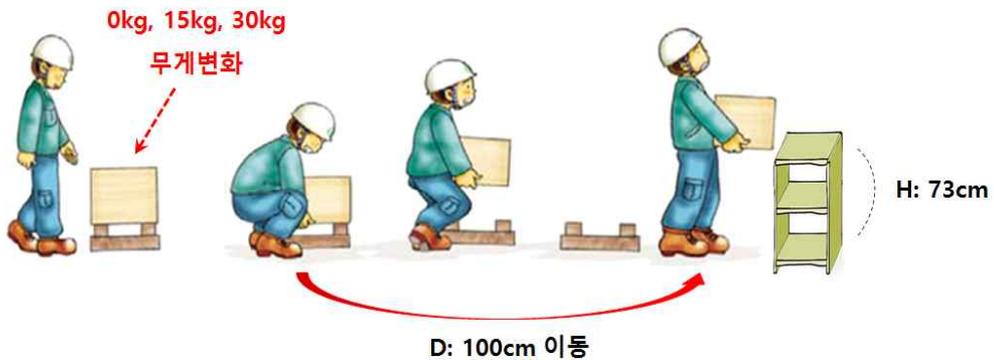
[그림 3-106] 최종 개발 시제품 생체역학적 성능평가 실험 중량물 무게

대상자들은 실험에 선택된 각각의 몰드 중량물(약 0kg, 15kg, 30kg)을 들고 4가지의 동작들을 하나의 동작으로 연결하여 수행하였으며 총 3회 반복하여 그 평균값을 채택하였다. 중량물 들기 작업 실험방법은 안전보건공단(안전보건공단)에서 제조업 분야의 ‘현장 작업자를 위한 운반작업 안전’ 매뉴얼(2013-교육미디어-1289)을 참조하여 안전한 중량물 들기 작업자세를 선정하였다.

실험 전 피험자에게 안전한 중량물 들기 작업자세를 충분히 숙지시킨 후 실험 실시하였으며, 모든 동작은 피험자가 몰드 들기 작업 시 자연스럽게 연결하여 취하도록 하였으며 연결된 자연스러운 동작에서 실험 실시하였다. 반복 측정 간 피험자에게 충분한 휴식시간을 제공하였다.

4) 물드작업 4가지 동작 준비동작, 들기, 이동, 내리기 동작의 정의

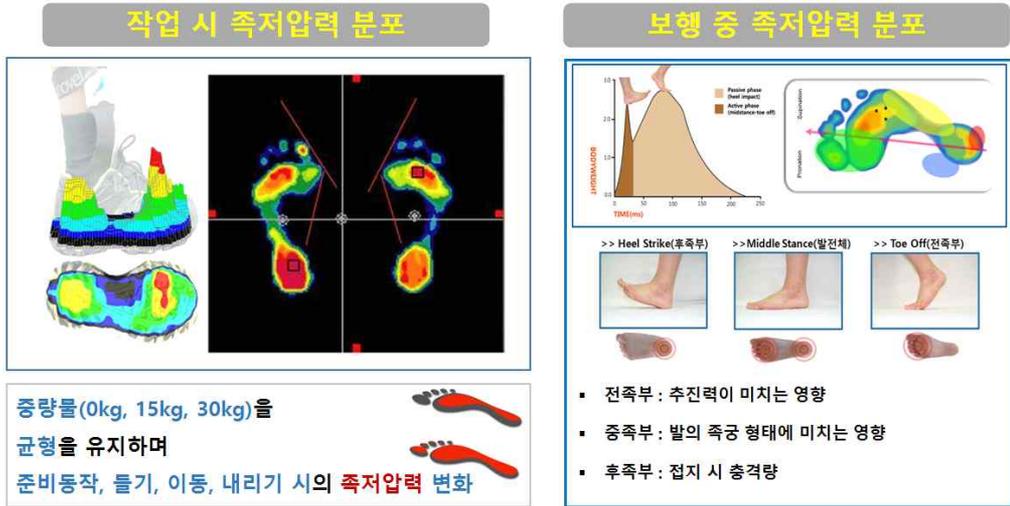
준비동작은 피험자가 중량물을 들지 않은 채 약 2초 동안 대기하다가 다음동작인 들기 동작을 실시하기 직전 동작이다. 들기 동작은 바닥에 놓여진 각각의 중량물을 피험자의 전상장굴곡(anteriosuperior-iliac spine, ASIS)까지 들어 올리는 것을 수행하는 동작이며, 이동 동작은 이전 동작인 들기 동작 후 중량물을 전상장굴곡까지 들어 올린 채로 목표지점까지 100cm를 이동하는 동작이다. 마지막 내리기 동작은 이전 동작인 피험자가 목표지점까지 이동 후 목표지점인 73cm 높이에 중량물을 내려놓는 동작을 수행하는 동작이다.



[그림 3-107] 안전보건공단 제조업분야 운반작업 메뉴얼

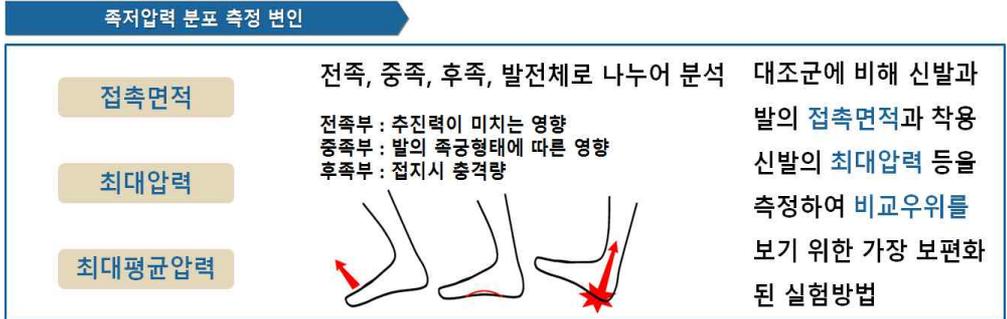
5) 족저압력 측정

족저압력 측정은 중량물의 무게부하에 따른 보행 및 특정 동작 작업 시 신발과 발의 접촉면적, 최대힘, 최대압력, 최대평균압력을 측정하고 작업 간, 무게 부하 간의 압력 분포를 비교 분석하였다. 족저압력 측정 장비를 허리에 착용하고 족저압력 측정 인솔센서를 피험자의 신발에 삽입 한 후 중량물 변화에 따른 특정 동작 4가지 동작 시의 족저압력 변화를 측정하였다. 전족부의 경우 보행 시 발을 차고 나가는 추진력 및 무게 부하에 따른 동작 수행 시 전족에 미치는 영향 및 압력을 측정하고 분석하였고, 중족부의 경우 발의 보행과 무게 부하에 따른 동작 수행 시 족궁 형태에 따른 영향 및 중족부에 대한 압력을 측정하고 분석하였다. 후족부의 경우 보행 시 발과 지면과 최초 접지 시 발생하는 충격과 무게부하에 따른 동작 수행 시 후족에 미치는 영향 및 압력을 측정하고 분석하였다.



[그림 3-108] 실험 조건에 따른 족저압력 분포 측정

족저압력 분포 측정 변인 정의로는 접촉면적(Contact Area)은 발과 신발이 닿는 면적, 최대압력(Peak Pressure)은 지면과 접촉 시 발과 신발에 발생하는 압력의 최대값, 최대평균압력(Maximum Mean Pressure)은 최대압력의 평균값이다.



[그림 3-109] 족저압력 분포 측정 변인

족저압력 분포 측정 분석으로 발전체 및 부위별 족저압력 변화를 분석하였다. 발전체(Foot), 전족부(Fore), 중족부(Mid) 및 후족부(Rear)로 나누어 보행에 따른 발바닥 부위별 족저압력 변화를 분석하였다. 전족부(Fore)의 경우 발을 차고 나가는 추진력에 미치는 영향 및 전족부에 대한

압력을 측정하고 분석 할 수 있으며, 중족부(Mid)의 경우 발의 족궁형태에 따른 영향 및 중족부에 대한 압력을 측정하고 분석 할 수 있다. 후족부(Rear)의 경우 발과 지면과 최초 접지 시 발생하는 충격을 평가 할 수 있으며 발바닥 후족부에 발생하는 압력을 측정하고 분석 할 수 있다.

족저압력 변화 분석 측정장비로는 독일 Novel사 제품 Pedar-X 족저압력 분석 장비 사용하였으며 Pedar-X는 인솔형 타입으로 좌, 우 각각 총 99개의 압력 센서가 내장되어 있다.

[표 3-30] Pedar-X system 족저압력측정 장비규격

Pedar-X system					
크기 (mm)	무게 (g)	센서 수 (EA)	측정 주파수 (sensors/second)	저장형식 (MB)	기록시간 (min)
50×100×40	360	256/1024	20,000	32	25

[표 3-31]. Pedar-X insoles 족저압력측정 인솔규격

Pedar-X insoles				
인솔크기 (european)	두께 (mm)	센서 수 (EA)	압력범위 (kPa)	솔루션 (kPa)
22 to 49, 3 widths	1.9	85~99	15-600 or 30-1200	2.5 or 5

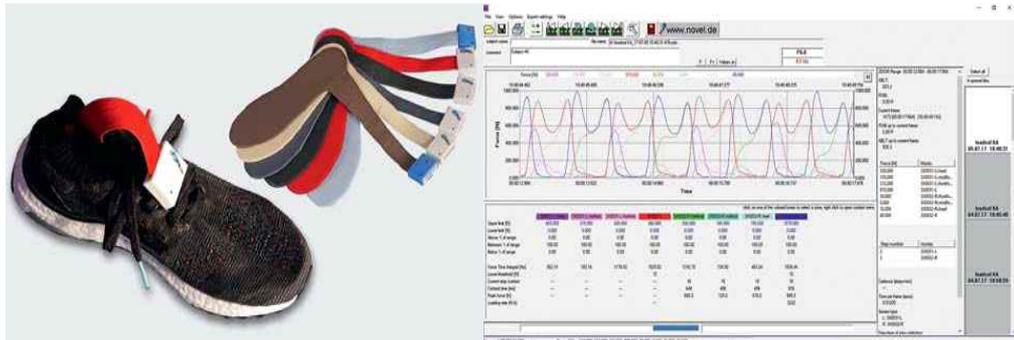
6) 최대힘(허용하중) 측정

최대힘(허용하중) 측정 장비로는 독일 Novel사 제품 loadsol mobile force insole을 사용하여 최대힘을 측정하였다. 스탠딩, 보행, 러닝, 기타 움직임에 대한 발바닥 힘을 측정 가능하며, 최대 200Hz로 최대힘을 측정한다. 생체역

학적 응용프로그램과 연동가능하며, 노벨 소프트웨어를 사용하여 연결 및 제어가 가능하다. 캘리브레이션 된 센서를 사용하며, 발바닥 전체영역에 대한 최대힘을 측정한다. 전족부 내측, 외측, 중족부, 후족부로 나누어 분석 가능하며, 경량화, 미니멀한 사이즈로 실험운영 활용지원이 가능하다. 코인 셀 또는 충전식 배터리를 사용하며, Bluetooth®를 통해 스마트 폰에 연결 또는 Windows를 이용한 ASCII 출력 및 광범위 데이터 분석이 가능하다.

[표 3-32] loadsol insole 최대힘 측정 장비 규격

Technical data of the loadsol insole	
sizes	all sizes and custom made
number of sensors	1, 2, or 3 full plantar area
frequency (Hz)	max. 200 Hz
transmission	Bluetooth LE
operating device	iPhone, iPad, iPod, Android
battery	3V coin cell / 14 hours or rechargeable cell



[그림 3-110] loadsol insole 최대힘 측정 장비 및 분석 소프트웨어

최대힘(허용하중) 측정 방법 및 분석은 독일 Novel사 제품 loadsol mobile force insole을 사용하여 몰드 들기, 몰드 내리기, 이동(보행 및 러닝) 시 최대힘을 측정하였다. 이동 러닝 시 측정을 위해 트레드밀(미국, woodway사)을 이용하여 9km/h의 일정한 속도로 최대힘을 측정하였다.



[그림 3-111] 최종 생체역학적 성능평가 loadsol insole 최대힘 측정장비



[그림 3-112] 최종 생체역학적 성능평가 loadsol insole 최대힘 측정사진

7) 근피로도 측정 및 분석

근피로도 측정은 신발 착용에 따른 하지 근육의 피로 변화량을 측정하여 분석함으로써 하지 근육 피로도 증가량을 평가하기 위한 분석 방법이다. 근피로도 평가를 통해 근피로도 감소 유무를 판단하여 하지 부하 경감 효과를 분석하였다. 근피로도 측정은 보행 시 하지에서 사용되는 근육 중 가장 크고 외부에 잘 나타나 있으며 관여도가 높은 4가지 근육 부위를 측정하여 비교 분석하였다.



[그림 3-113] 생체역학적 성능평가 근피로도 분석

근피로도 측정 근육 정의로 햄스트링(Hamstring)은 무릎을 구부리는 작용을 하며 보행 시 가장 큰 힘을 발휘하는 근육이며, 외측광근(Vastus Lateralis)은 무릎을 움직이는데 중요한 역할을 수행하며 하지의 굴곡과 신전에 관여하는 근육이다. 비복근(Gastrocnemius)은 하지의 파워를 요하는 동작에 큰 역할을 담당하고 있으며 장시간 보행 시 파워 및 근지구력을 유지시키는 근육이며, 전경골근(Tibialis Anterior)은 발목관절에서 가장 효과적이고 강한 발등 굽힘을 일으키고 보행 시 발을 바닥에서 들어 올리고 내리는 역할을 수행하는 근육이다.

[표 3-33] TeleMyo DTS Telemetry 근전도 측정 장비규격

TeleMyo DTS Telemetry system	
Power Requirements	<ul style="list-style-type: none"> • Replaceable Li-ion rechargeable battery, operation time more than 8 hours after fully charged
Output & Transmission Frequency (Depending on country)	<ul style="list-style-type: none"> • Up to 100 mW (depending on antenna and country allowance) • DSSS 2412-2464 MHz on (up to) 11 selectable radio channels • DTS Probe transmission range: 10m • Belt Receiver Re-Transmission range: up to 100 meters in line-of-sight recordings
EMG Sensor Data Acquisition System	<ul style="list-style-type: none"> • 16-bit resolution • Sample rates 1,500 (for 16-channels) or 3,000 samples/second/channel (for 8 Channels) • Selectable low pass filter 500, 1000, 1500 Hz
EMG Preamplifier Leads	<ul style="list-style-type: none"> • No notch (50/60 Hz) filters are used • 1st order high-pass filters set to 10 Hz +/- 10% cutoff • Baseline noise < 1 uV RMS • Input impedance > 100 Mohm • CMR > 100 dB • Input range +/- 35 mV • Base gain 400 • Snap-style or Pinch-style terminal electrode connections
Dimensions	<ul style="list-style-type: none"> • EMG Probes Dimensions: 134" L x 095" W x 055" H (34 cm x 24 cm x 35 cm) • EMG Probes: Weight: Less than 14 g • DTS Belt Receiver Dimensions: 126 cm L x 675 cm W x 238 cm H • DTS Belt Receiver Weight: Less than 185 g

근피로도(Muscle Fatigue : MF)란 신발착용에 따른 하지의 근육 피로도 증가량을 보기 위한 측정방법으로 근피로를 예측하기 위한 방법 중 하나로써 근이 피로 시 주파수가 줄어든다. 주파수 분석을 통하여 보행 초기와 30, 60분 후 주파수 변화율을 확인함으로써 단계별 근피로도 정도를 예측 가능하다. 근피로도 측정 및 분석 장비로는 미국 Noraxon 사의

TeleMyo DTS Telemetry, Noraxon XP 상용 소프트웨어 사용하였다. 전극으로부터 직접 데이터 전송하며 EMG와 그외 다른 생체역학적 센서 작동이 가능하다. 다양한 전극 사용 가능 및 고품질 와이어를 사용하고 있으며, 재전송 옵션을 가지는 휴대 가능한 수신기, 100m까지 전송이 가능하다. 플래시 메모리 카드를 통한 데이터 로거, 4~32 채널로 구성되어있으며, 전용 하드웨어와 소프트웨어 사용, 연결 케이블이 없는 간편한 측정이 가능하다.

근피로도 측정 실험방법 및 절차로 최종 개발 시제품 안전화의 근피로도 측정에 참여한 피험자는 족저압력 실험을 수행한 피험자와 동일한 10명의 피험자를 대상으로 수행하였다. 실험방법 및 절차로는 최종 개발 시제품 안전화 Type A와 대조군 안전화(K사) Type B를 랜덤으로 착용하고 트레드밀 상에서 4.2km/h로 일정속도를 유지하며 보행을 실시하였다. 신발 착용 전에 최초 측정(0분)을 실시하고 착용 상태에서 60분 간 보행을 실시한 후에 재측정 하여 착용 전/후 비교 분석을 실시하였다. 보행 시 가장 많이 사용하는 발목 관절, 무릎관절, 힌관절의 주동근 근육인 전경골근(Tibialis Anterior), 비복근(Gastrocnemius), 외측광근(Vastus Lateralis), 햄스트링(Hamstring) 부위를 측정하였다.

측정 시 데이터의 노이즈를 줄이기 위하여 미세모를 제거한 후 알코올을 솜을 이용하여 피부를 세척한 후 표면전극 부착하였으며 정량적인 측정을 위해 안정화된 보행 형태에서 20초간 근전도 데이터 3회 반복 수집하였다.

8) 주관적 착화감(VAS) 측정

주관적 착화감 시각척도 측정법(VAS, Visual Analog Scale)을 사용하여 주관적 착화감을 측정하였다. 설문을 이용한 주관적 착화감 평가를 통해 최종 개발 시제품 안전화 착용 시 나타나는 각 개인의 주관적 착화감 평가하였으며, 최종 개발 시제품 안전화 Type A 및 대조군 안전화(K사) Type B 착용 후 발에 잘 맞는지, 쿠션은 편안한지, 아치부위 불편함은 없는지, 안정적인지 등의 사항들을 주관적 착화감 설문을 통해 분석하였다. 시각척도 측정(VAS, Visual Analog Scale) 분석 방법을 통해 설문 실시하였으

9) 연구 대상자

본 실험은 20~30대 신체건강한 성인 남성을 10명을 대상으로 수행하였다. 피험자들은 요통과 하지와 발에 질환 경력이 없고 정상적인 보행 형태를 가지는 피험자로 선정하였으며, 실험에 앞서 피험자들에게 본 실험의 목적과 내용을 충분히 확인하게 하고 실험 참가동의서를 작성하였다. 모든 피험자들은 자신에게 가장 안정적인 속도와 자세로 중량물을 들기, 이동, 내리기, 보행, 러닝을 할 수 있도록 충분한 연습을 수행한 후 본 실험을 수행하였다. 실험은 총 10명의 피험자를 대상으로 실시하였으며 평균 연령 23.6 ± 0.5 yrs, 신장 179.2 ± 3.4 cm, 체중 75.4 ± 6.3 kg 그리고 발사이즈 280.0 ± 0.0 mm로 나타났다.

