



저작자표시-비영리-변경금지 2.0 대한민국

이용자는 아래의 조건을 따르는 경우에 한하여 자유롭게

- 이 저작물을 복제, 배포, 전송, 전시, 공연 및 방송할 수 있습니다.

다음과 같은 조건을 따라야 합니다:



저작자표시. 귀하는 원저작자를 표시하여야 합니다.



비영리. 귀하는 이 저작물을 영리 목적으로 이용할 수 없습니다.



변경금지. 귀하는 이 저작물을 개작, 변형 또는 가공할 수 없습니다.

- 귀하는, 이 저작물의 재이용이나 배포의 경우, 이 저작물에 적용된 이용허락조건을 명확하게 나타내어야 합니다.
- 저작권자로부터 별도의 허가를 받으면 이러한 조건들은 적용되지 않습니다.

저작권법에 따른 이용자의 권리는 위의 내용에 의하여 영향을 받지 않습니다.

이것은 [이용허락규약\(Legal Code\)](#)을 이해하기 쉽게 요약한 것입니다.

[Disclaimer](#)

의류학박사 학위논문

내족지 보행 교정을 위한
컴프레션 레깅스형 보조기 개발

2022년 2월

서울대학교 대학원

의류학과

김혜숙

내족지 보행 교정을 위한
컴프레션 레깅스형 보조기 개발

지도 교수 박 주 연

이 논문을 의류학박사 학위논문으로 제출함
2021년 11월

서울대학교 대학원
의류학과
김 혜 숙

김혜숙의 의류학박사 학위논문을 인준함
2022년 1월

위 원 장 김 주 연 (인)

부위원장 추 호 정 (인)

위 원 김 인 화 (인)

위 원 남 윤 자 (인)

위 원 박 주 연 (인)

초 록

내족지 보행은 하지 염전 변형과 근육 이상을 원인으로 하여 횡단면 상에서 하지가 내회전된 자세로 걷게 되는 보행 양상을 말하는 것으로, 발의 방향이 진행 방향 대비 내측을 향하는 대표적인 이상 보행 증상이다. 현재 수술적 치료를 제외하고 고관절 및 대퇴골 원인에 의한 내족지 보행을 교정할 수 있는 효과적인 보존적 중재법은 거의 없는 실정이다. 따라서 본 연구는 다양한 사용자군에 확대 적용할 수 있으며 사용자 스스로 일상생활에서 보행 훈련할 수 있는 내족지 보행 교정용 컴프레션 레깅스형 보조기의 설계 방법론을 제안하고자 한다. 이와 같은 목적을 달성하기 위하여 1) 소재의 신장 특성과 지지패널(SP) 구조에 의한 압박 및 지지 특성을 적용하고 3차원 인체 형상으로부터 구현하여 내족지 보행을 교정할 수 있는 컴프레션 레깅스형 보조기의 설계법을 제안하고, 2) 정량적 기능 및 사용자 평가 측면에서 개발 보조기의 내족지 보행 교정 효과를 검증하였다.

내족지 보행을 교정할 수 있는 컴프레션 레깅스형 보조기 설계법을 제안하였다. 즉, 제6차 한국인 인체치수 3차원형상 측정조사사업의 데이터로부터 도출된 20대 여성의 평균 인체치수를 가지며 측면이 바른체형인 대표 형상을 추출하고, 3차원 인체 형상 측정으로 바로 구현할 수 있는 대응 측정(C-MTM) 레깅스 원형 제도법을 제안하여 레깅스 원형을 제도하였다. 제도 과정은 인체 형상에 가로 및 세로 기준선으로 된 그리드에 의해 분할되는 체표길이를 측정하여, 옆선을 수직선으로, 앞·뒤호 분량을 수평선으로 제도하고 옆선을 기준으로 호를 회전하면서 정중선과 안술기선의 분량을 길이 맞춤하였다. 이런 방식으로 제도된 레깅스 원형에 점진적 적용비율(GAR)에 의한 패턴 축소법을 제안하여 소재의 유효신장률을 적용하였다. 점진적 적용비율에 의한 패턴 축소법의 유효성을 검증하기 위하여 고정된 적용비율(FAR)에 의한 축소 패턴을 비교용으로 제작하였다. 그런 다음 내족지 보행을 교정하기 위한 지지패널 구조를 설계하였다. 지지패널 구조의 원리는 지지패널에 의해 압박 및 지지함으로써 근육근막의 긴장을 증가시키는 고관절 내회전 근육의 동심성 수축 작용을 저감시키는 것이다.

착용 실험을 통해 개발 컴프레션 레깅스형 보조기의 보행 교정 효과를 검증하였다. 실험복 조건은 여유 있는 반바지(CON), 고정된 적용비율로 패턴 축소된 컴프레션 레깅스(FCL), 점진적 적용비율로 패턴

축소된 컴프레션 레깅스(GCL) 3종이다. 보행 실태 조사 인터뷰 및 3차원 인체 스캔 및 하지 염전각, 체성분을 포함하는 인체 측정, 2종 레깅스 실험복 조건에 대한 의복압 측정을 실시하였다. 3종 실험복 조건에 대한 35분 트래드밀 보행 훈련을 실시하여 족부 진행각 및 하지 관절 각도, 피부 혈류량을 측정하였다. 인체 부위별 파악할 수 있는 컴프레션 레깅스형 보조기용 사용자 평가 설문지를 개발하여 사용자 평가를 실시하였다. 실험복 조건 간에 의복압 및 족부 진행각, 하지 관절 각도, 피부 혈류량, 사용자 평가 결과의 차이를 통계적으로 분석하였다.

분석 결과, 점진적 적용비율은 엉덩이로부터 장딴지 범위로 부분적인 점진적 컴프레션을, 고정된 적용비율은 낮은 의복압 차를 제공하는 부분적인 점진적 컴프레션을 구현하였다. 점진적 적용비율로 설계된 GCL은 내족지 보행을 보이는 이환하지의 족부 진행각을 외회전 방향으로 31.1% 증가시키고 휴식 상태 대비 혈류량을 37.4% 증가시키는 유의미한 효과를 보였다. 또한 하지 관절 각도 분석 결과, CON과 비교하여 횡단면 상에서의 고관절 내회전을 저감시키는 것으로 나타나, 개발 보조기가 횡단면 상에서의 고관절 내회전을 저감시킴으로써 족부 진행각의 유의한 변화를 일으킴을 입증하였다. 사용자 평가 결과, 사용자는 지지패널이 위치하는 넓다리와 장딴지를 중심으로 압박 및 지지, 방향성 장력 강도, 우수한 보행 교정 유용성을 인지하였다. 개발 보조기가 증가된 압박을 제공함에도 불구하고 중등 이상의 착탈의 용이성을 제공하며, 우수한 제품 및 외관, 사이즈, 압박 만족도, 동작 용이성, 세척 관리성, 안전성을 제공하는 것을 확인하였다. 높은 수용도 결과의 확인으로, 개발 보조기에 대한 사용자의 채택 및 사용 준수를 기대할 수 있을 것으로 사료된다.

제안된 레깅스 설계법은 맞춤 제작과 더불어 사이즈별 대표 형상 추출을 통해 대량 생산에도 활용 가능하다. 개발 보조기는 정량적 기능과 함께 사용성 및 사용 준수가 확보된 새로운 유연한 착용형 보조기로서, 중재 기회가 전무하였던 경증 내족지 보행을 지닌 사람들에게 일상적으로 사용할 수 있는 기회를 제공하고 중증 내족지 보행 환자의 재활에 활용될 수 있다. 이를 통해 골관절염의 위험을 줄이는 이점을 제공할 것이며 건강한 보행에 기여할 것이다.