[표 3-34] 생체역학적 성능평가 피험자 정보

피험자(n)	연령(yrs)	신장(cm)	체중(kg)	발사이즈(mm)
Subject 1	24	182	80	280
Subject 2	23	184	83	280
Subject 3	23	171	75	280
Subject 4	24	179	72	280
Subject 5	23	179	70	280
Subject 6	24	178	65	280
Subject 7	24	180	80	280
Subject 8	24	180	80	280
Subject 9	24	178	68	280
Subject 10	23	181	81	280
Average	23.6 ± 0.5	179.2 ± 3.4	75.4 ± 6.3	280.0 ± 0.0

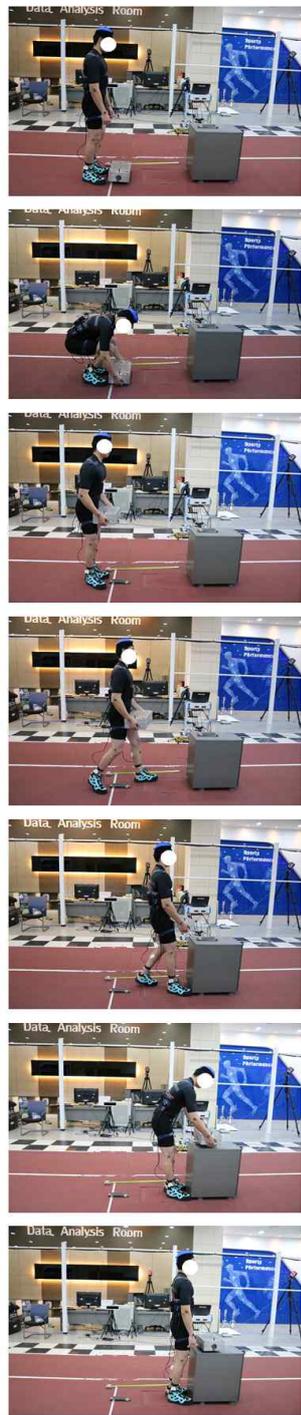
0kg 중량물 들기작업



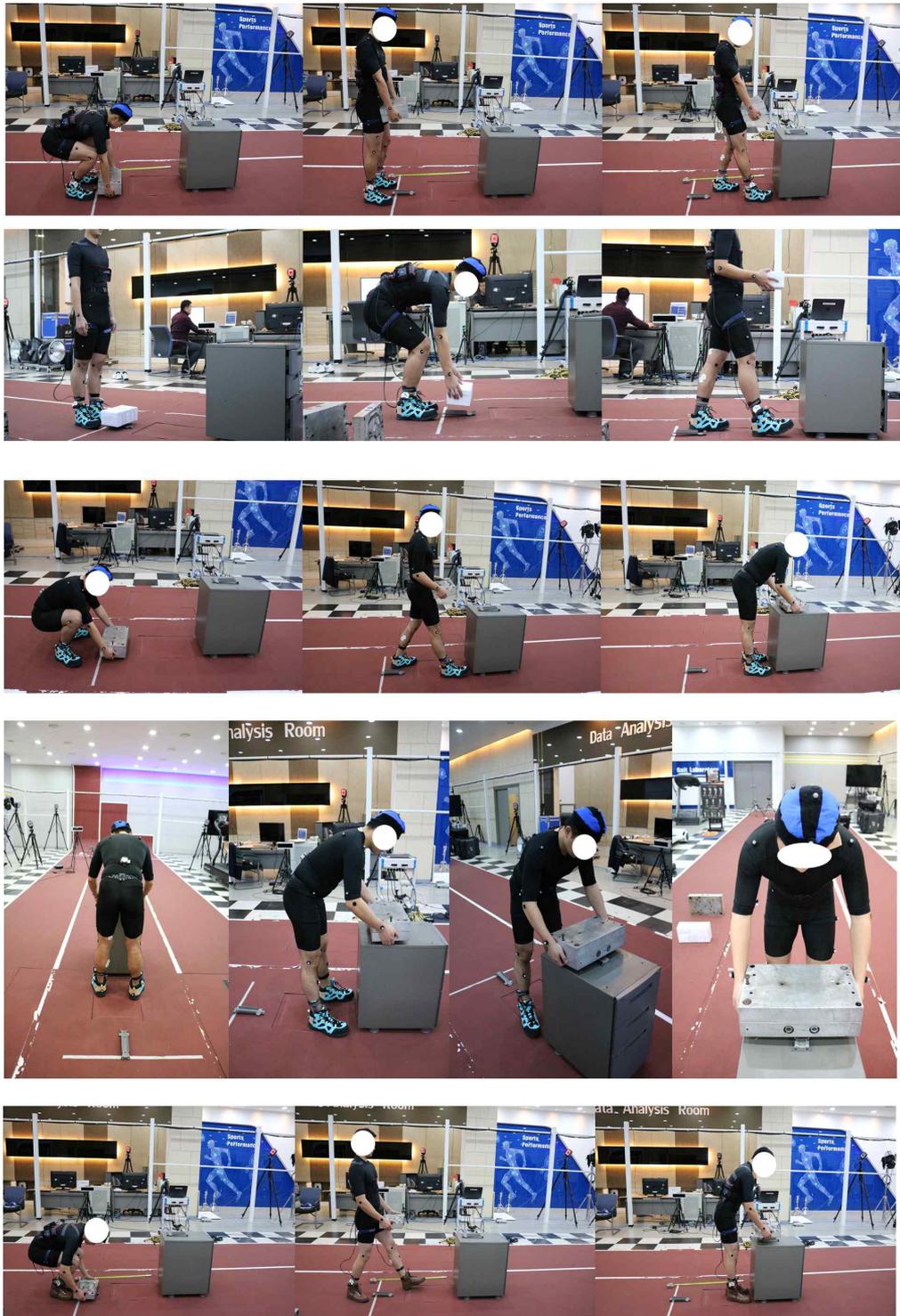
15kg 중량물 들기작업



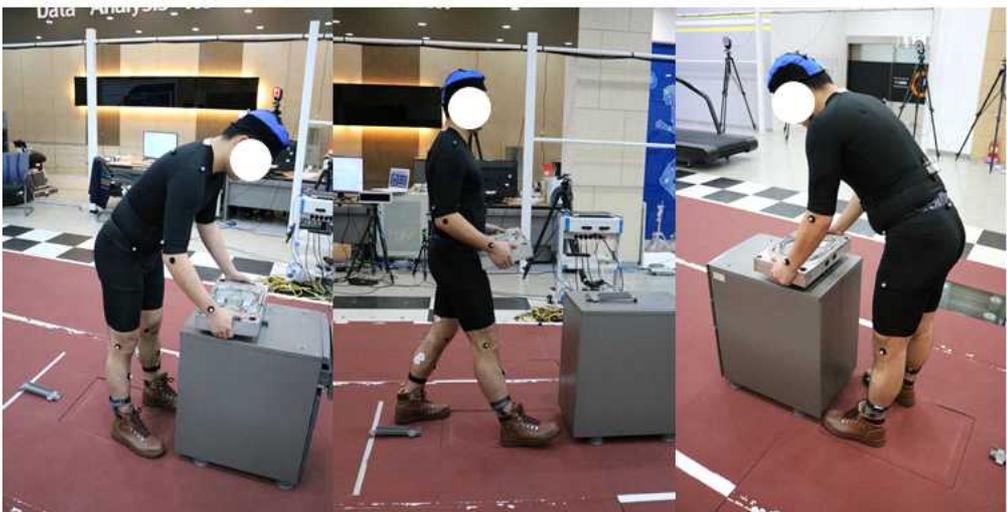
30kg 중량물 들기작업



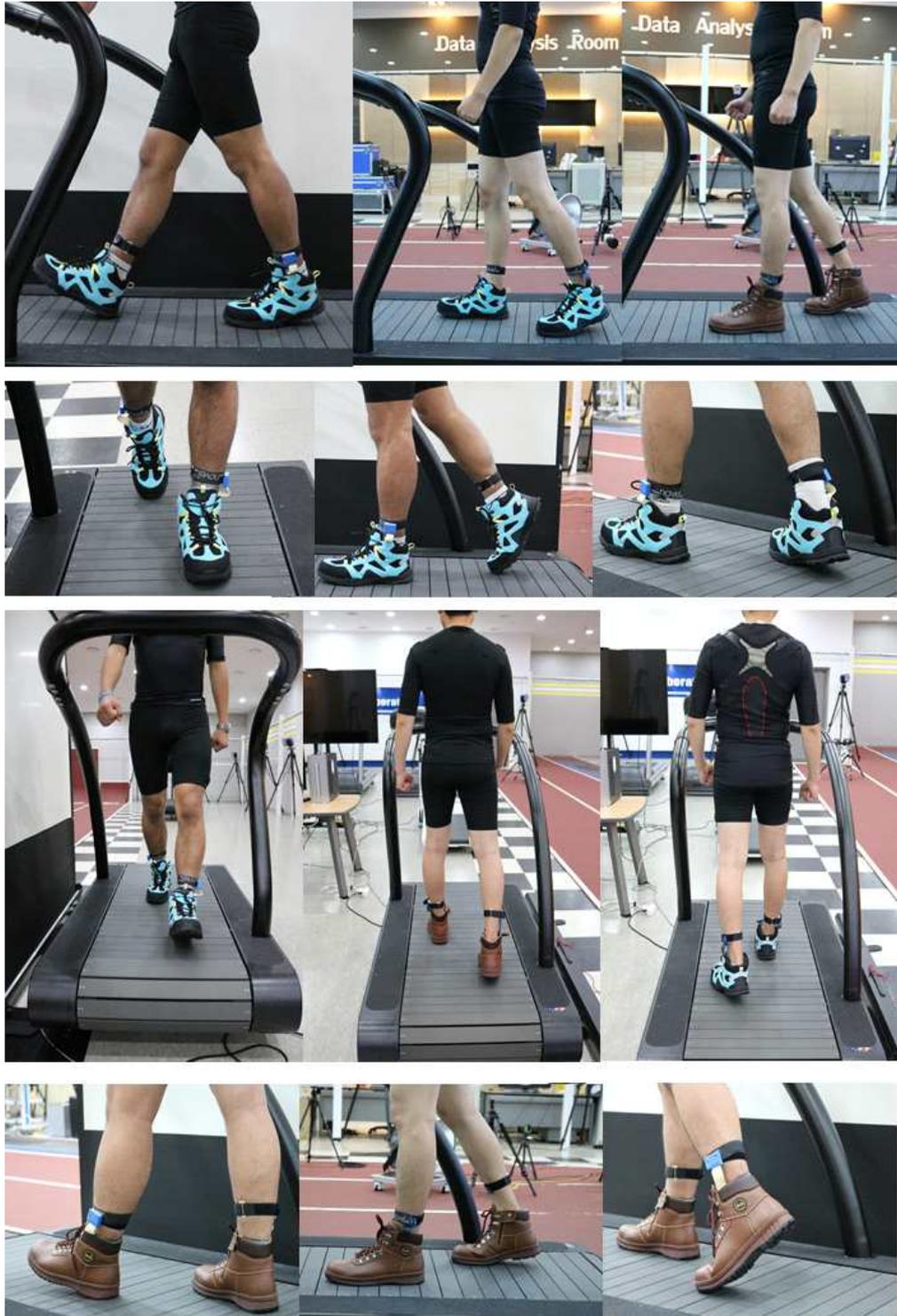
[그림 3-115] 생체역학적 성능평가 무게별 중량물 몰드작업 실험사진-1



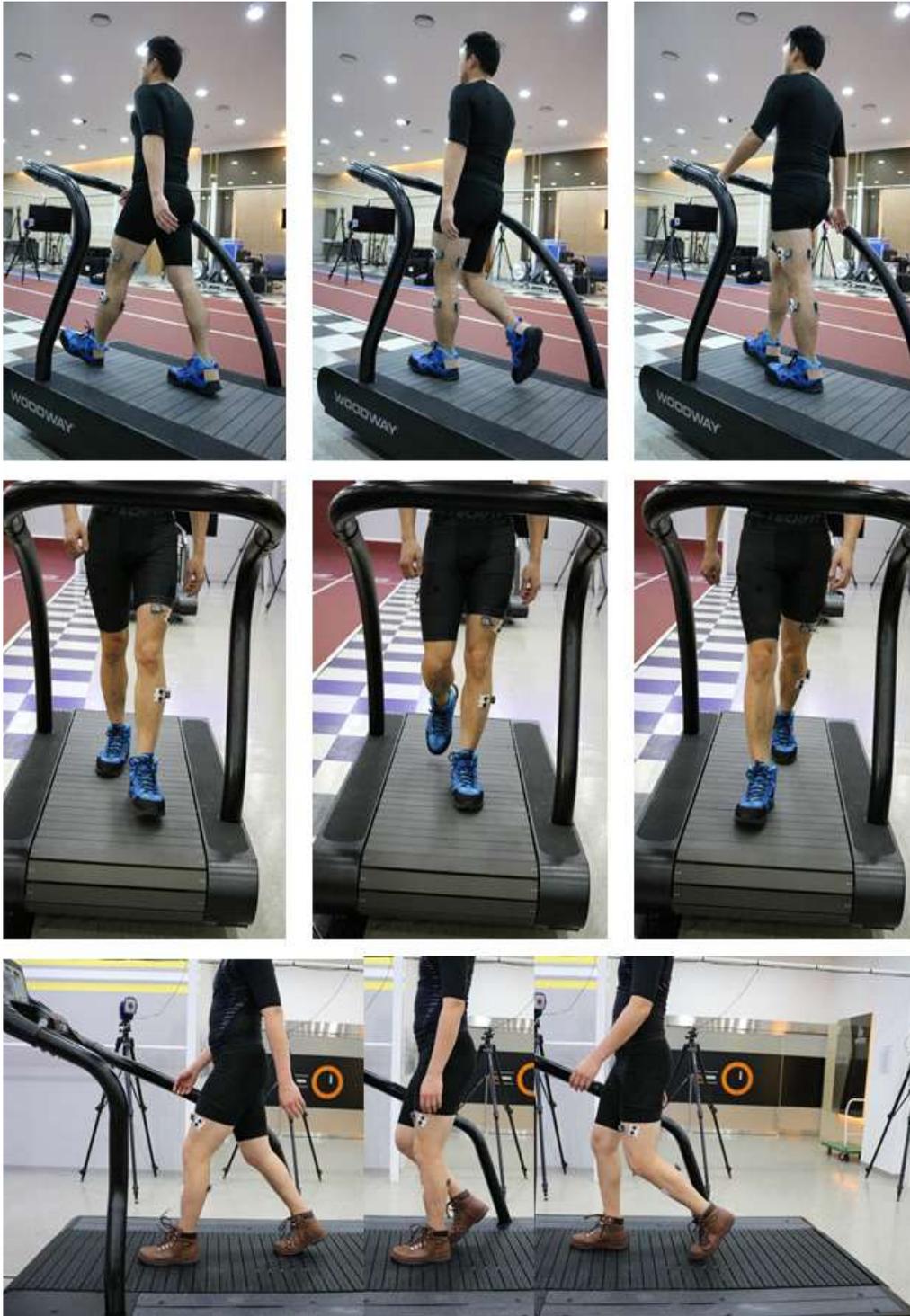
[그림 3-116] 생체역학적 성능평가 무게별 중량물 몰드작업 실험사진-2



[그림 3-117] 생체역학적 성능평가 최대힘 무게별 중량물 몰드작업 실험사진



[그림 3-118] 생체역학적 성능평가 최대힘 측정 러닝 실험사진



[그림 3-119] 생체역학적 성능평가 근피로도 측정 보행 실험사진

IV. 연구 결과 및 효과분석

4.1 연구결과

4.1.1. 정량적 목표결과

본 연구를 통하여 근골격계 부상예방 및 활동 모니터링 케어시스템을 탑재한 스마트 신발 개발을 진행하였으며, [표 4-1]과 같이 완제품 및 부품에 대한 공인시험기관의 평가를 통하여 정량적 목표를 100% 달성하였다.

[표 4-1] 정량적 목표 결과 내용

주요 성능지표	단 위	최종 개발목표	세계최고수준 (보유국/보유기업)	결과	달성도
1. 동잡음 제거	%	95	95(미국/G사)	98.26%	100%
2. Sole 압력분산 (충격흡수)	%	< 10	(한국/K사)	14% 감소	100%
3. Sole 내구성	%	155	150(미국)	233	100%
4. 굴곡테스트	회	300,000	250,000	균열없음	100%
5. 허용하중	kg	120이상	120(독일/Novel)	141.65kg	100%
6. 피로감소 (근피로도)	%	2 감소	(한국/K사)	19.5% 감소	100%
7. 센서모듈무게	g	70이하	70(독일/Moticon)	34.678g	100%
8. 작업동작 모니터링 정확도	%	± 5	(미국/Motion Analysis)	+/- 5%이하	100%

4.1.2 생체역학적 성능평가 결과

4.1.2.1 최종 성능평가 중량물 무게별 몰드작업 족저압력 분석 결과

1) 0 kg 중량물 몰드작업 족저압력 분석 결과

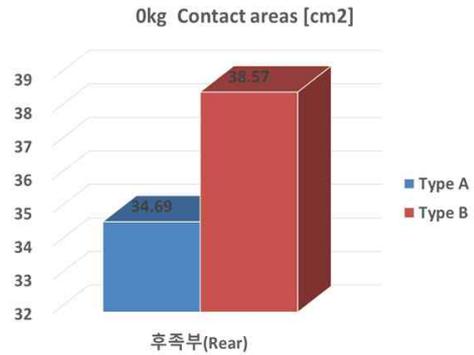
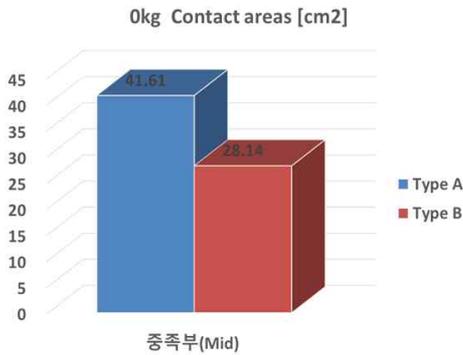
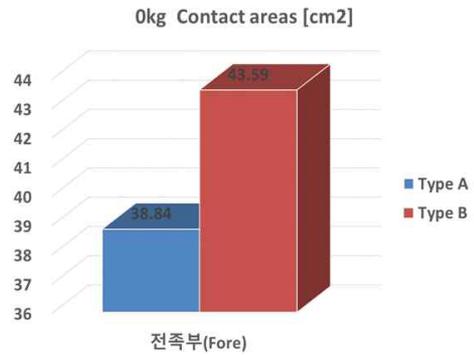
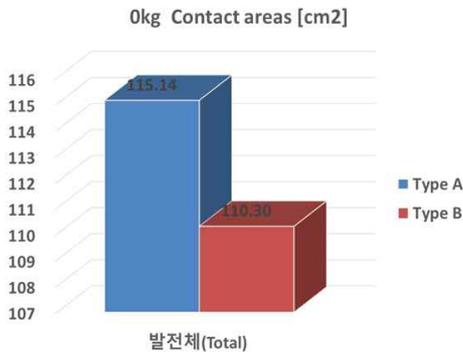
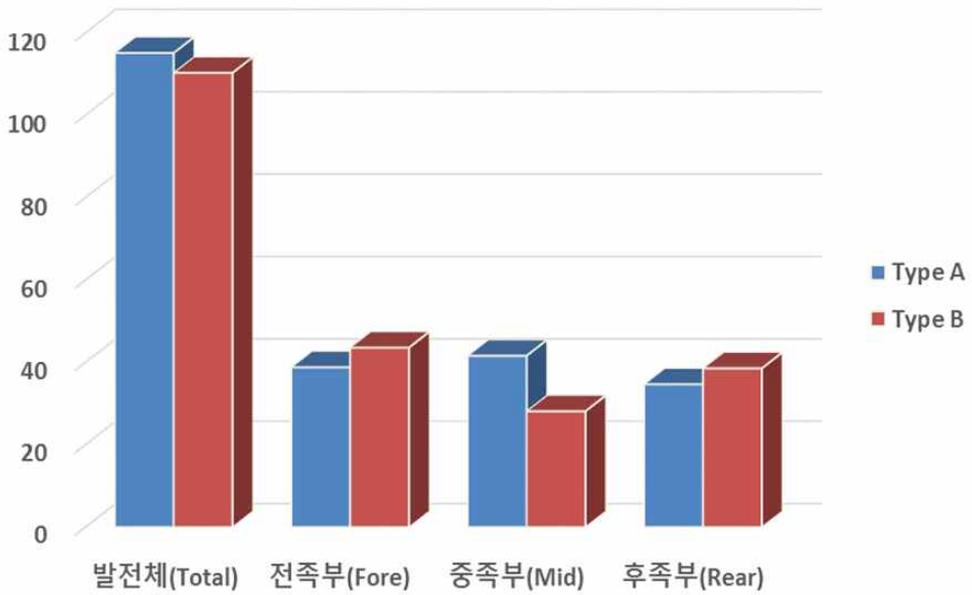
가) 접촉면적(Contact Areas) 분석결과

중량물 0kg 몰드작업 시 최종 개발 시제품 안전화 Type A와 대조군 안전화(K사) Type B 발전체(Foot), 전족부(Fore), 중족부(Mid) 및 후족부(Rear)에 대한 접촉면적 분석결과 양발(오른발+왼발) 평균값이 발전체(Foot)에서는 최종 개발 시제품 안전화 Type A가 대조군 안전화(K사) Type B보다 약 4.39% 넓은 접촉면적이 나타났다. 부위별 접촉면적 분석결과 중족부(Mid)에서 최종 개발 시제품 안전화 Type A가 대조군 안전화(K사) Type B보다 약 47.88% 넓은 접촉면적이 나타났고, 전족부(Fore)와 후족부(Rear)에서 약 -10.92%, 약 -10.04% 좁은 접촉면적이 나타났다. 최종 개발 시제품 안전화 분석결과 최종 개발 시제품 안전화 Type A가 발전체와 중족부 분석 영역에서 넓은 접촉면적이 나타났다.

[표 4-2] 0kg 몰드작업 최종 개발제품 접촉면적 분석결과 (단위:cm²)

양발(오른발 + 왼발)				
신발	발전체 (Foot)	전족부 (Fore)	중족부 (Mid)	후족부 (Rear)
Type A	115.14	38.84	41.61	34.69
Type B	110.30	43.59	28.14	38.57
증감율	4.39	-10.92	47.88	-10.04
$\%(\text{증감율}) = \{ (\text{개발신발} - \text{대조신발}) / \text{대조 신발} \} * 100$				

0kg Contact areas [cm²]



[그림 4-1] 0kg 물드작업 최종 개발제품 접촉면적 분석결과

나) 최대압력(Peak Pressure) 분석결과

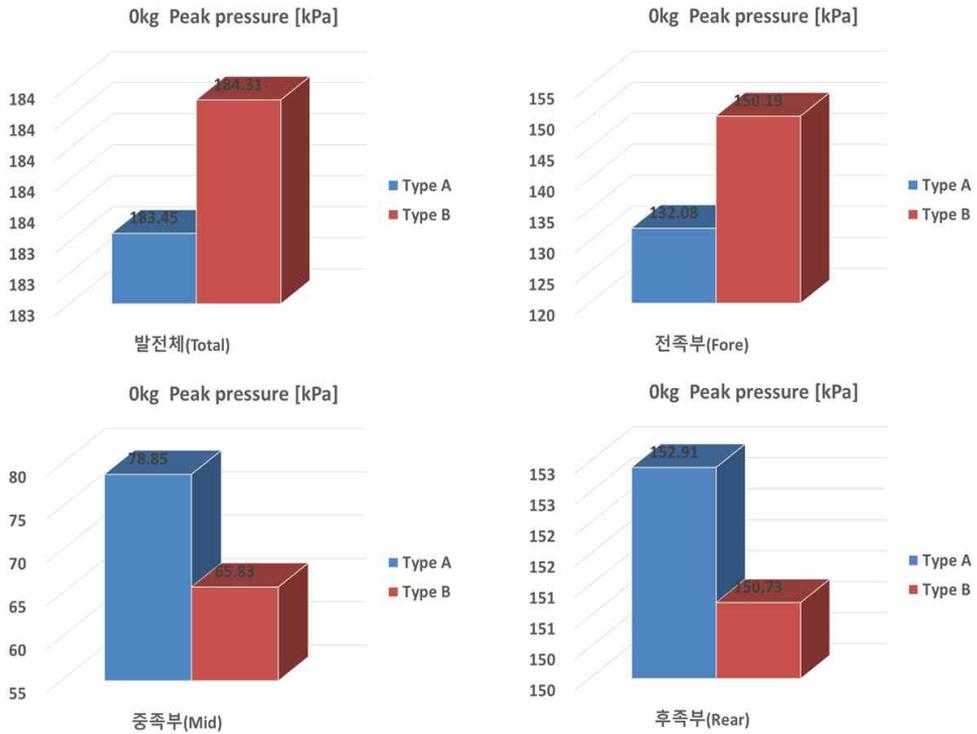
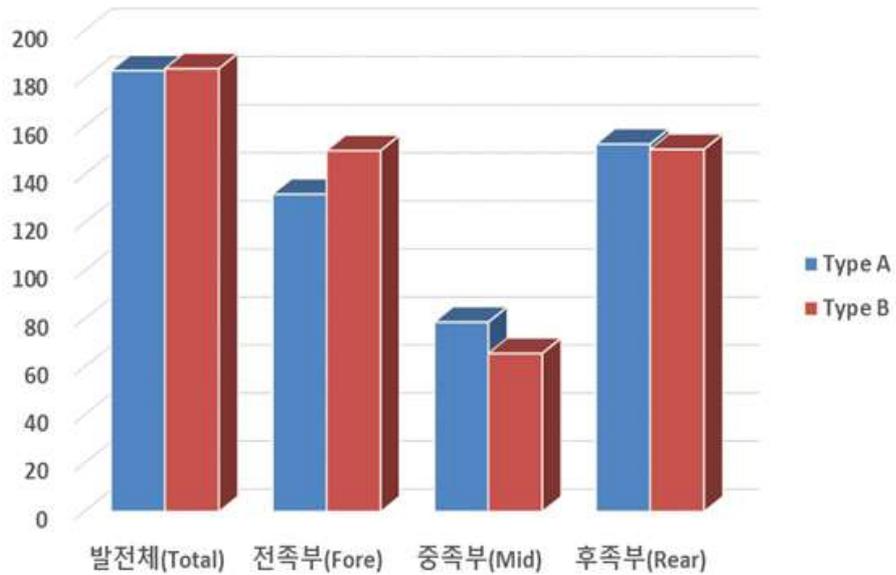
중량물 0kg 몰드작업 시 최종 개발 시제품 안전화 Type A와 대조군 안전화(K사) Type B 발전체(Foot), 전족부(Fore), 중족부(Mid) 및 후족부(Rear)에 대한 최대압력 분석결과 양발(오른발+왼발)평균값이 발전체(Foot)에서는 최종 개발 시제품 안전화 Type A가 183.45kPa로 대조군 안전화(K사) Type B 184.31kPa 보다 -0.86kPa 약 -0.47% 낮은 최대압력이 나타났다. 부위별 최대압력 분석결과 전족부(Fore)에서 최종 개발 시제품 안전화 Type A가 132.08kPa로 대조군 안전화(K사) Type B 150.19kPa 보다 -18.10kPa 약 -12.05% 낮은 최대압력이 나타났다.

중족부(Mid)에서는 최종 개발 시제품 안전화 Type A가 78.85kPa로 대조군 안전화(K사) Type B 65.83kPa 보다 13.02kPa 약 19.78% 높은 최대압력이 나타났으며, 후족부(Rear)에서는 최종 개발 시제품 안전화 Type A가 152.91kPa로 대조군 안전화(K사) Type B 150.73kPa 보다 2.18kPa 약 1.45% 높은 최대압력이 나타났다. 최종 개발 시제품 안전화 분석결과 최종 개발 시제품 안전화 Type A가 발전체와 전족부 분석 영역에서 낮은 최대압력이 나타났다.

[표 4-3] 0kg 몰드작업 최종 개발제품 최대압력 분석결과 (단위 : kPa)

양발(오른발 + 왼발)				
신발	발전체 (Foot)	전족부 (Fore)	중족부 (Mid)	후족부 (Rear)
Type A	183.45	132.08	78.85	152.91
Type B	184.31	150.19	65.83	150.73
증감율	-0.47	-12.05	19.78	1.45
$\%(\text{증감율}) = \{ (\text{개발신발} - \text{대조신발}) / \text{대조 신발} \} * 100$				

0kg Peak pressure [kPa]



[그림 4-2] 0kg 몰드작업 최종 개발제품 최대압력 분석결과

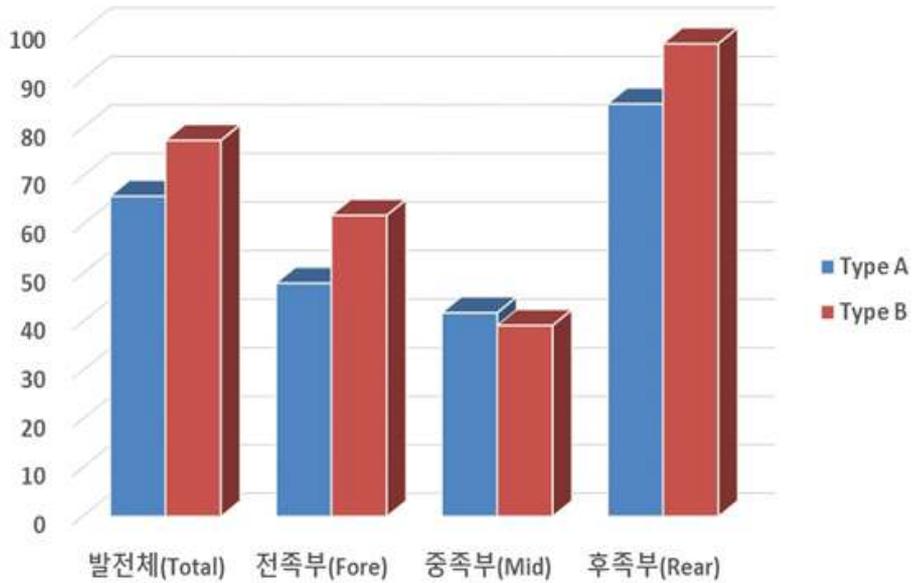
다) 최대평균압력(Maximum Mean Pressure) 분석결과

중량물 0kg 몰드작업 시 최종 개발 시제품 안전화 Type A와 대조군 안전화(K사) Type B 발전체(Foot), 전족부(Fore), 중족부(Mid) 및 후족부(Rear)에 대한 최대평균압력 분석결과 양발(오른발+왼발) 평균값이 발전체(Foot)에서는 최종 개발 시제품 안전화 Type A가 65.94kPa로 대조군 안전화(K사) Type B 77.43kPa 보다 -11.49kPa 약 -14.83% 낮은 최대평균압력이 나타났다. 부위별 최대평균압력 분석결과 전족부(Fore)에서 최종 개발 시제품 안전화 Type A가 48.02kPa로 대조군 안전화(K사) Type B 62.00kPa 보다 -22.54kPa 약 -36.35% 낮은 최대평균압력이 나타났다. 중족부(Mid)에서는 최종 개발 시제품 안전화 Type A가 41.94kPa로 대조군 안전화(K사) Type B 39.32kPa 보다 2.62kPa 약 6.67% 높은 최대평균압력이 나타났다. 후족부(Rear)에서는 최종 개발 시제품 안전화 Type A가 84.96kPa로 대조군 안전화(K사) Type B 97.36kPa 보다 -12.40kPa 약 -12.73% 낮은 최대평균압력이 나타났다. 최종 개발 시제품 안전화 분석결과 최종 개발 시제품 안전화 Type A가 발전체와 전족부, 후족부 분석 영역에서 낮은 최대평균압력이 나타났다.

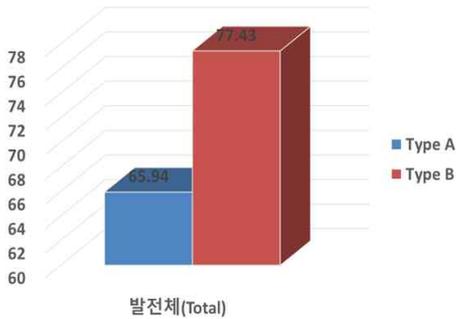
[표 4-4] 0kg 몰드작업 최종 개발제품 최대평균압력 분석결과 (단위 : kPa)

양발(오른발 + 왼발)				
신발	발전체 (Foot)	전족부 (Fore)	중족부 (Mid)	후족부 (Rear)
Type A	65.94	48.02	41.94	84.96
Type B	77.43	62.00	39.32	97.36
증감율	-14.83	-22.54	6.67	-12.73
$\%(\text{증감율}) = \{ (\text{개발신발} - \text{대조신발}) / \text{대조 신발} \} * 100$				

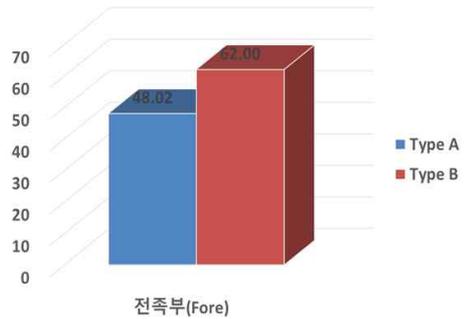
0kg Maximum mean pressure [kPa]



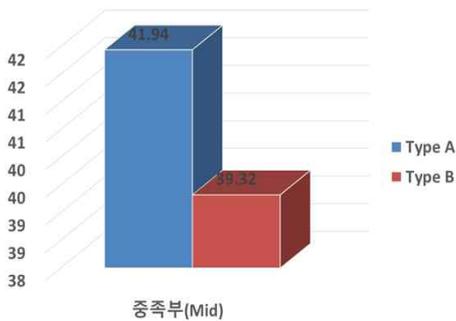
0kg Maximum mean pressure [kPa]



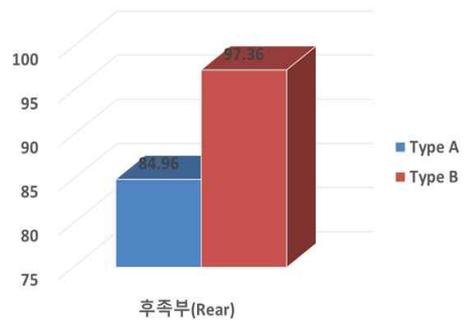
0kg Maximum mean pressure [kPa]



0kg Maximum mean pressure [kPa]



0kg Maximum mean pressure [kPa]



[그림 4-3] 0kg 몰드작업 최종 개발제품 최대평균압력 분석결과

2) 15 kg 중량물 물드작업 족저압력 분석 결과

가) 접촉면적(Contact Areas) 분석결과

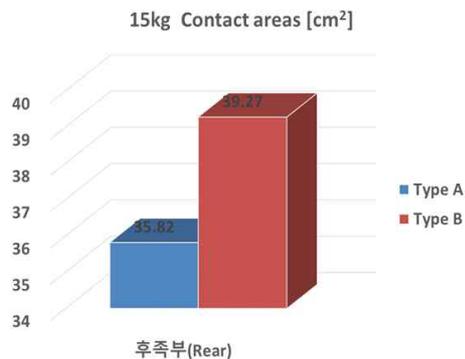
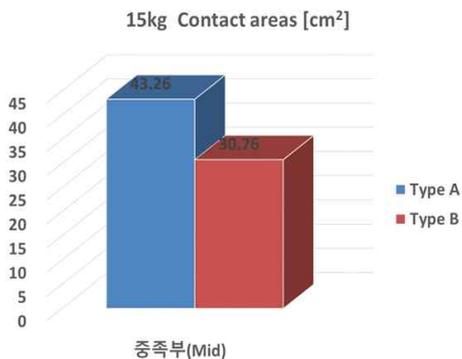
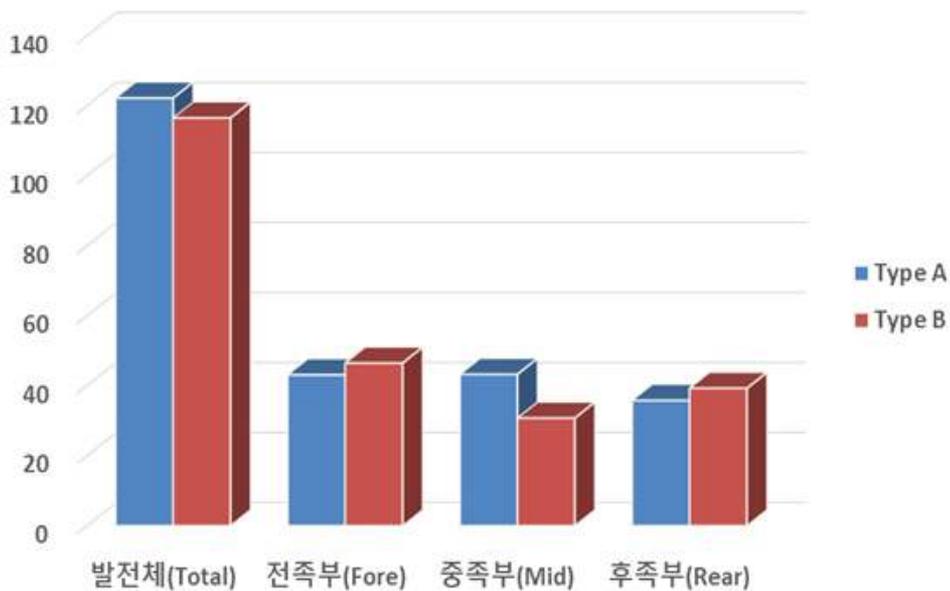
중량물 15kg 물드작업 시 최종 개발 시제품 안전화 Type A와 대조군 안전화(K사) Type B 발전체(Foot), 전족부(Fore), 중족부(Mid) 및 후족부(Rear)에 대한 접촉면적 분석결과 양발(오른발+왼발) 평균값이 발전체(Foot)에서는 최종 개발 시제품 안전화 Type A가 122.20cm²로 대조군 안전화(K사) Type B 116.53cm² 보다 5.68cm² 약 4.87% 넓은 접촉면적이 나타났다. 부위별 접촉면적 분석결과 전족부(Fore)에서 최종 개발 시제품 안전화 Type A가 43.13cm²로 대조군 안전화(K사) Type B 46.49cm² 보다 -3.36cm² 약 -7.23% 좁은 접촉면적이 나타났다. 중족부(Mid)에서는 최종 개발 시제품 안전화 Type A가 43.26cm²로 대조군 안전화(K사) Type B 30.76cm² 보다 12.50cm² 약 40.62% 넓은 접촉면적이 나타났다. 후족부(Rear)에서는 최종 개발 시제품 안전화 Type A가 35.82cm²로 대조군 안전화(K사) Type B 39.27cm² 보다 -3.46cm² 약 -8.80% 좁은 접촉면적이 나타났으며, 최종 개발 시제품 안전화 분석결과 최종 개발 시제품 안전화 Type A가 발전체와 중족부 분석 영역에서 넓은 접촉면적이 나타났다.

[표 4-5] 15kg 물드작업 최종 개발제품 접촉면적 분석결과 (단위 : cm²)

양발(오른발 + 왼발)				
신발	발전체 (Foot)	전족부 (Fore)	중족부 (Mid)	후족부 (Rear)
Type A	122.20	43.13	43.26	35.82
Type B	116.53	46.49	30.76	39.27
증감율	4.87	-7.23	40.62	-8.80

$$\%(\text{증감율}) = \{ (\text{개발신발} - \text{대조신발}) / \text{대조 신발} \} * 100$$

15kg Contact areas [cm²]



[그림 4-4] 15kg 몰드작업 최종 개발제품 접촉면적 분석결과

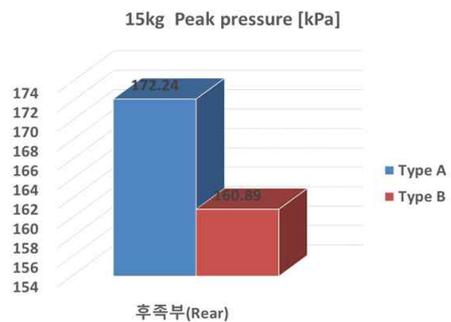
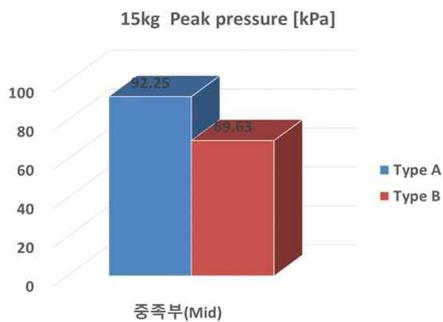
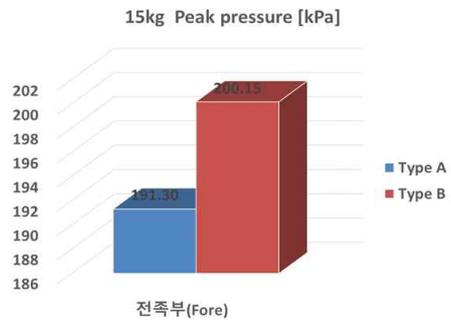
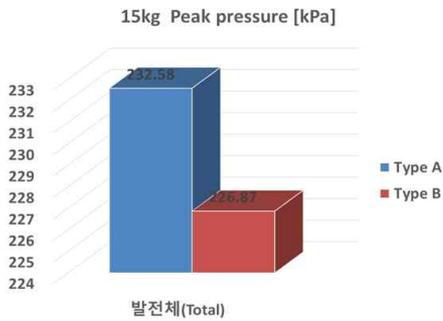
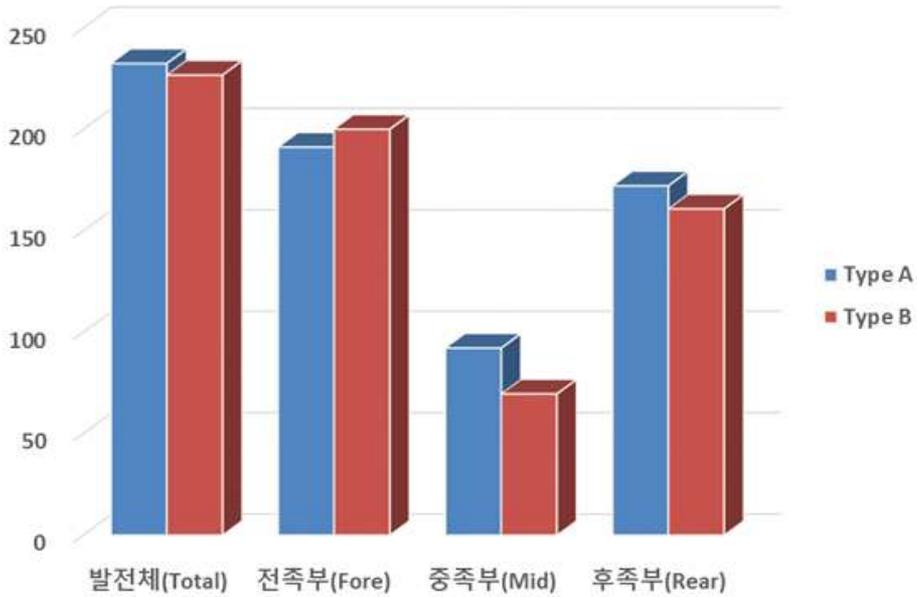
나) 최대압력(Peak Pressure) 분석결과

중량물 15kg 몰드작업 시 최종 개발 시제품 안전화 Type A와 대조군 안전화(K사) Type B 발전체(Foot), 전족부(Fore), 중족부(Mid) 및 후족부(Rear)에 대한 최대압력 분석결과 양발(오른발+왼발)평균값이 발전체(Foot)에서는 최종 개발 시제품 안전화 Type A가 232.58kPa로 대조군 안전화(K사) Type B 226.87kPa 보다 5.71kPa 약 2.52% 높은 최대압력이 나타났다. 부위별 접촉면적 분석결과 전족부(Fore)에서 최종 개발 시제품 안전화 Type A가 191.30kPa로 대조군 안전화(K사) Type B 200.15kPa 보다 -8.85kPa 약 -4.42% 낮은 최대압력이 나타났으며, 중족부(Mid)에서는 최종 개발 시제품 안전화 Type A가 92.25kPa로 대조군 안전화(K사) Type B 69.93kPa 보다 22.63kPa 약 32.50% 높은 최대압력이 나타났다. 후족부(Rear)에서는 최종 개발 시제품 안전화 Type A가 172.24kPa로 대조군 안전화(K사) Type B 160.89kPa 보다 11.35kPa 약 7.06% 높은 최대압력이 나타났다. 최종 개발 시제품 안전화 분석결과 최종 개발 시제품 안전화 Type A가 전족부 분석 영역에서 낮은 최대압력이 나타났다.