주요어 : 내족지 보행, 유연한 착용형 보조기, 점진적 컴프레션, 지지패널 구조, 레깅스, 맞춤

학 번 : 2010-23619

목 차

1. 서론	1
1.1. 연구의 필요성	1
1.2. 연구의 목적	4
2. 이론적 배경	5
2.1. 내족지 보행	5
2.1.1. 내족지 보행의 정의 및 원인	5
2.1.2. 내족지 보행 증재법	11
2.2. 컴프레션 레깅스의 설계 원리	17
2.2.1. 레깅스 제도법	17
2.2.2. 소재의 유효신장률과 패턴 축소	22
2.2.3. 점진적 컴프레션과 점진적 적용비율	28
2.3. 지지패널의 설계 원리	34
2.3.1. 고관절 내회전 근육의 작용	34
2.3.2. 근육근막의 긴장 완화 원리	39
3. 연구 방법	46
3.1. 보조기 설계 방법	48
3.1.1. 대표 형상 추출	48
3.1.2. 대응 측정 레깅스 원형 제도	49
3.1.3. 신장률 적용비율 설정에 의한 패턴 축소	51
3.1.4. 지지패널 구조 설계	53
3.1.5. 프로토타입 제작	55
3.2. 개발 보조기 평가 방법	57
3.2.1. 연구 참여자	57
3.2.2. 실험복 조건	59
3.2.3. 참여자의 신체 조건 및 증상, 착용 조건 조사	60
3.2.4. 개발 보조기의 기능적 효과 평가	67
3.2.5. 개발 보조기의 사용자 평가	72
3.2.6. 통계 분석	75

4. 연구 결과 및 고찰.....	77
4.1. 보조기 설계 결과.....	77
4.1.1. 20대 여성의 대표 형상.....	77
4.1.2. 대응 측정 레깅스 원형.....	79
4.1.3. 신장률 적용비율 설정에 의한 축소 패턴.....	90
4.1.4. 프로토타입의 최종 패턴.....	94
4.2. 개발 보조기 평가 결과.....	96
4.2.1. 데이터의 정규성.....	96
4.2.2. 참여자 신체 조건 및 증상, 착용 조건.....	97
4.2.3. 개발 보조기의 기능적 효과.....	104
4.2.4. 개발 보조기의 사용자 평가 결과.....	116
5. 결론 및 제언.....	121
참고 문헌	124
부 록	148
[부록 1-1] 대표 형상 후보의 인체치수와 표준점수 Z 값.....	148
[부록 2-1] 기준점에 따른 옆선 스플라인 곡선 후보.....	149
[부록 2-2] 레깅스 원형 제도를 위한 3차원 인체 형상 측정 과정.....	150
[부록 2-3] 레깅스 원형 제도 과정.....	153
[부록 3-1] 컴프레션 레깅스 제품의 인장력 조사 결과.....	154
[부록 3-2] 1차 프로토타입 제작 및 평가 결과.....	155
[부록 4-1] 2차 프로토타입의 패턴 및 작업지시서.....	163
[부록 4-2] 2차 프로토타입의 정성적 착의 평가 결과.....	167
[부록 5-1] 데이터의 정규성 검정 결과.....	172

표 목차

표 1. 교육용 레깅스 제도법	20
표 2. 점진적 컴프레션 연구에서의 의복압 분포 및 기능적 효과	31
표 3. 바닥 소재의 물성	51
표 4. 지지패널용 소재의 물성	53
표 5. 연구 참여자와 6차 사이즈 코리아의 인체치수.....	58
표 6. 보행 실태조사 문항	60
표 7. 인체치수 항목.....	62
표 8. 체성분 및 하지 염전각 항목	64
표 9. 하지 관절 각도 항목.....	71
표 10. 컴프레션 레깅스형 보조기용 사용자 평가 설문지.....	73
표 11. 20대 여성 대표 형상의 인체치수 및 표준점수 Z 값	78
표 12. 가로 및 세로 기준선의 정의	81
표 13. 레깅스 원형 제도를 위한 측정 항목의 정의.....	84
표 14. 대표 형상의 체표길이 측정치.....	86
표 15. 레깅스 원형치수 및 적용비율, 패턴 축소율, 패턴치수	92
표 16. 인체치수 및 체성분, 하지 염전각	98
표 17. 대표 형상 대비 이환하지별 둘레치수 변화량 및 개별 적용비율....	99
표 18. 적용비율에 따른 FCL과 GCL 간의 의복압 차이.....	102
표 19. 실험복 조건에 따른 이환하지별 의복압	103
표 20. 실험복 조건 간의 족부 진행각 차이.....	104
표 21. 실험복 조건 대응별 족부 진행각 차이.....	104
표 22. CON 대비 이환하지별 족부 진행각의 변화량 및 변화율.....	105
표 23. 실험복 조건 간의 보행 중 하지 관절 각도 차이.....	110
표 24. 실험복 조건 대응별 하지 관절 각도 차이.....	111
표 25. 분 구간별 실험복 조건 간의 피부 혈류량 차이	113
표 26. 실험복 조건 대응별 피부 혈류량 차이.....	114
표 27. 참여자별 피부 혈류량	115
표 28. 실험복 조건 간의 인지 강도 및 사용성, 수용도 차이.....	119
표 29. 실험복 조건 대응별 인지 강도 및 사용성, 수용도 차이.....	120