[표 4-6] 15kg 몰드작업 최종 개발제품 최대압력 분석결과 (단위 : kPa)

양발(오른발 + 왼발)				
신발	발전체 (Foot)	전족부 (Fore)	중족부 (Mid)	후족부 (Rear)
Type A	232.58	191.30	92.25	172.24
Type B	226.87	200.15	69.63	160.89
증감율	2.52	-4.42	32.50	7.06
$\%(\text{증감율}) = \{ (\text{개발신발} - \text{대조신발}) / \text{대조 신발} \} * 100$				

15kg Peak pressure [kPa]



[그림 4-5] 15kg 몰드작업 최종 개발제품 최대압력 분석결과

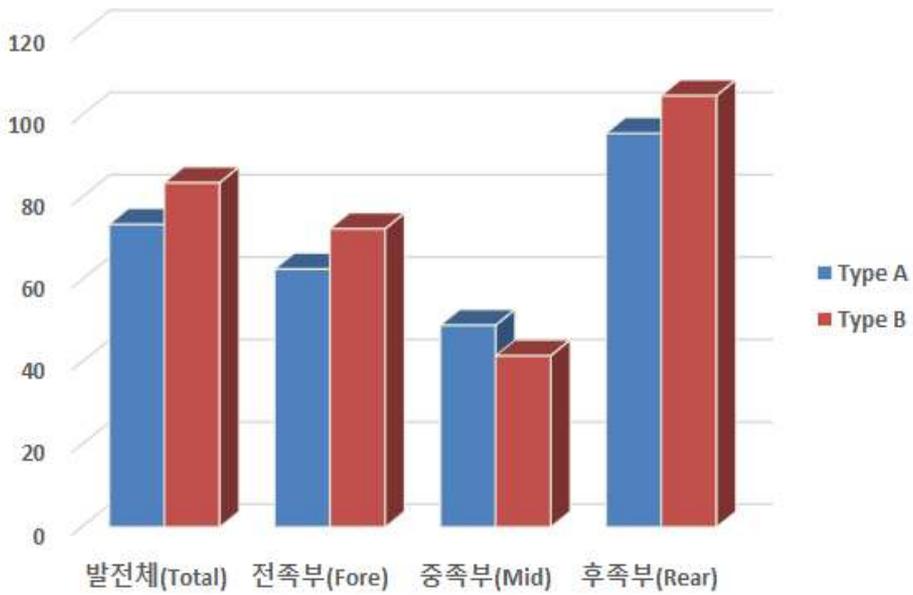
다) 최대평균압력(Maximum Mean Pressure) 분석결과

중량물 15kg 몰드작업 시 최종 개발 시제품 안전화 Type A와 대조군 안전화(K사) Type B 발전체(Foot), 전족부(Fore), 중족부(Mid) 및 후족부(Rear)에 대한 최대평균압력 분석결과 양발(오른발+왼발) 평균값이 발전체(Foot)에서는 최종 개발 시제품 안전화 Type A가 73.54kPa로 대조군 안전화(K사) Type B 83.64kPa 보다 -10.10kPa 약 -12.07% 낮은 최대평균압력이 나타났다. 부위별 접촉면적 분석결과 전족부(Fore)에서 최종 개발 시제품 안전화 Type A가 62.67kPa로 대조군 안전화(K사) Type B 72.46kPa 보다 -9.79kPa 약 -13.51% 낮은 최대평균압력이 나타났으며, 중족부(Mid)에서는 최종 개발 시제품 안전화 Type A가 49.01kPa로 대조군 안전화(K사) Type B 41.62kPa 보다 7.39kPa 약 17.76% 높은 최대평균압력이 나타났다. 후족부(Rear)에서는 최종 개발 시제품 안전화 Type A가 95.62kPa로 대조군 안전화(K사) Type B 104.78kPa 보다 -9.16kPa 약 -8.75% 낮은 최대평균압력이 나타났다. 최종 개발 시제품 안전화 분석결과 최종 개발 시제품 안전화 Type A가 발전체와 전족부, 후족부 분석 영역에서 낮은 최대평균압력이 나타났다.

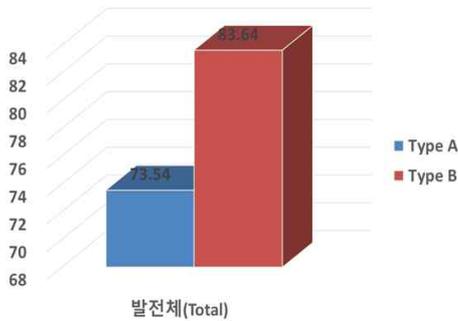
[표 4-7] 15kg 몰드작업 최종 개발제품 최대평균압력 분석결과 (단위 : kPa)

양발(오른발 + 왼발)				
신발	발전체 (Foot)	전족부 (Fore)	중족부 (Mid)	후족부 (Rear)
Type A	73.54	62.67	49.01	95.62
Type B	83.64	72.46	41.62	104.78
증감율	-12.07	-13.51	17.76	-8.75
$\%(\text{증감율}) = \{ (\text{개발신발} - \text{대조신발}) / \text{대조 신발} \} * 100$				

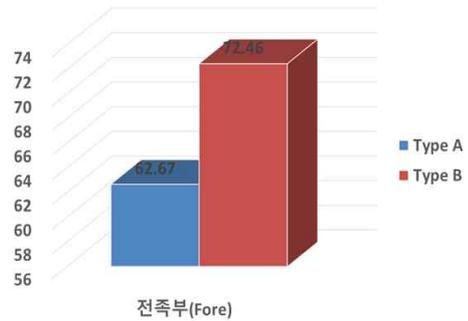
15kg Maximum mean pressure [kPa]



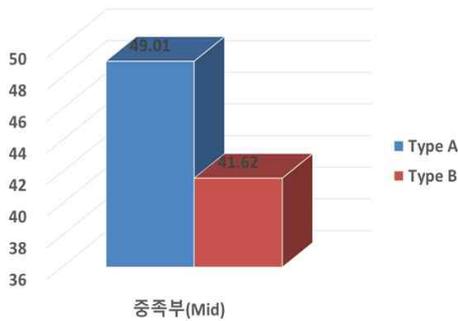
15kg Maximum mean pressure [kPa]



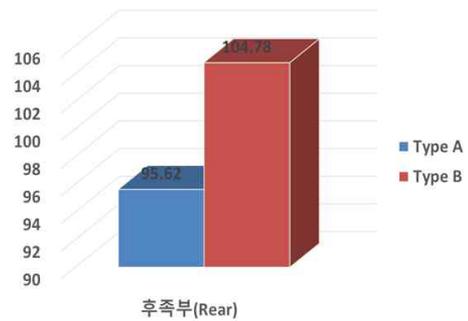
15kg Maximum mean pressure [kPa]



15kg Maximum mean pressure [kPa]



15kg Maximum mean pressure [kPa]



[그림 4-6] 15 kg 몰드작업 최종 개발제품 최대평균압력 분석결과

3) 30kg 중량물 몰드작업 족저압력 분석 결과

가) 접촉면적(Contact Areas) 분석결과

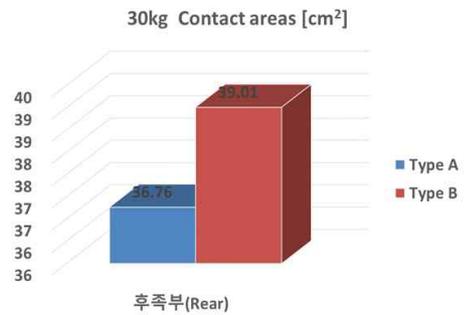
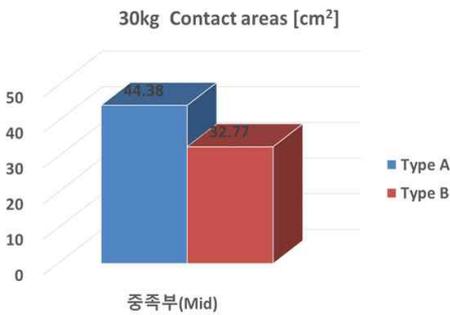
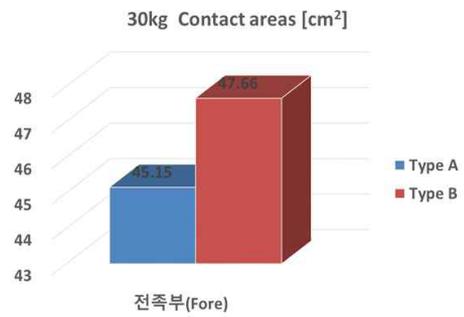
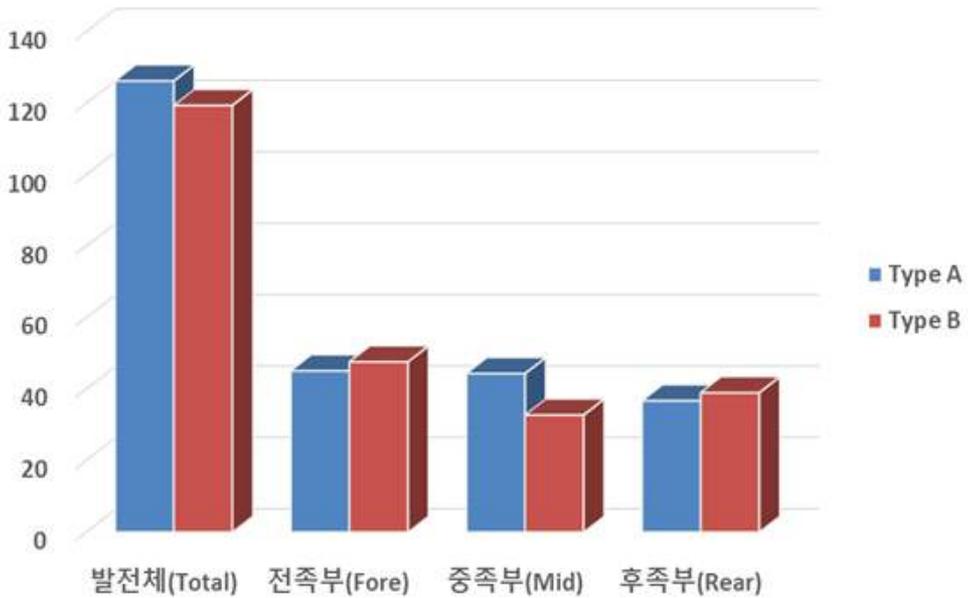
중량물 30kg 몰드작업 시 최종 개발 시제품 안전화 Type A와 대조군 안전화(K사) Type B 발전체(Foot), 전족부(Fore), 중족부(Mid) 및 후족부(Rear)에 대한 접촉면적 분석결과 양발(오른발+왼발)평균값이 발전체(Foot)에서는 최종 개발 시제품 안전화 Type A가 126.29cm²로 대조군 안전화(K사) Type B 119.44cm²보다 6.85cm² 약 5.73% 넓은 접촉면적이 나타났다. 부위별 접촉면적 분석결과 전족부(Fore)에서 최종 개발 시제품 안전화 Type A가 45.15cm²로 대조군 안전화(K사) Type B 47.66cm² 보다 -2.51cm² 약 -5.26% 좁은 접촉면적이 나타났으며, 중족부(Mid)에서는 최종 개발 시제품 안전화 Type A가 44.38cm²로 대조군 안전화(K사) Type B 32.77cm² 보다 11.60cm² 약 35.40% 넓은 접촉면적이 나타났다. 후족부(Rear)에서는 최종 개발 시제품 안전화 Type A가 36.76cm²로 대조군 안전화(K사) Type B 39.01cm² 보다 -2.25cm² 약 -5.76% 좁은 접촉면적이 나타났다.

최종 개발 시제품 안전화 분석결과 최종 개발 시제품 안전화 Type A가 발전체와 중족부 분석 영역에서 넓은 접촉면적이 나타났다.

[표 4-8] 30kg 몰드작업 최종 개발제품 접촉면적 분석결과 (단위 : cm²)

양발(오른발 + 왼발)				
신발	발전체 (Foot)	전족부 (Fore)	중족부 (Mid)	후족부 (Rear)
Type A	126.29	45.15	44.38	36.76
Type B	119.44	47.66	32.77	39.01
증감율	5.73	-5.26	35.40	-5.76
$\%(\text{증감율}) = \{ (\text{개발신발} - \text{대조신발}) / \text{대조 신발} \} * 100$				

30kg Contact areas [cm²]



[그림 4-7] 30kg 몰드작업 최종 개발제품 접촉면적 분석결과

나) 최대압력(Peak Pressure) 분석결과

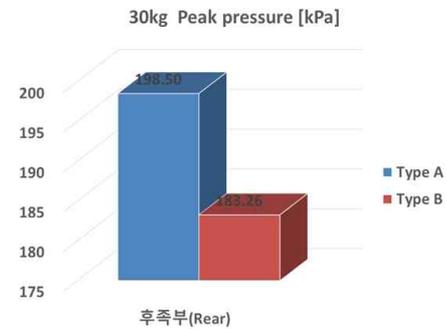
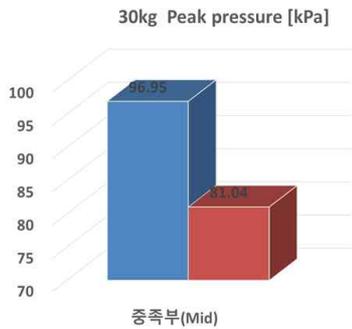
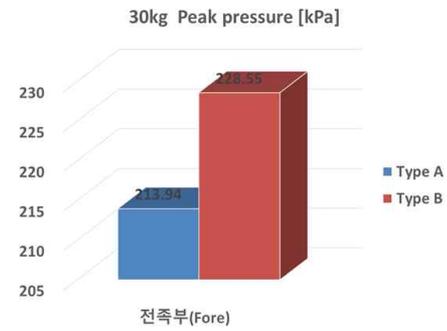
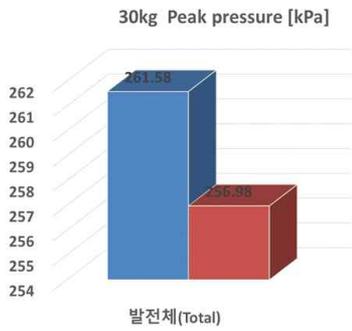
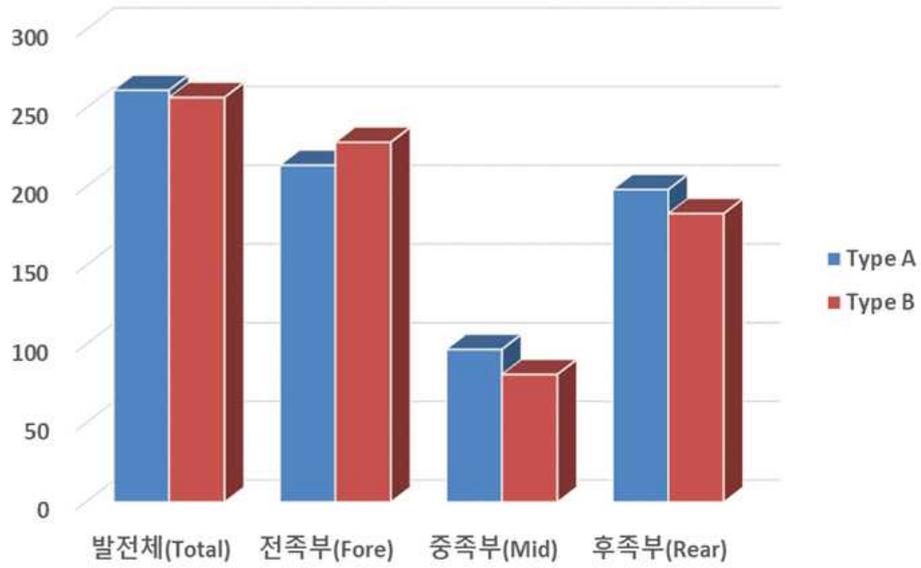
중량물 30kg 몰드작업 시 최종 개발 시제품 안전화 Type A와 대조군 안전화(K사) Type B 발전체(Foot), 전족부(Fore), 중족부(Mid) 및 후족부(Rear)에 대한 최대압력 분석결과 양발(오른발+왼발) 평균값이 발전체(Foot)에서는 최종 개발 시제품 안전화 Type A가 261.58kPa로 대조군 안전화(K사) Type B 256.98kPa 보다 4.61kPa 약 1.79% 높은 최대압력이 나타났다. 부위별 접촉면적 분석결과 전족부(Fore)에서 최종 개발 시제품 안전화 Type A가 213.94kPa로 대조군 안전화(K사) Type B 228.55kPa 보다 -14.61kPa 약 -6.39% 낮은 최대압력이 나타났으며, 중족부(Mid)에서는 최종 개발 시제품 안전화 Type A가 96.95kPa로 대조군 안전화(K사) Type B 81.04kPa 보다 15.91kPa 약 19.63% 높은 최대압력이 나타났다. 후족부(Rear)에서는 최종 개발 시제품 안전화 Type A가 198.50kPa로 대조군 안전화(K사) Type B 183.26kPa 보다 15.24kPa 약 8.32% 높은 최대압력이 나타났다.

최종 개발 시제품 안전화 분석결과 최종 개발 시제품 안전화 Type A가 전족부 분석 영역에서 낮은 최대압력이 나타났다.

[표 4-9] 30kg 몰드작업 최종 개발제품 최대압력 분석결과 (단위 : kPa)

양발(오른발 + 왼발)				
신발	발전체 (Foot)	전족부 (Fore)	중족부 (Mid)	후족부 (Rear)
Type A	261.58	213.94	96.95	198.50
Type B	256.98	228.55	81.04	183.26
증감율	1.79	-6.39	19.63	8.32
$\%(\text{증감율}) = \{ (\text{개발신발} - \text{대조신발}) / \text{대조 신발} \} * 100$				

30kg Peak pressure [kPa]



[그림 4-8] 30 kg 몰드작업 최종 개발제품 최대압력 분석결과

다) 최대평균압력(Maximum Mean Pressure) 분석결과

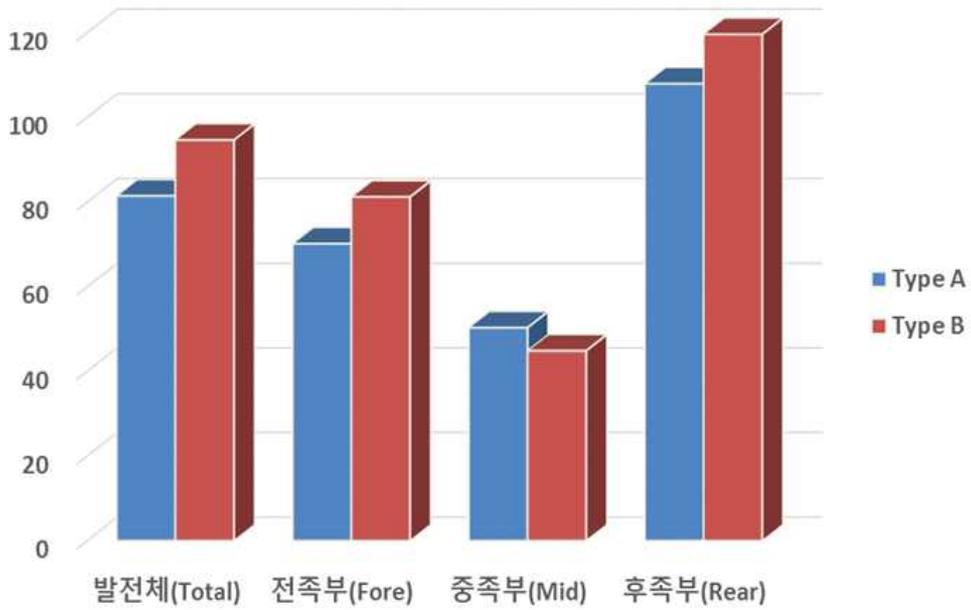
중량물 30kg 몰드작업 시 최종 개발 시제품 안전화 Type A와 대조군 안전화(K사) Type B 발전체(Foot), 전족부(Fore), 중족부(Mid) 및 후족부(Rear)에 대한 최대평균압력 분석결과 양발(오른발+왼발) 평균값이 발전체(Foot)에서는 최종 개발 시제품 안전화 Type A가 81.47kPa로 대조군 안전화(K사) Type B 94.67kPa 보다 -13.21kPa 약 -13.95% 낮은 최대평균압력이 나타났다. 부위별 접촉면적 분석결과 전족부(Fore)에서 최종 개발 시제품 안전화 Type A가 70.19kPa로 대조군 안전화(K사) Type B 81.22kPa 보다 -11.03kPa 약 -13.59% 낮은 최대평균압력이 나타났으며, 중족부(Mid)에서는 최종 개발 시제품 안전화 Type A가 50.33kPa로 대조군 안전화(K사) Type B 44.88kPa 보다 5.45kPa 약 12.14% 높은 최대평균압력이 나타났다. 후족부(Rear)에서는 최종 개발 시제품 안전화 Type A가 107.98kPa로 대조군 안전화(K사) Type B 119.65kPa 보다 -11.67kPa 약 -9.75% 낮은 최대평균압력이 나타났다.

최종 개발 시제품 안전화 분석결과 최종 개발 시제품 안전화 Type A가 발전체와 전족부, 후족부 분석 영역에서 낮은 최대평균압력이 나타났다.

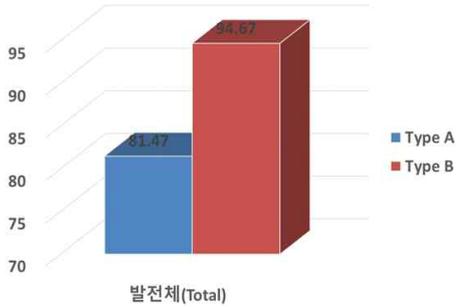
[표 4-10] 30kg 몰드작업 최종 개발제품 최대평균압력 분석결과 (단위 : kPa)

양발(오른발 + 왼발)				
신발	발전체 (Foot)	전족부 (Fore)	중족부 (Mid)	후족부 (Rear)
Type A	81.47	70.19	50.33	107.98
Type B	94.67	81.22	44.88	119.65
증감율	-13.95	-13.59	12.14	-9.75
$\%(\text{증감율}) = \{ (\text{개발신발} - \text{대조신발}) / \text{대조 신발} \} * 100$				

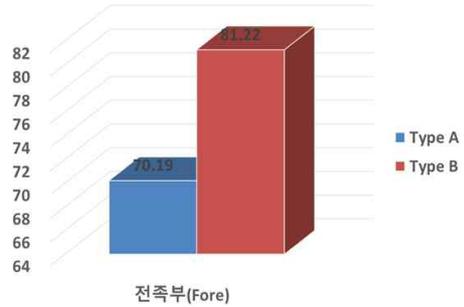
30kg Maximum mean pressure [kPa]



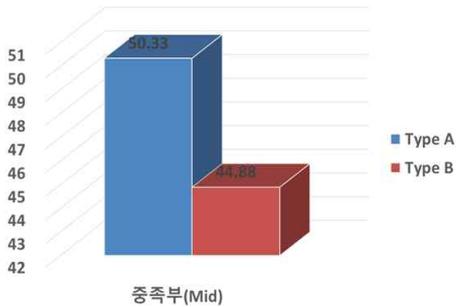
30kg Maximum mean pressure [kPa]



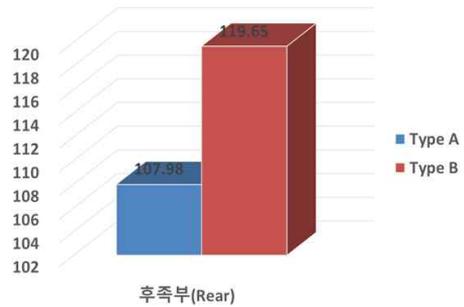
30kg Maximum mean pressure [kPa]



30kg Maximum mean pressure [kPa]



30kg Maximum mean pressure [kPa]



[그림 4-9] 30 kg 몰드작업 최종 개발제품 최대평균압력 분석결과

4.1.2.2 최종 성능평가 개발 압력센서 최대힘(허용하중) 분석 결과

1) 0kg, 15kg, 30kg 중량물 몰드작업 최대힘(허용하중) 분석 결과

가) 중량물 몰드작업 최대힘(Maximum Force) 분석결과

중량물 0kg 몰드작업 시 최종 개발 시제품 안전화 Type A의 발전체(Foot), 전족부(Fore), 중족부(Mid) 및 후족부(Rear)에 대한 최대힘 분석결과 양발(오른발+왼발)평균값이 발전체(Foot)에서는 0kg 몰드작업 시 470.48N, 15kg 몰드작업 시 587.72N, 30kg 몰드작업 시 670.22N으로 최대힘(N)이 나타났다.

최대힘(N)을 허용하중(kg)으로 단위환산 분석결과 양발(오른발+왼발)평균값이 발전체(Foot)에서의 0kg 몰드작업 시 48.01kg, 15kg 몰드작업 시 59.97kg, 30kg 몰드작업 시 68.39kg으로 허용하중(kg)이 나타났다.

부위별 최대힘(N) 및 허용하중(kg)으로 단위환산 분석결과 전족부(Fore)에서는 0kg 몰드작업 시 192.63N, 19.66kg, 15kg 몰드작업 시 259.49N, 26.48kg, 30kg 몰드작업 시 304.27N, 31.05kg으로 최대힘(N)과 허용하중(kg)이 나타났다.

부위별 최대힘(N) 및 허용하중(kg)으로 단위환산 분석결과 중족부(Mid)에서는 0kg 몰드작업 시 168.49N, 17.19kg, 15kg 몰드작업 시 196.40N, 20.04kg, 30kg 몰드작업 시 211.54N, 21.59kg으로 최대힘(N)과 허용하중(kg)이 나타났다.

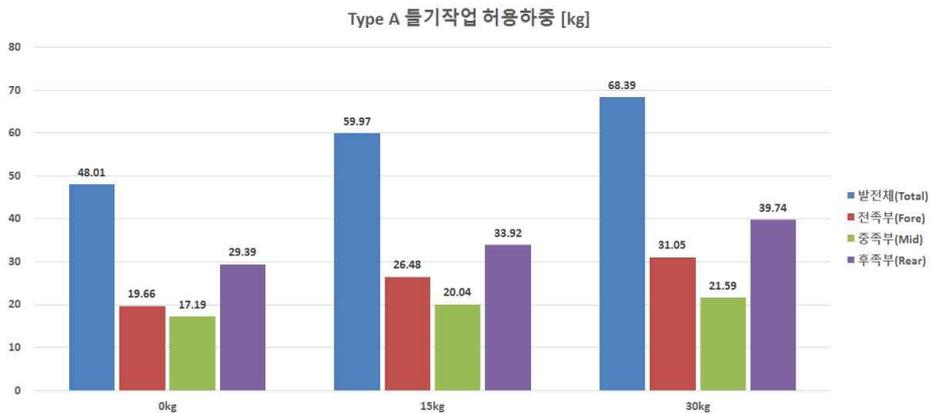
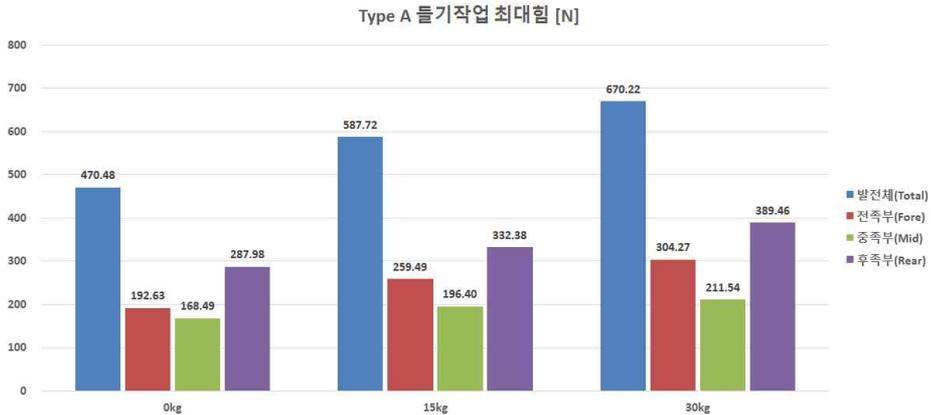
부위별 최대힘(N) 및 허용하중(kg)으로 단위환산 분석결과 후족부(Rear)에서는 0kg 몰드작업 시 287.98N, 29.39kg, 15kg 몰드작업 시 332.38N, 33.92kg, 30kg 몰드작업 시 389.46N, 39.74kg으로 최대힘(N)과 허용하중(kg)이 나타났다.

최종 개발 시제품 안전화 몰드작업 최대힘 분석결과 최종 개발 시제품 안전화 Type A가 발전체에서 0kg, 15kg, 30kg 중량물 몰드작업 최대힘(허용하중)은 30kg 몰드 시 670.22N(68.39kg)이 최대로 나타났다.

[표 4-11] 0, 15, 30kg 몰드작업 최종 개발제품 최대힘(허용하중) 분석결과

Type A 양발(오른발 + 왼발)								
단위 : N					단위 : kg			
무게	발전체 (Foot)	전족부 (Fore)	중족부 (Mid)	후족부 (Rear)	발전체 (Foot)	전족부 (Fore)	중족부 (Mid)	후족부 (Rear)
0 kg	470.48	192.63	168.49	287.98	48.01	19.66	17.19	29.39
15 kg	587.72	259.49	196.40	332.38	59.97	26.48	20.04	33.92
30 kg	670.22	304.27	211.54	389.46	68.39	31.05	21.59	39.74

※ 1 kg = 약 9.8 N 으로 단위 환산



[그림 4-10] 0, 15, 30 kg 몰드작업 최종 개발제품 최대힘(허용하중) 분석결과

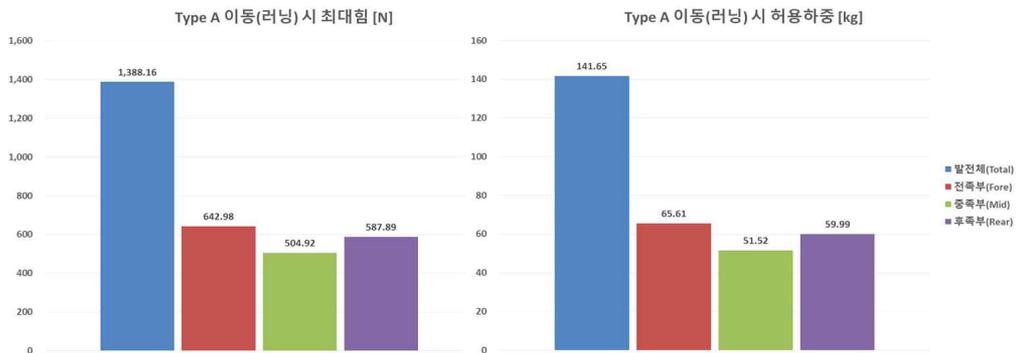
2) 작업환경 이동(러닝) 시 최대힘(허용하중) 분석 결과

가) 작업환경 이동(러닝) 시 최대힘(Maximum Force) 분석결과

작업환경 이동(러닝) 시 최종 개발 시제품 안전화 Type A의 발전체(Foot), 전족부(Fore), 중족부(Mid) 및 후족부(Rear)에 대한 최대힘 분석결과 양발(오른발+왼발) 평균값이 발전체(Foot)에서는 1,388.16N으로 단위환산 시 141.65kg 으로 허용하중(kg)이 나타났다. 부위별 최대힘(N) 및 허용하중(kg)으로 단위환산 분석결과 전족부(Fore)에서는 642.98N으로 단위환산 시 65.61kg, 중족부(Mid)에서는 504.92N으로 단위환산 시 51.52kg, 후족부(Rear)에서는 587.89N으로 단위환산 시 59.99kg으로 허용하중(kg)이 나타났다. 최종 개발 시제품 안전화 작업환경 이동(러닝) 시 최대힘 분석결과 최종 개발 시제품 안전화 Type A가 발전체에서 최대힘(허용하중) 1,388.16N(141.65kg)이 최대로 나타났다.

[표 4-12] 작업환경 이동(러닝) 시 최종 개발제품 최대힘(허용하중) 분석결과

Type A 양발(오른발 + 왼발)							
단위 : N				단위 : kg			
발전체 (Foot)	전족부 (Fore)	중족부 (Mid)	후족부 (Rear)	발전체 (Foot)	전족부 (Fore)	중족부 (Mid)	후족부 (Rear)
1,388.16	642.98	504.92	587.89	141.65	65.61	51.52	59.99
※ 1 kg = 약 9.8 N 으로 단위 환산							



[그림 4-11] 작업환경 이동(러닝) 시 최종 개발제품 최대힘(허용하중) 분석결과

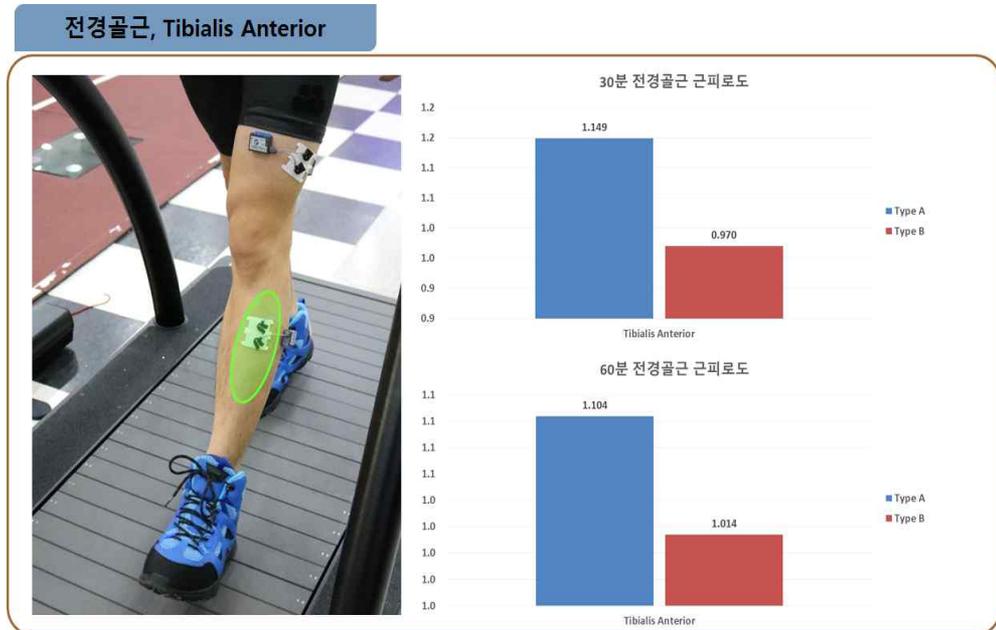
4.1.2.3 최종 성능평가 근피로도 분석 결과

1) 최종 개발 시제품 안전화 근피로도 분석 결과

가) 전경골근(Tibialis Anterior) 분석결과

가설은 1보다 낮은 값을 가지면 높은 근피로도를 보인다. 최종 개발 시제품 안전화 Type A를 신고 30분 보행 후 전경골근 근육의 근피로도를 측정 한 결과 1.149로 Normalized MPF 값이 1이상임으로 근피로도 경감효과가 나타나고, 대조군 안전화(K사) Type B 0.970 보다 약 18.4% 높은 값이 나타났다.

최종 개발 시제품 안전화 Type A를 신고 60분 보행 후 전경골근 근육의 근피로도를 측정한 결과 1.104로 Normalized MPF 값이 1이상임으로 근피로도 경감효과가 나타나고, 대조군 안전화(K사) Type B 1.014보다 약 8.9% 높은 값이 나타났다.



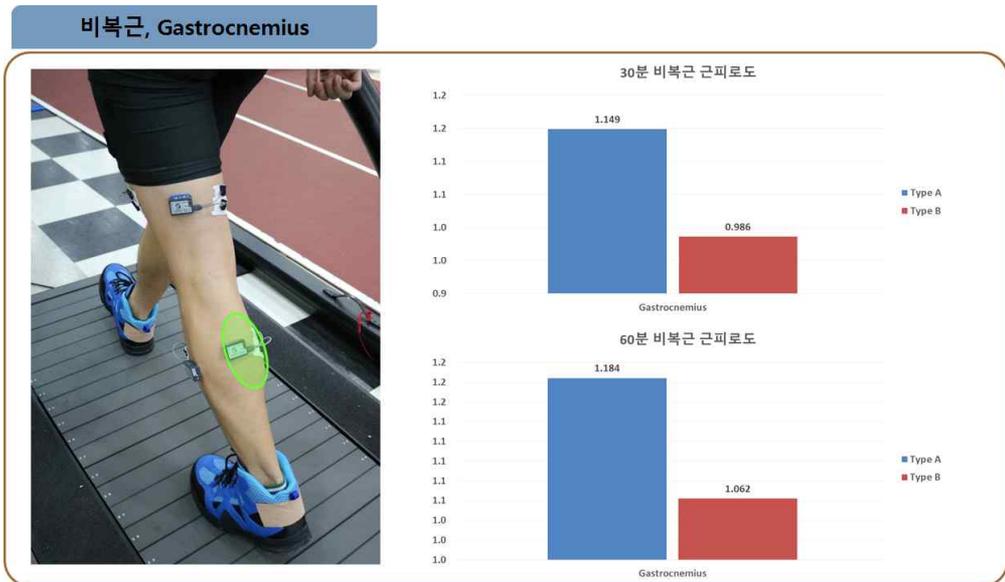
[그림 4-12] 최종 개발 시제품 전경골근 분석 결과

[표 4-13] 최종 개발 시제품 전경골근 분석 결과

전경골근(Tibialis Anterior)			
Min	Type A	Type B	%(Type A)
0 ~ 30	1.149	0.970	18.4
0 ~ 60	1.104	1.014	8.9
%(증감율) = { (개발신발 - 대조신발) / 대조 신발 } * 100			

나) 비복근(Gastrocnemius) 분석결과

가설은 1보다 낮은 값을 가지면 높은 근피로도를 보인다. 최종 개발 시제품 안전화 Type A를 신고 30분 보행 후 비복근 근육의 근피로도를 측정 한 결과 1.149로 Normalized MPF 값이 1이상임으로 근피로도 경감효과가 나타나고, 대조군 안전화(K사) Type B 0.986 보다 약 16.5% 높은 값이 나타났다. 최종 개발 시제품 안전화 Type A를 신고 60분 보행 후 비복근 근육의 근피로도를 측정한 결과 1.184로 Normalized MPF 값이 1이상임으로 근피로도 경감효과가 나타나고, 대조군 안전화(K사) Type B 1.062 보다 약 11.5% 높은 값이 나타났다.