그림 목차

그림 1. 족부 진행각에 의한 보행 유형	5
그림 2. 1세 아동의 근위 대퇴골의 유한요소 모델	7
그림 3. 대퇴골 염전 유형	8
그림 4. 대퇴골 감염 절골술의 중재 원리	11
그림 5. 내족지 보행 교정용 강체 보조기	13
그림 6. 탄성소재 컴프레션 보조기 사례	14
그림 7. 내족지 보행 교정용 탄성소재 컴프레션 보조기	16
그림 8. 팬츠 핏 유형	18
그림 9. 팬츠 핏 유형별 체표 평면화 패턴	18
그림 10. 레깅스 옆솔기선 제거 과정	19
그림 11. 라플라스 법칙에 의한 의복압과 인장력의 관계	23
그림 12. 타원 상 지점의 곡률 반경 도출	24
그림 13. 유효신장률의 측정 방법	26
그림 14. ZIEGERT AND KEIL(1988)의 밀착의복 패턴 축소법	27
그림 15. 횡단면 상에서의 고관절 내회전	35
그림 16. 횡단면 상에서의 근육의 고관절 회전 작용	35
그림 17. 고관절을 내회전시키는 넓다리 근육	36
그림 18. 고관절을 내회전시키는 장딴지 근육	38
그림 19. 고관절 내회전과 관련된 후족부의 가쪽들림 작용	38
그림 20. 근육근막의 구조	40
그림 21. 반복적인 역학적 부하에 따른 근막조직의 섬유기질 재형성	41
그림 22. 탄성 테이핑의 기능적 교정 기법	44
그림 23. 연구 흐름도	47
그림 24. 프로토타입 간의 패턴 차이	56
그림 25. 착용 지점의 기준이 되는 배색 바텍	56
그림 26. 실험복 조건	59
그림 27. 3차원 전신 스캐너 VITUS 3D BODY SCANNER	61
그림 28. GEOMAGIC DESIGN X를 이용한 3차원 인체 형상 측정	61
그림 29. 체성분분석기 INBODY370S	62
그림 30. 하지 염전각 측정용 각도계	63
그림 31. 인체 측정 실험 절차	64
그림 32. 의복압 측정 부위	65

그림 33. KIKUHIME를 이용한 의복압 측정.....	65
그림 34. 의복압 측정 실험 절차.....	66
그림 35. 3종의 실험복 조건 트레이드밀 보행 훈련	69
그림 36. FDM-TS 30-3I 및 ZEBRIS FDM FOR GAIT ANALYSIS를 이용한 족부 진행각 측정	69
그림 37. MOORVMS-LDF를 이용한 피부 혈류량 측정.....	69
그림 38. 3차원 모션캡처 IMU 센서 MYOMOTION과 센서 부착 위치	70
그림 39. MYORESEARCH를 이용한 하지 관절 각도 측정	70
그림 40. MATLAB을 이용한 보행주기 변환	70
그림 41. 족부 진행각 및 하지 관절 각도, 피부 혈류량의 측정 절차	71
그림 42. 평균 인체치수 대표 형상 후보로부터 대표 형상 추출	77
그림 43. 20대 여성의 대표 형상.....	78
그림 44. 가로 및 세로 기준선.....	83
그림 45. 살של기점 및 안술기선 설정.....	83
그림 46. 체표길이 측정치의 패턴화	88
그림 47. 대응 측정 레깅스 원형 결과물	89
그림 48. 프로토타입의 축소 패턴 결과물.....	93
그림 49. 개발 보조기의 지지패널 구조.....	95
그림 50. 프로토타입의 최종 패턴 결과물.....	95
그림 51. 실험복 조건에 따른 이환하지별 평균 족부 진행각.....	105
그림 52. 보행주기에 따른 횡단면 상에서의 하지 관절 각도.....	109
그림 53. 피부 혈류량 추이	112