[그림 4-13] 최종 개발 시제품 비복근 분석 결과

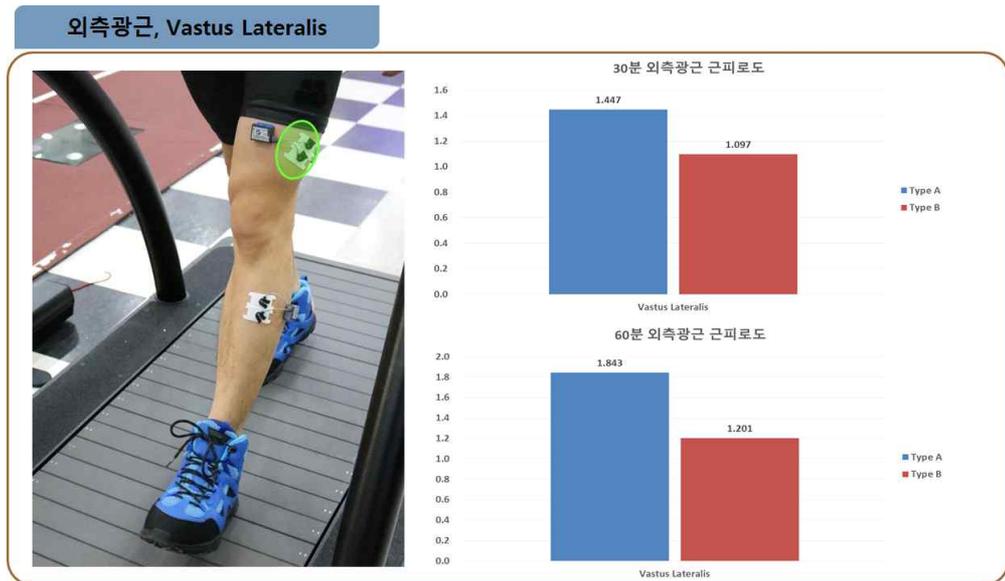
[표 4-14] 최종 개발 시제품 비복근 분석 결과

비복근(Gastrocnemius)			
Min	Type A	Type B	%(Type A)
0 ~ 30	1.149	0.986	16.5
0 ~ 60	1.184	1.062	11.5

$\%(\text{증감율}) = \{ (\text{개발신발} - \text{대조신발}) / \text{대조 신발} \} * 100$

다) 외측광근(Vastus Lateralis) 분석결과

가설은 1보다 낮은 값을 가지면 높은 근피로도를 보인다. 최종 개발 시제품 안전화 Type A를 신고 30분 보행 후 외측광근 근육의 근피로도를 측정한 결과 1.447로 Normalized MPF 값이 1이상임으로 근피로도 경감효과가 나타나고, 대조군 안전화(K사) Type B 1.097 보다 약 31.9% 높은 값이 나타났다. 최종 개발 시제품 안전화 Type A를 신고 60분 보행 후 외측광근 근육의 근피로도를 측정한 결과 1.843로 Normalized MPF 값이 1이상임으로 근피로도 경감효과가 나타나고, 대조군 안전화(K사) Type B 1.201 보다 약 53.4% 높은 값이 나타났다.



[그림 4-14] 최종 개발 시제품 외측광근 분석 결과

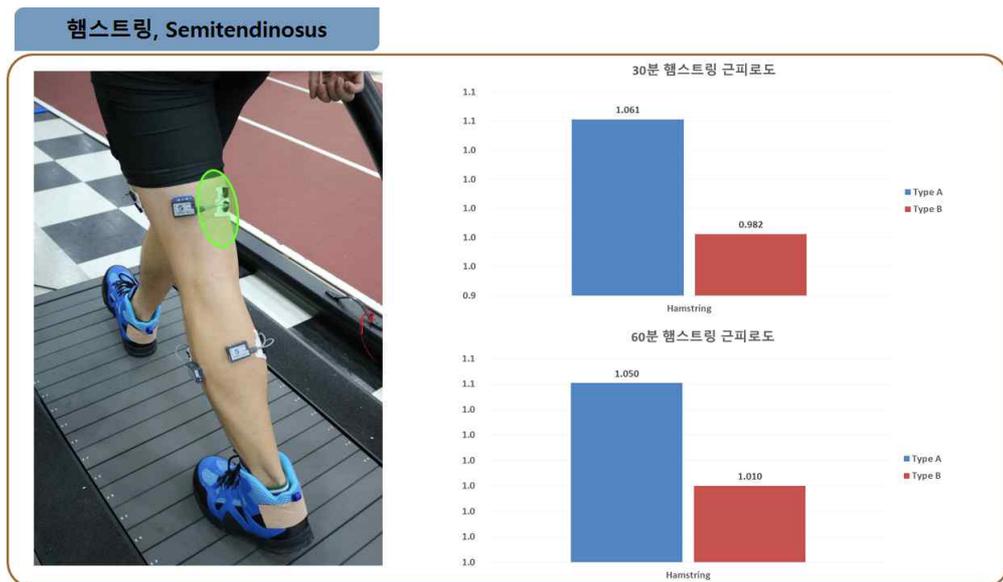
[표 4-15] 최종 개발 시제품 외측광근 분석 결과

외측광근(Vastus Lateralis)			
Min	Type A	Type B	%(Type A)
0 ~ 30	1.447	1.097	31.9
0 ~ 60	1.843	1.201	53.4

$\%(\text{증감율}) = \{ (\text{개발신발} - \text{대조신발}) / \text{대조 신발} \} * 100$

라) 햄스트링(Hamstring) 분석결과

가설은 1보다 낮은 값을 가지면 높은 근피로도를 보인다. 최종 개발 시제품 안전화 Type A를 신고 30분 보행 후 햄스트링 근육의 근피로도를 측정 한 결과 1.061로 Normalized MPF 값이 1이상임으로 근피로도 경감효과가 나타나고, 대조군 안전화(K사) Type B 0.982 보다 약 8.0% 높은 값이 나타났다. 최종 개발 시제품 안전화 Type A를 신고 60분 보행 후 햄스트링 근육의 근피로도를 측정 한 결과 1.050로 Normalized MPF 값이 1이상 임으로 근피로도 경감효과가 나타나고, 대조군 안전화(K사) Type B 1.010보다 약 4.0% 높은 값이 나타났다.



[그림 4-15] 최종 개발 시제품 햄스트링 분석 결과

[표 4-16] 최종 개발 시제품 햄스트링 분석 결과

햄스트링(Hamstring)			
Min	Type A	Type B	%(Type A)
0 ~ 30	1.061	0.982	8.0
0 ~ 60	1.050	1.010	4.0

$$\%(\text{증감율}) = \{ (\text{개발신발} - \text{대조신발}) / \text{대조 신발} \} * 100$$

4.1.2.4 최종 성능평가 주관적 착화감 분석 결과

1) 최종 개발 시제품 안전화 주관적 착화감(VAS) 분석 결과

가) 주관적 착화감(VAS) 분석 결과

- ① 전체적인 착화감' 항목에 대한 주관적 착화감(VAS) 분석 결과 최종 개발 시제품 안전화 Type A 8.40점, 대조군 안전화(K사) 8.20점으로 최종 개발 시제품이 안전화가 '보행 시 편안한 정도'에서 대조군 안전화(K사) Type B보다 2.38% 착화감이 높은 것으로 나타났다.
- ② 뒤꿈치(후족부) 쿠션' 항목에 대한 주관적 착화감(VAS) 분석 결과 최종 개발 시제품 안전화 Type A 8.70점, 대조군 안전화(K사) 8.30점으로 최종 개발 시제품이 '뒤꿈치 부위의 충격, 쿠셔닝 정도'에서 대조군 안전화(K사) Type B 보다 4.60% 착화감이 높은 것으로 나타났다.
- ③ 앞족(전족부) 바닥의 쿠션' 항목에 대한 주관적 착화감(VAS) 분석 결과 최종 개발 시제품 안전화 Type A 8.50점, 대조군

- 안전화(K사) Type B 8.30점으로 최종 개발 시제품이 ‘앞쪽 부위의 충격, 쿠셔닝 정도’에서 대조군 안전화(K사) Type B 보다 2.35% 착화감이 높은 것으로 나타났다.
- ④ 아치(arch)부위의 편안함’ 항목에 대한 주관적 착화감(VAS) 분석 결과 최종 개발 시제품 안전화 Type A 8.30점, 대조군 안전화(K사) Type B 8.20점으로 최종 개발 시제품이 ‘아치부위의 공간, 편안함 정도’에서 대조군 안전화(K사) Type B 보다 1.20% 착화감이 높은 것으로 나타났다.
- ⑤ 좌우측 움직일 때 편안함’ 항목에 대한 주관적 착화감(VAS) 분석 결과 최종 개발 시제품 안전화 Type A 7.80점, 대조군 안전화(K사) Type B 7.90점으로 최종 개발 시제품이 ‘신발내부 발 좌우측 움직임 편안함 정도’에서 대조군 안전화(K사) Type B 보다 -1.28% 착화감이 낮은 것으로 나타났다.
- ⑥ 보행 시 발목 안정성’ 항목에 대한 주관적 착화감(VAS) 분석 결과 최종 개발 시제품 안전화 Type A 8.10점, 대조군 안전화(K사) Type B 7.70점으로 최종 개발 시제품이 ‘발목의 움직임 정도’에서 대조군 안전화(K사) Type B 보다 4.94% 착화감이 높은 것으로 나타났다.
- ⑦ 신발 앞쪽의 폭(둘레)’ 항목에 대한 주관적 착화감(VAS) 분석 결과 최종 개발 시제품 안전화 Type A 8.60점, 대조군 안전화(K사) Type B 8.20점으로 최종 개발 시제품이 ‘신발 볼 둘레 압박여부 정도’에서 대조군 안전화(K사) Type B 보다 4.65% 착화감이 높은 것으로 나타났다.
- ⑧ 신발의 길이’ 항목에 대한 주관적 착화감(VAS) 분석 결과 최종 개발 시제품 안전화 Type A 8.60점, 대조군 안전화(K사) Type B 8.50점으로 최종 개발 시제품이 ‘발가락 부분 여유/전체길이 정도’에서 대조군 안전화(K사) Type B 보다 1.16% 착화감이 높은 것으로 나타났다.
- ⑨ 경량성/신발무게’ 항목에 대한 주관적 착화감(VAS) 분석 결과

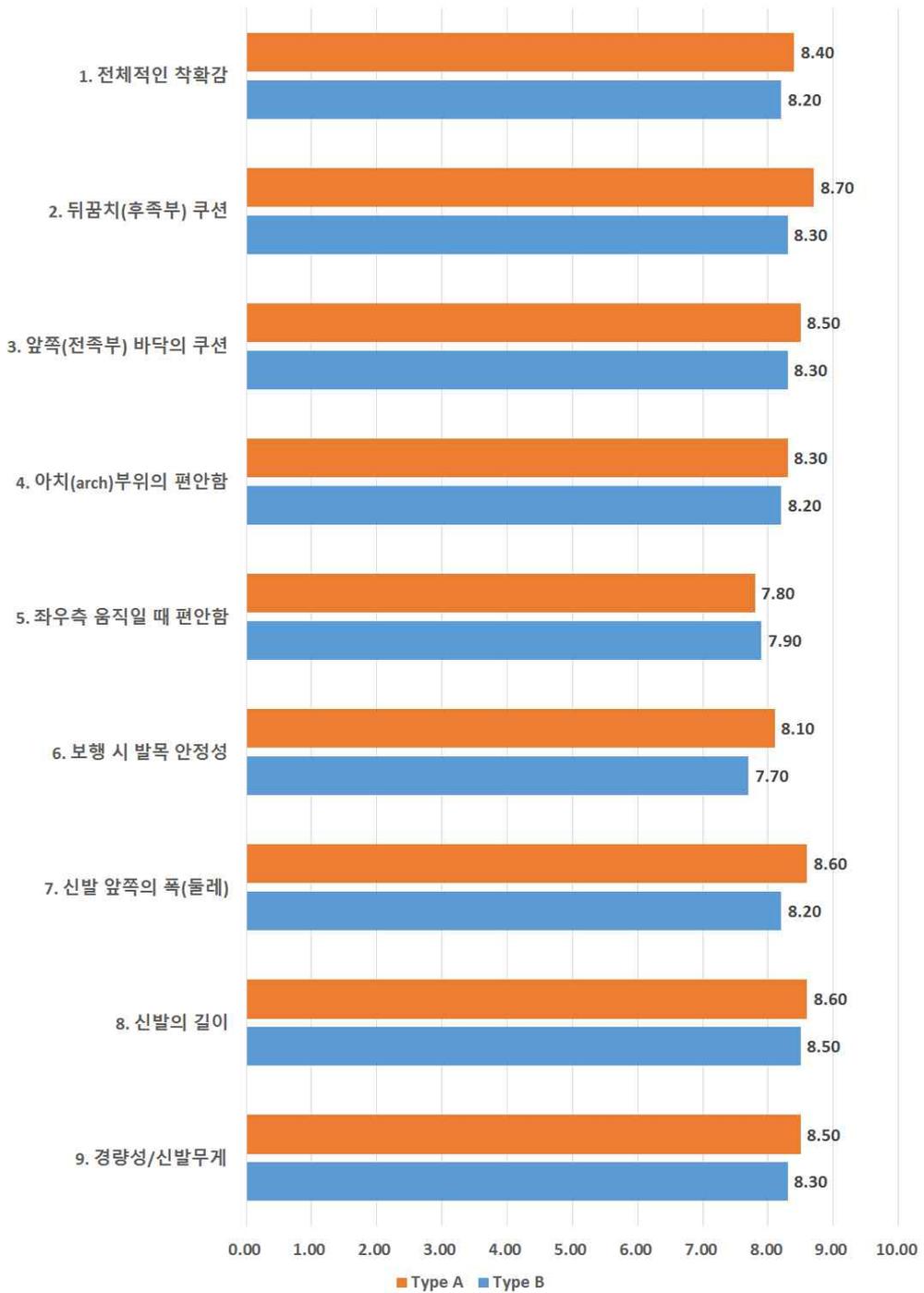
최종 개발 시제품 안전화 Type A 8.50점, 대조군 안전화(K사) Type B 8.30점으로 최종 개발 시제품이 ‘보행 시 신발무게는 어떠한가 정도’에서 대조군 안전화(K사) Type B 보다 2.35% 착화감이 높은 것으로 나타났다.

[표 4-17] 시각척도 측정법(VAS) 주관적 착화감 분석 결과 (Unit : %)

설문 항목	Type A	Type B	A %
1. 전체적인 착화감	8.40	8.20	2.44
2. 뒤꿈치(후족부) 쿠션	8.70	8.30	4.82
3. 앞쪽(전족부) 바닥의 쿠션	8.50	8.30	2.41
4. 아치(arch)부위의 편안함	8.30	8.20	1.22
5. 좌우측 움직일 때 편안함	7.80	7.90	-1.27
6. 보행 시 발목 안정성	8.10	7.70	5.19
7. 신발 앞쪽의 폭(둘레)	8.60	8.20	4.88
8. 신발의 길이	8.60	8.50	1.18
9. 경량성/신발무게	8.50	8.30	2.41

$$\%(증감율) = \{ (\text{개발신발} - \text{대조신발}) / \text{대조 신발} \} * 100$$

신발 주관적 착화감(Fitting)평가 VAS 결과



[그림 4-16] 최종 개발 시제품 주관적 착화감(VAS) 분석 결과

4.2 연구효과분석

4.2.1 기술적 측면

스마트 신발에 내장된 압력 센서를 이용하여 작업자 족저압 측정으로 직립 자세의 안정성 및 척추 질환 예측 파라미터로 활용할 수 있다. 또한 가속도 센서를 이용하여 활동, 낙상 및 낙상 후 자세 관찰할 수 있으며, 스마트 기기와 연동하여 맥박 감지 및 옥외 위치 추적이 가능하다. 웨어러블 기반의 작업자 건강 및 안전관리 솔루션이 될 수 있으며, 기계소재, 생산기반기술, 인간공학 기술이 접목된 건강한 생명사회 지향적 융복합 기술실현이 가능하다.



[그림 4-17] 연구기술의 융합분야

4.2.2 경제·산업적 측면

시장 창출로 OEM 방식의 제품생산에서 고부가가치의 자체개발 기능성 SHOES 개발 생산 가능성을 제시함으로써, 신발업계의 경쟁력 구축 및 독자브랜드 확보로 제품 라인화를 제고시킨다. 또한 기능성 부품이므로 부품산업의 새로운 시장 창출이 가능하며, 다양한 신발품목의 개발로 비성수기에 생산과 작업 기술 연구, 유지할 수 있는 계기로 삼을 수 있다.

신발산업은 한 때 사양산업으로 분류되어 상당한 어려움을 겪어 왔으나, 현재 제품의 고급화, 고기능화가 이루어짐에 따라 개발소재를 활용하여 소재산업 및 신발산업 내 성숙산업의 활성화를 기대할 수 있다 (Tinubu, Mbada, Oyeyemi, & Fabunmi, 2010). 해외 모방기술의 한계를 벗어난 독자적 기술 및 디자인 개발하고, 운동 분석 데이터에 의한 제품 개발이 가능하다. 근골격계 예방 및 피로저감을 통한 메디컬케어적인 수요를 부가하여, 신발의 고기능화, 고부가 가치화를 이룩할 수 있다. 수입에 의존하고 있거나 기존 인솔 및 부품형태의 시장에서 국내 제품 보급률을 높여 수입대체를 통한 고용창출효과 유도가 가능할 뿐만 아니라 제품의 구조적 기능적 특성을 한 단계 진보시켜 글로벌 시장에서 시장 점유율을 안정적이면서도 지속적으로 향상시킴이 가능하다.

개발된 시제품의 공정을 단순화시키기 위해 핵심부품에 대한 집적화로 모듈제작을 진행, 향후 설비 및 기타문제 발생 시 수리처리시간을 단축시키고 이로 인한 비용과 시간을 절약할 수 있어 제품의 질을 향상시키고 가격을 절감시킬 수 있다. 모듈화 여부 및 모듈화 단계에 따라 2차, 3차 양산모델로 진행할 수 있으며, 제품을 구성하는 장치 및 어플리케이션은 기능 단위별로 모듈화하고 문제발생시 모듈별 해결방법을 제시할 수 있다. 현재 신발 부품의 세분화가 가속되고 있으며, 다양한 첨단 소재에 대한 시장확대, 친환경 생산공정에 적합한 소재 개발을 지속적으로 원하고 있는 가운데 최고의 기술개발을 통한 원천기술의 확보가 시급히 요구 되고 있다 (Taniguchi, Tateuchi, Takeoka, & Ichihashi, 2012; Zhu, Bai, Chen, & Wang, 2013; Davis, 2014). 최근 사회 전반의 복지향상, 건강증진 및 개인의

편의 증진을 위한 다기능성제품에 대한 요구 또한 지속적으로 증가되고 있어 부품/소재의 고성능화를 바탕으로 제품의 다기능성 구현해야 함으로 IT, BT, NT 등 첨단 기술 융합을 통한 융복합 부품/소재 시장이 더욱 더 활성화 될 것으로 예상되며 첨단 IT 기술과의 접목, 신소재 개발, 신수요 창출 등을 위한 투자를 늘리고, 기업 및 연구소, 대학 간의 공동연구의 확대가 요구된다.

4.2.3 시장성 및 기대효과

ICT 기반 기술 융복합화를 통한 신발시장 확산과 신발산업의 기술집약적 고부가가치화를 바탕으로 수요자 욕구의 다양화 및 고급화를 통한 건강관리기능, 운동역학적 기능, 생체 역학적 기능 증진 효과 등의 융복합 기술의 급부성으로 기능성 및 다양한 기술력을 앞세운 스마트 신발제품의 수요가 창출되고 있다.

신발산업은 고기능성 및 패션화에 대한 선호 증가로, 1970년대 중반 이후 스포츠화 중심으로 수요가 늘어났으나 2000년대부터는 고기능화 및 패션화에 대한 선호가 높아지고 있는 추세이다. 신발의 고기능화 중, 스마트 신발은 특히 헬스케어 산업군을 대표하는 IoT의 하나이며, 분야별 서비스 시장규모 중 헬스케어 부분의 증가 추세가 근래 들어 크게 증가 하고 있어, 사업영역 확대에 의한 일자리 창출 효과가 클 것으로 예상된다.

근골격계 질환 예방용 작업화 및 모바일 근골격계 질환 예방용 활동 모니터링 및 관리프로그램 개발은 보행 및 작업 중 신호를 모니터링 후 자세 교정 등의 헬스케어의 문제뿐만 아니라, 미아방지 디바이스로 적용 가능하며, 신발은 외출 시 꼭 착용해야하는 아이템이므로 아동 및 치매노인들의 미아방지 등의 산업에 적용 가능하다면 본 과제 개발로 통한 다양한 시장창출 및 일자리 창출 효과가 기대된다.

신발은 헬스케어 분야 신사업 창출을 통한 신발산업의 시장을 확대시키고, 건강관리 서비스 제공을 통해서 질병 예방 및 의료비 부담 감소에 기여, U-헬스 서비스 기반을 둔 스마트 신발은 보행특성 분석을 통해 언제, 어디서, 누구나 안전하고 자유롭게 이용할 수 있는 건강관리 서비스를

제공함으로써, u-Medical, u-silver, u-Wellness 각 분야에 맞춤정보를 제공할 수 있으며 이에 따른 서비스 시장 규모도 매년 증가할 것으로 예상된다.

4.2.4 생체역학적 성능평가 분석

4.2.4.1 0kg, 15kg, 30kg 중량물 몰드작업 족저압력 분석

20~30대 남성을 대상으로 최종 성능평가 개발 시제품 안전화 Type A와 대조군 안전화(K사) Type B에 따른 기능성을 족저압력 분석을 통해 알아보고자 하였다. 0kg, 15kg, 30kg 중량물 몰드작업 양발(오른발+왼발) 데이터의 발전체, 전족부, 중족부, 후족부를 비교분석한 결과 0kg, 15kg, 30kg 중량물 몰드작업 데이터에서 나타나는 데이터 값의 경향성이 동일하거나 유사하게 나타났다. 양발(오른발+왼발) 발전체 분석결과 최종 개발 시제품 안전화 Type A가 대조군 안전화(K사) Type B보다 30kg 중량물 몰드 작업 시 접촉면적이 약 6% 넓게 나타나고 최대평균압력은 약 14% 낮게 나타났다. 중량물 몰드작업 시 최종 개발 시제품 Type A가 대조군 안전화(K사) Type B에 비해 발의 접촉면적을 증가시키고 발에 발생하는 압력을 경감시켜 몰드작업 시 발생하는 발의 부하를 경감시킬 것으로 판단된다(Farjad, Pezeshk, & Sadegh, 2016; Bousie, Blanch, McPoil, & Vicenzino, 2017; Reints, Hijmans, Burgerhof, Pstema, & Verkerke, 2017).

4.2.4.2 0kg, 15kg, 30kg 중량물 몰드작업 및 이동(러닝) 최대힘(허용하중) 분석

20~30대 남성을 대상으로 최종 성능평가 개발 시제품 안전화 Type A에 허용하중 기능성을 최대힘 분석을 통해 알아보고자 하였다. 최종 개발 시제품 안전화 Type A의 몰드작업 최대힘 분석결과 발전체에서 0kg, 15kg, 30kg 중량물 몰드작업 최대힘(허용하중)은 30kg 몰드 시 670.22N(68.39kg)로 최대로 나타났다. 0kg, 15kg, 30kg 중량물 이동 및 몰드작업에서는 허용하중의

정량적 목표치인 120kg이 발생하지 않았다. 최종 개발 시제품 안전화 Type A의 작업환경 이동(러닝) 시 최대힘 분석결과 발전체에서 최대힘(허용하중)은 1,388.16N (141.65kg)로 최대로 나타났다. 작업환경 이동(러닝) 시에는 허용하중의 정량적 목표치인 120kg보다 발전체(Foot)에서 1,388.16N으로 단위환산 시 141.65kg으로 허용하중(kg)을 만족하였다.



[그림 4-18] 중량물 몰드작업 및 이동(러닝) 최대힘(허용하중) 분석

4.2.4.3 최종 개발 시제품 안전화 근피로도 분석

20~30대 남성을 대상으로 최종 성능평가 개발 시제품 안전화 Type A와 대조군 안전화(K사) Type B에 따른 기능성을 근피로도 분석을 통해 알아보려고 하였다. 가설은 1보다 낮은 값을 가지면 높은 근피로도를 보인다. 최종 개발 시제품 안전화 Type A의 근피로도를 분석한 결과 전경골근, 비복근, 외측광근, 햄스트링 4가지 근육 모두에서 30분, 60분 보행 후 Normalized MPF 값이 1이상이므로 장시간 보행 시 근피로도 감소 효과가 나타났다(Gonzalez-Izal et al., 2010; Subasi & Kiyimik, 2010; Pollak et al., 2014). 또한 대조군 안전화(K사) Type B보다 60분 보행 후 전경골근(약 8.9%), 비복근(약 11.5%), 외측광근(약 53.4%), 햄스트링(약 4.0%) 근육에서 높은 값이 나타나 근피로도 감소효과를 가진다.

4.2.5 생체역학적 성능평가 결론

20~30대 남성을 대상으로 최종 성능평가 개발 시제품 안전화 Type A와 대조군 안전화(K사) Type B에 따른 기능성을 생체역학적 성능평가를 통해 알아보고자 하였다.

4.2.5.1 최종 개발 시제품 안전화 족저압력

양발(오른발+왼발) 발전체 분석결과 최종 개발 시제품 안전화 Type A가 대조군 안전화(K사) Type B보다 30kg 중량물 몰드 작업 시 접촉면적이 약 6% 넓게 나타나고 최대평균압력은 약 14% 낮게 나타났다. 중량물 몰드작업 시 최종 개발 시제품 Type A가 대조군 안전화(K사) Type B에 비해 발의 접촉면적을 증가시키고 발에 발생하는 압력을 경감시켜 몰드작업 시 발생하는 발의 부하를 경감시킬 것으로 판단된다.

4.2.5.2 최종 개발 시제품 안전화 최대힘(허용하중)

최종 개발 시제품 안전화 Type A의 작업환경 이동(러닝) 시 최대힘 분석결과 발전체에서 최대힘(허용하중)은 1,388.16N (141.65kg)로 최대로 나타났다. 작업환경 이동(러닝) 시에는 허용하중의 정량적 목표치인 120kg보다 발전체(Foot)에서 1,388.16N으로 단위환산 시 141.65kg으로 허용하중(kg)을 만족하였다.

4.2.5.3 최종 개발 시제품 안전화 근피로도

최종 개발 시제품 안전화 Type A의 근피로도를 분석한 결과 전경골근, 비복근, 외측광근, 햄스트링 4가지 근육 모두에서 30분, 60분 보행 후 Normalized MPF 값이 1이상이므로 장시간 보행 시 근피로도 감소 효과가 나타났다. 또한 대조군 안전화(K사) Type B보다 60분 보행 후 전경골근(약 8.9%), 비복근(약 11.5%), 외측광근(약 53.4%), 햄스트링(약 4.0%) 근육에서 높은 값이 나타나 근피로도 감소효과를 가진다.

4.2.5.4 최종 개발 시제품 안전화 주관적 착화감(VAS)

최종 개발 시제품 안전화 Type A의 주관적 착화감(VAS) 분석 결과 대조군 안전화(K사) Type B보다 9개의 설문 항목 중 8개의 항목에서 착화감이 높게 나타나 대조군 안전화(K사) Type B 보다 주관적 착화감이 유사하거나 우수하게 평가되었다.



[그림 4-19] 최종 시제품

V. 결론

5.1 연구결과 요약

본 연구의 목적은 근골격계 질환 예방용 작업화 및 모바일 근골격계 질환 예방용 활동 모니터링 관리프로그램 개발내용을 중심으로 개인별 맞춤형 건강관리기능의 스마트융합 헬스케어 산업의 시장영역확대를 위한 기초연구이며, 세부적인 내용으로는 기술개발 목표를 위해 근골격계 질환 예방용 신발 기초설계를 마련하고, 시제품 제작, 신발 시제품 기능 검증, 작업자 건강 및 안전관리를 위한 스마트 신발 솔루션 구현, 근골격계 질환 예방에 따른 족저압력 측정 평가, 스마트 신발 생체역학적 설계 및 성능평가, IMU 센서 적용 및 근골격계 질환 측정 평가, 생체역학적 성능평가를 통한 스마트 신발 개발 제품의 성능검증, 압력센서를 이용한 족저압력 패턴 측정 및 활동 모니터링 모듈 설계, 안전화용 아웃솔 소재 컴파운드 및 미드솔 디자인 설계 기술개발이 있다.

본 연구를 위해 IT 기기를 개발하여 스마트 신발을 개발하였으며, 개발된 스마트 신발의 생체역학적 성능평가를 위하여 족저압력분포, 최대힘, 근피로도, 주관적 착화감 분석을 실시하였다. 본 실험을 위해 선택되어진 3가지 종류의 중량물의 무게는 첫 번째 약 0kg(0.12kg), 두 번째 약 15kg(16.39kg), 세 번째 약 30kg(30.17kg)으로 선택하였다. 1차, 2차 중량물(몰드) 들기작업 생체역학적 성능평가 시 사용했던 동일한 중량물(몰드)로 최종 개발 시제품 생체역학적 성능평가를 실시하였다.

근골격계 부상예방 및 활동 모니터링 케어시스템 탑재 스마트 신발 개발 최종 개발 시제품의 족저압력 및 최대힘(허용하중), 근피로도, 주관적 착화감 성능평가를 위하여 작업자 몰드 작업 시 취하는 4가지 동작 준비 동작, 들기, 이동, 내리기 동작을 선택하였다. 실험결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

5.1.1 모니터링 케어시스템을 활용한 스마트 신발은 실시간 보행패턴 및 족저압력 측정 구현기술을 바탕으로 운동정보, 신체활동 측정 및 분석이 가능하며 건강관리 시스템이 탑재된 스마트 디바이스를 스마트 신발에 삽입하는 구조설계가 가능하다. 그러므로 정확한 운동량의 정보를 분석하는 지속적 기능유지가 가능한 설비기술을 바탕으로 개인용 모바일 모니터링 디바이스와 연계한 m-healthy 및 u-health에 적용될 수 있을 것으로 판단된다.

5.1.2 근골격계질환 작업환경 및 작업자세를 분석하여 개인 작업자의 근골격계질환 예방관리를 지원하는 스마트 헬스케어 모니터링이 장착된 개발 제품을 통해 작업자 스스로가 보다 쉽게 근골격계 질환 유발 자세에 대한 정보를 얻을 수 있으므로 보다 효율적인 근골격계 질환 예방 및 관리가 가능할 것으로 판단된다.

5.1.3 최종 개발 시제품 안전화 족저압력 분석 결론으로 양발(오른발+왼발) 발전체 분석결과 최종 개발 시제품 안전화 Type A가 대조군 안전화(K사) Type B 보다 30kg 중량물 몰드 작업 시 접촉면적이 약 6% 넓게 나타나고 최대평균압력은 약 14% 낮게 나타났다. 중량물 몰드작업 시 최종 개발 시제품 Type A가 대조군 안전화(K사) Type B에 비해 발의 접촉면적을 증가시키고 발에 발생하는 압력을 경감시켜 몰드작업 시 발생하는 발의 부하를 경감시킬 것으로 판단된다.

5.1.4 최종 개발 시제품 안전화 최대힘(허용하중) 분석 결론으로 최종 개발 시제품 안전화 Type A의 작업환경 이동(러닝) 시 최대힘 분석결과 발전체에서 최대힘(허용하중)은 1,388.16N (141.65kg)로 최대로 나타났다. 작업환경 이동(러닝) 시에는 허용하중의 정량적 목표치인 120kg보다 발전체(Foot)에서 1,388.16N으로 단위환산 시 141.65kg으로 허용하중(kg)을 만족한다.

5.1.5 최종 개발 시제품 안전화 근피로도 분석 결론으로 최종 개발 시제품 안전화 Type A의 근피로도를 분석한 결과 전경골근, 비복근, 외측광근,

햄스트링 4가지 근육 모두에서 30분, 60분 보행 후 Normalized MPF 값이 1 이상이므로 장시간 보행 시 근피로도 감소 효과가 나타났다. 또한 대조군 안전화(K사) Type B 보다 60분 보행 후 전경골근(약 8.9%), 비복근(약 11.5%), 외측광근(약 53.4%), 햄스트링(약 4.0%) 근육에서 높은 값이 나타나 근피로도 감소효과를 가지는 것으로 나타났다.

5.1.6. 최종 개발 시제품 안전화 주관적 착화감(VAS) 분석 결론으로 최종 개발 시제품 안전화 Type A의 주관적 착화감(VAS) 분석 결과 대조군 안전화(K사) Type B 보다 9개의 설문 항목 중 8개의 항목에서 착화감이 높게 나타나 대조군 안전화(K사) Type B 보다 주관적 착화감이 유사하거나 우수하게 평가되었다.

5.2 연구의 한계점 및 제언

본 연구를 진행하는 과정에서 스마트 신발을 주제로 한 선행연구가 많이 부족하다는 것을 알 수 있었다.

스마트 신발은 ICT 융합을 통한 미래지향적이고 기술집약적인 새로운 개념으로 신시장 창출이 가능하며, 기존의 스마트 기기와 연동하여 작업화에 스마트 기능을 부여하면 작업 중 근골격계 질환 유발 작업자세를 손쉽게 분석할 수 있고, 근골격계 부하 발생 시 소리 또는 진동을 통해 작업하는 동안 실시간으로 작업자 스스로가 근골격계 질환 유발 작업자세를 인지하고 모니터링 하여 작업하는 동안 실시간으로 개선이 가능할 것으로 기대할 수 있다. 또한 헬스케어 및 재활 분야의 서비스를 제공할 수 있는 융합기술을 도입하여 새로운 시장 개척 및 고부가가치를 창출할 수 있을 것으로 기대된다.

본 연구를 통해 개발된 스마트 신발의 성능평가 결과는 현재 개발 및 출시된 스마트 신발에 대한 성능평가 결과와 생체역학적으로 비교해봄으로써 향후 스마트 신발 개발의 방향을 제시해 줄 수 있을 것으로 판단된다. 또한, 본 연구에서는 개발된 스마트 신발의 족저압력, 최대힘, 근활성

도 및 주관적 착화감에 대해 성능평가를 진행하였으나 향후 연구에서는 스마트 신발 착용에 따른 3차원 동작분석 및 지면반력을 측정함으로써 스마트 신발을 착용하였을 때의 하지 관절모멘트, 각도, 관절가동범위, 힘등을 추가적으로 분석해야 할 것으로 사료된다.

참 고 문 헌

1. 국내문헌

- 강선경, 노지현. (2013). 산업재해 이후 산재장해인의 삶의 적응에 관한 현상학적 연구: 삶의 재구축. 『직업재활연구』, 23(1), 107-129.
- 박동욱, 최상준, 변혜정, 김양호, 김수근, 하권철, 강태선. (2013). 산업안전보건분야에서 표준직업분류 (Standard Occupational Classification, SOC) 활용 사례 고찰 및 향후 국내 도입 방안 제언. 『한국산업보건학회지』, 23(1), 11-19.
- 박은주, 박도영. (2018). 웨어러블 신체 생체 활동 모니터링 시스템 개발. 『한국정보전자통신기술학회 논문지』, 11(1), 34-39.
- 배화숙. (2015). 산업재해 후 실직·비경제활동인구의 욕구분석과 노동시장이행서비스 개선방안. 『직업재활연구』, 25(2), 87-105.
- 손영준. (2018). 『한국 신발산업의 경영성과에 미치는 기업인프라에 관한 연구』. 부산대학교 대학원 박사학위논문
- 안전보건공단(2013). 2013년 산업재해 분석. 울산: 안전보건공단.
- 안전보건공단(2014). 2014년 산업재해 분석. 울산: 안전보건공단.
- 안전보건공단(2015). 2015년 산업재해 분석. 울산: 안전보건공단.
- 유선길. (2018). 『디지털 헬스케어 주요 기술 개발 및 발전 방향에 대한 연구』. 순천향대학교 대학원 미간행 박사학위논문
- 유승희, 권창희. (2017). 고령화에 따른 공간변화 연구. 『디지털융복합연구』, 15(1), 11-22.
- 이성필. (2012). 『Solution SBR 미세구조와 실리카 함량에 따른 배합고무의 물성 변화』. 부산대학교 대학원 미간행 석사학위논문
- 이소정. (2013). 노인일자리사업 참여가 노인의 사회관계에 미치는 효과 분석. 『노인복지연구』, 59, 331-354.
- 이용재. (2010). 소득계층별 건강상태에 따른 의료이용 형평성 분석. 『한국사회정책』, 17(1), 267-290.
- 이용철, 임복희, 박영희. (2010). 국민건강영양조사 대상자들의 민간의료

- 보험 가입 요인 및 가입여부에 따른 건강행태· 의료이용 비교. 『한국콘텐츠학회논문지』, 10(12), 190-204.
- 이재삼. (2013). 산업재해보상보험법의 법적 문제와 개선방안에 관한 연구. 『법학연구』, 51, 351-379.
- 이창희. (2015). 직업재활시설 장애인의 근골격계 부담 분석을 위한 인간공학적 작업평가 연구. 『직업재활연구』, 25(3), 47-68.
- 전우천. (2016). 스마트 정보격차지수 현황 및 해소방안 연구. 『인터넷정보학회지』, 17(1), 49-54.
- 정경권, 박현식, 최우승. (2009). RFID 를 이용한 일상생활 모니터링 시스템 개발. 『한국컴퓨터정보학회논문지』, 14(7), 49-56.
- 정만수. (2014). 연령과 인지욕구가 스마트폰 사용행동에 미치는 영향에 관한 탐색적 연구: 스마트폰 의존도, 앱 활용도, 앱 호감도, 사생활침해 우려, 광고회피행동을 중심으로. 『광고학연구』, 25(6), 105-133.
- 조승호. (2009). 무선센서 네트워크를 통한 실내 거주자의 일상생활 행동 모형 정립 연구. 『한국컴퓨터정보학회논문지』, 14(2), 129-138.
- 중소기업기술정보진흥원. (2016). 중소기업 기술로드맵 2017-2019.
대전: 중소기업기술정보진흥원.
- 중소기업기술정보진흥원. (2017). 중소기업 기술로드맵 2018-2020. -웨어블-대전: 중소기업기술정보진흥원.
- 통계청. (2016). 광업·제조업 조사.
- 하나금융경영연구소. (2016). 국내외 헬스케어 산업 현황과 전망.

2. 국외문헌

- Abdul Razak, A. H., Zayegh, A., Begg, R. K., Wahab, Y. (2012). Foot plantar pressure measurement system: A review. *Sensors*, 12(7), 9884–9912.
- Akyildiz, I. F., Su, W., Sankarasubramaniam, Y., Cayirci, E. (2002). A survey on sensor networks. *IEEE Communications magazine*, 40(8), 102–114.
- Amemiya, A., Noguchi, H., Oe, M., Ohashi, Y., Ueki, K., Kadowaki, T., Sanada, H. (2014). Elevated plantar pressure in diabetic patients and its relationship with their gait features. *Gait & posture*, 40(3), 408–414.
- Aoki, H., Demura, S., Kawabata, H., Sugiura, H., Uchida, Y., Xu, N., Murase, H. (2012). Evaluating the effects of open/closed eyes and age-related differences on center of foot pressure sway during stepping at a set tempo. *Advances in Aging Research*, 1(03), 72.
- Baig, M. M., GholamHosseini, H., Moqem, A. A., Mirza, F., Lindén, M. (2017). A systematic review of wearable patient monitoring systems – current challenges and opportunities for clinical adoption. *Journal of medical systems*, 41(7), 115.
- Baker, A. D. (2014). Abnormal magnetic-resonance scans of the lumbar spine in asymptomatic subjects. A prospective investigation. In *Classic Papers in Orthopaedics* (pp. 245–247). Springer, London.
- Balagué, F., Mannion, A. F., Pellisé, F., Cedraschi, C. (2012). Non-specific low back pain. *The Lancet*, 379(9814), 482–491.
- Barkhordari, A., Jafari Nodoushan, R., Vatani Shooa, J., Halvani, G. H., Salmani Nodoushan, M. (2011). Posture Evaluation Using

- OWAS, RULA, QEC Method in FERRO-ALEAGE Factory Workers of Kerman. *Occupational Medicine Quarterly Journal*, 2(1), 14-19.
- Bernal, D., Campos-Serna, J., Tobias, A., Vargas-Prada, S., Benavides, F. G., Serra, C. (2015). Work-related psychosocial risk factors and musculoskeletal disorders in hospital nurses and nursing aides: a systematic review and meta-analysis. *International journal of nursing studies*, 52(2), 635-648.
- Bohannon, R. W. (2006). Reference values for the timed Up and Go test: a descriptive meta-analysis. *Journal of geriatric physical therapy*, 29(2), 64-68.
- Boulton, A. J., Armstrong, D. G., Albert, S. F., Frykberg, R. G., Hellman, R., Kirkman, M. S., Sheehan, P. (2008). Comprehensive foot examination and risk assessment: a report of the task force of the foot care interest group of the American Diabetes Association, with endorsement by the American Association of Clinical Endocrinologists. *Diabetes care*, 31(8), 1679-1685.
- Bousie, J. A., Blanch, P., McPoil, T. G., Vicenzino, B. (2017). Hardness and posting of foot orthoses modify plantar contact area, plantar pressure, and perceived comfort when cycling. *Journal of science and medicine in sport*.
- Carroll, A., Heiser, G. (2010). An Analysis of Power Consumption in a Smartphone. In *USENIX annual technical conferencel*, 14, 21-21.
- Chang, B. C., Liu, D. H., Chang, J. L., Lee, S. H., Wang, J. Y. (2014). Plantar pressure analysis of accommodative insole in older people with metatarsalgia. *Gait & posture*, 39(1), 449-454.

- Chang, Y. W., Hung, W., Wu, H. W., Chiu, Y. C., Hsu, H. C. (2010). Measurements of foot arch in standing, level walking, vertical jump and sprint start.
- Chen, W. M., Lee, S. J., Lee, P. V. S. (2014). The in vivo plantar soft tissue mechanical property under the metatarsal head: implications of tissues' joint-angle dependent response in foot finite element modeling. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 40, 264–274.
- Cheng, H. Y. K., Cheng, C. Y., Ju, Y. Y. (2013). Work-related musculoskeletal disorders and ergonomic risk factors in early intervention educators. *Applied ergonomics*, 44(1), 134–141.
- Chilian, A., Hirschmüller, H., Görner, M. (2011, September). Multisensor data fusion for robust pose estimation of a six-legged walking robot. In *Intelligent Robots and Systems (IROS), 2011 IEEE/RSJ International Conference on* (pp. 2497–2504). IEEE.
- Christophy, M., Senan, N. A. F., Lotz, J. C., O'Reilly, O. M. (2012). A musculoskeletal model for the lumbar spine. *Biomechanics and modeling in mechanobiology*, 11(1–2), 19–34.
- Chuckpaiwong, B., Nunley, J. A., Mall, N. A., Queen, R. M. (2008). The effect of foot type on in-shoe plantar pressure during walking and running. *Gait & posture*, 28(3), 405–411.
- Cook, B. C. (2012). U.S. Patent No. 8,162,074. Washington, DC: U.S. Patent and Trademark Office.
- da Costa, B. R., Vieira, E. R. (2010). Risk factors for work-related musculoskeletal disorders: a systematic review of recent longitudinal studies. *American journal of industrial medicine*, 53(3), 285–323.
- Davis, I. S. (2014). The re-emergence of the minimal running shoe.

- journal of orthopaedic & sports physical therapy, 44(10), 775–784.
- de Castro, M. P., Abreu, S. C., Sousa, H., Machado, L., Santos, R., Vilas-Boas, J. P. (2014). In-shoe plantar pressures and ground reaction forces during overweight adults' overground walking. *Research quarterly for Exercise and Sport*, 85(2), 188–197.
- De Nunzio, A. M., Zucchella, C., Spicciato, F., Tortola, P., Vecchione, C., Pierelli, F., Bartolo, M. (2014). Biofeedback rehabilitation of posture and weight-bearing distribution in stroke: a center of foot pressure analysis. *Functional neurology*, 29(2), 127.
- Driessen, M. T., Proper, K. I., Anema, J. R., Knol, D. L., Bongers, P. M., van der Beek, A. J. (2010). Participatory ergonomics to reduce exposure to psychosocial and physical risk factors for low back pain and neck pain: results of a cluster randomised controlled trial. *Occupational and environmental medicine*, oem-2010.
- Dufour, A. B., Casey, V. A., Golightly, Y. M., Hannan, M. T. (2014). Characteristics Associated With Hallux Valgus in a Population-Based Foot Study of Older Adults. *Arthritis care & research*, 66(12), 1880–1886.
- Eom, S. H., Choi, S. Y., Park, D. H. (2013). An empirical study on relationship between symptoms of musculoskeletal disorders and amount of smartphone usage. *Journal of the Korea Safety Management and Science*, 15(2), 113–120.
- Esmailzadeh, S., Ozcan, E., Capan, N. (2014). Effects of ergonomic intervention on work-related upper extremity musculoskeletal disorders among computer workers: a randomized controlled trial. *International archives of occupational and environmental*

- health, 87(1), 73–83.
- Fan, Y., Yang, C. (2016). Competition, product proliferation and welfare: A study of the us smartphone market.
- Farjad Pezeshk, A., Sadeghi, H. (2016). The trajectory of center of pressure during stance phase of gait in healthy males and females using pedar-X system. *Scientific Journals Management System*, 14(11), 1–13.
- Fernández-Seguín, L. M., Mancha, J. A. D., Rodríguez, R. S., Martínez, E. E., Martín, B. G., Ortega, J. R. (2014). Comparison of plantar pressures and contact area between normal and cavus foot. *Gait & posture*, 39(2), 789–792.
- Ganesan, Y., Gobee, S., Durairajah, V. (2015). Development of an upper limb exoskeleton for rehabilitation with feedback from EMG and IMU sensor. *Procedia Computer Science*, 76, 53–59.
- Godwin, Y., Macdonald, C. R., Kaur, S., Zhelin, L., Baber, C. (2017). The Impact of Cervical Musculoskeletal Disorders on UK Consultant Plastic Surgeons: Can We Reduce Morbidity With Applied Ergonomics?. *Annals of plastic surgery*, 78(6), 602–610.
- Gonzalez-Izal, M., Malanda, A., Navarro-Amezqueta, I., Gorostiaga, E. M., Mallor, F., Ibanez, J., Izquierdo, M. (2010). EMG spectral indices and muscle power fatigue during dynamic contractions. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 20(2), 233–240.
- Heinrich, G., & Vilgis, T. A. (2008). Why silica technology needs S-SBR in high performance tires?: The physics of confined polymers in filled rubbers. *KGK. Kautschuk, Gummi, Kunststoffe*, 61, 7–8.
- Huerta, J. P. (2014). The effect of the gastrocnemius on the plantar fascia. *Foot and ankle clinics*, 19(4), 701–718.

- Jonely, H., Brismée, J. M., Sizer, P. S., James, C. R. (2011). Relationships between clinical measures of static foot posture and plantar pressure during static standing and walking. *Clinical Biomechanics*, 26(8), 873–879.
- Kantoch, E., Augustyniak, P., Markiewicz, M., Prusak, D. (2014, August). Monitoring activities of daily living based on wearable wireless body sensor network. In *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2014 36th Annual International Conference of the IEEE* (pp. 586–589). IEEE.
- Kee, D., Chung, M. K., Kim, J. H. (2011). Legal system and its effect for prevention of work-related musculoskeletal disorders in Korea. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 41(3), 224–232.
- Kelly, A. M. (2001). The minimum clinically significant difference in visual analogue scale pain score does not differ with severity of pain. *Emergency Medicine Journal*, 18(3), 205–207.
- Kierklo, A., Kobus, A., Jaworska, M., Botulinski, B. (2011). Work-related musculoskeletal disorders among dentists—a questionnaire survey. *Annals of Agricultural and Environmental Medicine*, 18(1).
- Kirkhorn, S. R., Earle-Richardson, G., Banks, R. J. (2010). Ergonomic risks and musculoskeletal disorders in production agriculture: recommendations for effective research to practice. *Journal of agromedicine*, 15(3), 281–299.
- Klimiec, E., Piekarski, J., Zaraska, W., Jasiewicz, B. (2014). Electronic measurement system of foot plantar pressure. *Microelectronics International*, 31(3), 229–234.
- Koller, U., Willegger, M., Windhager, R., Wanivenhaus, A., Trnka, H. J., Schuh, R. (2014). Plantar pressure characteristics in hallux

- valgus feet. *Journal of Orthopaedic Research*, 32(12), 1688–1693.
- Laisné, F., Lecomte, C., Corbière, M. (2012). Biopsychosocial predictors of prognosis in musculoskeletal disorders: a systematic review of the literature (corrected and republished). *Disability and rehabilitation*, 34(22), 1912–1941.
- Landt, J. (2005). The history of RFID. *IEEE potentials*, 24(4), 8–11.
- Lee, S. W., Song, S. H. (2011). A monitoring system for assessing life pattern of the elderly living alone. *Advances in Information Sciences and Service Sciences*, 3(7).
- Li, T., & Seaton, B. (2015). Emerging consumer orientation, ethical perceptions, and purchase intention in the counterfeit smartphone market in China. *Journal of International Consumer Marketing*, 27(1), 27–53.
- Li, Z., Ge, S. S., Liu, S. (2014). Contact-force distribution optimization and control for quadruped robots using both gradient and adaptive neural networks. *IEEE transactions on neural networks and learning systems*, 25(8), 1460–1473.
- Long, M. H., Bogossian, F. E., Johnston, V. (2013). The prevalence of work-related neck, shoulder, and upper back musculoskeletal disorders among midwives, nurses, and physicians: a systematic review. *Workplace health & safety*, 61(5), 223–229.
- Luinge, H. J., Veltink, P. H. (2004). Inclination measurement of human movement using a 3-D accelerometer with autocalibration. *IEEE Transactions on neural systems and rehabilitation engineering*, 12(1), 112–121.
- Masani, K., Vette, A. H., Abe, M. O., Nakazawa, K. (2014). Center of pressure velocity reflects body acceleration rather than body velocity during quiet standing. *Gait & posture*, 39(3), 946–952.

- McGorry, R. W., DiDomenico, A., Chang, C. C. (2010). The anatomy of a slip: Kinetic and kinematic characteristics of slip and non-slip matched trials. *Applied Ergonomics*, 41(1), 41–46.
- Mei, Q., Jing, H., Li, Y., Yisibashaer, W., Chen, J., Li, B. N., Zhang, Y. (2016). Smartphone based visual and quantitative assays on upconversional paper sensor. *Biosensors and Bioelectronics*, 75, 427–432.
- Oprisoni, C. A., Alshuth, T., & Schuster, R. H. (2008). Polymer dynamics at high frequencies in dependence of the polymer structure. *KGK. Kautschuk, Gummi, Kunststoffe*, 61(6), 301–305.
- Park, H., Branson, D., Kim, S., Warren, A., Jacobson, B., Petrova, A., Kamenidis, P. (2014). Effect of armor and carrying load on body balance and leg muscle function. *Gait & posture*, 39(1), 430–435.
- Park, J. H. (2010). A Survey on the Workload Evaluation Methods and Their Applications to WMSD Work in Industries. *Journal of the Ergonomics Society of Korea*, 29(4), 435–444.
- Park, J., Lim, T., Lee, Y., Kim, W., Cho, Y., Kang, H. (2016). Assessment of chest compression depth obtained using the PocketCPR as an educational tool according to smartphone attachment site. *The American journal of emergency medicine*, 34(11), 2243–2246.
- Patel, K. V., Phelan, E. A., Leveille, S. G., Lamb, S. E., Missikpode, C., Wallace, R. B., Turk, D. C. (2014). High prevalence of falls, fear of falling, and impaired balance in older adults with pain in the United States: findings from the 2011 National Health and Aging Trends Study. *Journal of the American Geriatrics Society*, 62(10), 1844–1852.

- Pauk, J., Ihnatouski, M., Najafi, B. (2014). Assessing plantar pressure distribution in children with flatfoot arch: application of the Clarke angle. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 104(6), 622–632.
- Pollak, K. A., Swenson, J. D., Vanhaitsma, T. A., Huguen, R. W., Jo, D., Light, K. C., Light, A. R. (2014). Exogenously applied muscle metabolites synergistically evoke sensations of muscle fatigue and pain in human subjects. *Experimental physiology*, 99(2), 368–380.
- Rebbeck, T., Mackenzie, M., & Afonso, N. (2014). Low-powered wireless solutions have the potential to increase the M2M market by over 3 billion connections. England: Analysys Mason.
- Reints, R., Hijmans, J. M., Burgerhof, J. G., Postema, K., Verkerke, G. J. (2017). Effects of flexible and rigid rocker profiles on in-shoe pressure. *Gait & posture*, 58, 287–293.
- Soltani, R., Dehghani, Y., Sadeghi, N. H., Falahati, M., Zokai, M. (2011). The welders posture assessment by OWAS technique.
- Subasi, A., Kiyimik, M. K. (2010). Muscle fatigue detection in EMG using time–frequency methods, ICA and neural networks. *Journal of medical systems*, 34(4), 777–785.
- Taniguchi, M., Tateuchi, H., Takeoka, T., Ichihashi, N. (2012). Kinematic and kinetic characteristics of Masai Barefoot Technology footwear. *Gait & posture*, 35(4), 567–572.
- Thomas, J. L., Christensen, J. C., Kravitz, S. R., Mendicino, R. W., Schuberth, J. M., Vanore, J. V., Baker, J. (2010). The diagnosis and treatment of heel pain: a clinical practice guideline–revision 2010. *The Journal of Foot and Ankle Surgery*, 49(3), S1–S19.
- Thrane, G., Joakimsen, R. M., Thornquist, E. (2007). The association

- between timed up and go test and history of falls: the Tromsø study. *BMC geriatrics*, 7(1), 1.
- Tinubu, B. M., Mbada, C. E., Oyeyemi, A. L., Fabunmi, A. A. (2010). Work-related musculoskeletal disorders among nurses in Ibadan, South-west Nigeria: a cross-sectional survey. *BMC Musculoskeletal disorders*, 11(1), 12.
- Tomassoni, D., Traini, E., Amenta, F. (2014). Gender and age related differences in foot morphology. *Maturitas*, 79(4), 421-427.
- Tubaishat, M., Madria, S. (2003). Sensor networks: an overview. *IEEE potentials*, 22(2), 20-23.
- Valenza, G., Nardelli, M., Lanata, A., Gentili, C., Bertschy, G., Paradiso, R., Scilingo, E. P. (2014). Wearable monitoring for mood recognition in bipolar disorder based on history-dependent long-term heart rate variability analysis. *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics*, 18(5), 1625-1635.
- Van Deursen, A. J., Bolle, C. L., Hegner, S. M., Kommers, P. A. (2015). Modeling habitual and addictive smartphone behavior: The role of smartphone usage types, emotional intelligence, social stress, self-regulation, age, and gender. *Computers in human behavior*, 45, 411-420.
- Wahyudi, M. A., Dania, W. A., Silalahi, R. L. (2015). Work posture analysis of manual material handling using OWAS method. *Agriculture and Agricultural Science Procedia*, 3, 195-199.
- Weinstein, R. (2005). RFID: a technical overview and its application to the enterprise. *IT professional*, 7(3), 27-33.
- Wilken, J. M., Rodriguez, K. M., Brawner, M., Darter, B. J. (2012). Reliability and minimal detectable change values for gait kinematics and kinetics in healthy adults. *Gait & posture*,

35(2), 301–307.

- World Health Organization. (2008). Integrated health services—what and why. Technical brief, 1, 1–8.
- Wu, G. E., Xue, S. (2008). Portable preimpact fall detector with inertial sensors. *IEEE Transactions on neural systems and Rehabilitation Engineering*, 16(2), 178–183.
- Zhang, H., Ko, E., & Kim, K. H. (2010). The influences of customer equity drivers on customer equity and loyalty in the sports shoe industry: Comparing Korea and China. *Journal of Global Fashion Marketing*, 1(2), 110–118.
- Zhou, Z., Chen, X., Chung, Y. C., He, Z., Han, T. X., Keller, J. M. (2008). Activity analysis, summarization, and visualization for indoor human activity monitoring. *IEEE Transactions on Circuits and Systems for Video Technology*, 18(11), 1489–1498.
- Zhu, G., Bai, P., Chen, J., Wang, Z. L. (2013). Power-generating shoe insole based on triboelectric nanogenerators for self-powered consumer electronics. *Nano Energy*, 2(5), 688–692.
- Zsedrovits, T., Bauer, P., Nemeth, M., Pencz, B. J. M., Zarandy, A., Vanek, B., Bokor, J. (2015, November). Performance analysis of camera rotation estimation algorithms for UAS sense and avoid. In *Research, Education and Development of Unmanned Aerial Systems (RED-UAS), 2015 Workshop on* (pp. 62–71). IEEE.

ABSTRACT

A Study on the Development of Personalized Health Care
System for Smart Convergence Healthcare
-Focusing on Development of Smart Shoes with Musculoskeletal
Injury Prevention and Monitoring System-

Jun, Sung-Pyo
Major in Smart Convergence Consulting
Dept. of Smart Convergence Consulting
The Graduate School
Hansung University

This study is a basic study intended to expand the market domain of the smart convergent health care industry with personalized health management by focusing on work shoes for prevention of musculoskeletal diseases and development of mobile applications to monitor activities for prevention of musculoskeletal diseases. Details of this study include preparation of the basic design of the shoes for prevention of musculoskeletal diseases, making of the prototype, verification of functions of the prototype shoes, embodiment of a smart shoe solution for health and safety management of workers, measurement and evaluation of foot plantar pressure according to prevention of musculoskeletal diseases, bio-dynamic design and performance evaluation of smart shoes, application of the IMU sensor

and measurement and evaluation of musculoskeletal diseases, verification of performance of the smart shoe product through bio-dynamic performance evaluation, measurement of foot plantar pressure using a pressure sensor, design of the activity monitoring module, and design of outsole material compound for safety shoes and midsole.

The weights of the three objects selected for the experiment were about 0kg (0.12kg), 15kg (16.39kg) and 30kg (30.17kg). The same first and second objects (molds) used to evaluate bio-dynamic performance of lifting work were also used to evaluate bio-dynamic performance of the final prototype. To evaluate foot plantar pressure, maximum force (allowable load) and muscle fatigue of the final smart shoe prototype mounted with the system for prevention of musculoskeletal diseases and activity monitoring care, four motions (preparation, lifting, moving and putting down) to be taken by workers during the mold work were selected. The following conclusions were drawn from the experimental results.

First, analysis of foot plantar pressure of the final safety shoe prototype showed that Type A or the final prototype increases contact area of the foot and reduce pressure on the foot compared to Type B or the control group, thus lessening load inflicted on the feet during the mold work.

Second, analysis of maximum force (allowable load) of the final safety shoe prototype showed that Type A of the final prototype has maximum force of 1,388.16N (141.65kg) on the overall foot while moving (running). While moving (running), maximum force of 1,388.16N or 141.65kg on the overall foot satisfied target allowable load of 120kg.

Third, analysis of muscle fatigue of the final safety shoe prototype showed that Type A or the final prototype has normalized MPF value of

1 or above after 30 minutes and 60 minutes of walking for all four muscles including the tibialis anterior muscle, gastrocnemius muscle, vastus lateralis muscle and hamstring. Compared to Type B or the control group, the value was higher for the tibialis anterior muscle (about 8.9%), gastrocnemius muscle (about 11.5%), vastus lateralis muscle (about 53.4%) and hamstring (about 4.0%). This suggests that muscle fatigue is reduced in Type A after long walking.

Fourth, analysis of wearing comfort of the final safety shoe prototypes (Visual Analog Scale, VAS) showed that Type A or the final safety shoe prototype has higher wearing comfort than Type B or the control group on 8 items out of 9 survey items. This means that the final prototype has similar or better subjective wearing comfort than the control group.

Based on this study, the work environment and posture related to musculoskeletal diseases can be analyzed to develop the core technologies for smart shoes internalized with a sensor that helps prevent and manage musculoskeletal diseases in individuals. Development of products that can prevent musculoskeletal diseases under different work environments can greatly contribute to securing of human resources by managing workplace health and preventing musculoskeletal diseases in the future convergent industry of IT and shoes.

Development of work shoes for prevention of musculoskeletal diseases and mobile applications to monitor activities for prevention of musculoskeletal diseases can monitor signals during walk and work to prevent industrial accidents through health care and working posture correction. In addition, these shoes can be applied to prevent elders with dementia from getting lost when they go out. With expansion of related technologies, many new markets and jobs can be created.

【Keyword】 Smart Convergence Healthcare, Wearable Device,
Smart Shoes, Safety Shoes, WMSDs, Monitoring system