1. 서 론

1.1. 연구의 필요성

보행은 기본적으로 흔한 활동이지만 인간이 독립적인 활동을 할 수 있는 기초가 되고 삶의 질에 영향을 미치므로 매우 중요한 의미를 지닌다(Patla, 1995). 독립적인 보행의 성취 여부는 수명과 깊은 관련이 있으며(Strauss et al., 2008), 많은 신경근골격계 관련 장애인들이 운동 기능의 퇴화 또는 보행 능력의 상실을 젊은 연령부터 겪고 있는 것으로 나타나고 있다(Andersson & Mattsson, 2001; Jahnsen et al., 2004a). 보행 능력 퇴화의 주된 원인이 통증 및 피로, 신체활동의 부족이라는 점(Jahnsen et al., 2003; 2004b; van der Dussen et al., 2001)은 일상생활에서 지속적인 증대 및 재활 노력이 필요함을 시사한다. 증대를 통해 보행에 어려움을 가지는 사람들에게 운동을 꾸준히 할 수 있게 지원한다는 것은 신체적 기능의 개선뿐 아니라 비만, 혈압, 통증과 같은 이차적 건강 문제의 발생을 줄인다는 점에서도 의미가 있다(Rimmer, 1999). 따라서 보행 훈련용 보조기는 보행 교정이 필요한 사람들에게 일상생활에서 자주, 편하고, 쉽게 착용할 수 있는 형태로 제안될 필요가 있다.

내족지 보행(in-toeing gait)은 대표적인 이상 보행으로서 하지 염전 변형 및 근육 이상에 의해 보행 시 발의 방향이 진행 방향 대비 내측을 향하는 증상을 말한다(Jang et al., 1999). 병적 내족지 보행으로 진단된 경우에는 보행에 어려움을 겪게 되고 하지 관절에 근골격계 문제가 나타날 수 있으므로 이에 대한 증재가 요구된다(McDonough, 1984; Nagamine, 2003; Takai et al., 1985; Turner & Smillie, 1981). 횡단면 상에서의 병적 회전성 보행은 당뇨병 및 말초신경병(DMPN, diabetes mellitus and peripheral neuropathy), 뇌성마비(cerebral palsy), 척추이분증(spina bifida) 등의 신경근골격계 질환과 결합하여 나타나는 것으로 보고되었다(Berry, 2018; Hastings et al., 2010; Mueller et al., 2003). 내족지 보행은 4세 유아에서 30%의 비중으로 발견되며(Svenningsen et al., 1990a; Thackeray & Beeson, 1996), 보행 가능성 및 보행 예후가 높은 뇌성마비인 양하지마비(Shevell et al., 2009)에서 21%를 차지할 정도로 흔하게 나타난다(Chung et al., 2005). 뇌성마비는 태아 및 유아기에 발병한다는 점에서, 다른 병증과 결합되지 않은 내족지 보행의 경우에도 성장기에 보행의 문제를 야기한다는

점에서 병증의 중요성이 크다. 내족지 보행은 7세 이후에는 더 이상 자연적으로 치유되지 않고 성인까지 보행 증상이 지속되게 된다(McDonough, 1984; Svenningsen et al., 1989b).

내족지 보행을 교정할 수 있는 중재법은 수술적 치료가 효과적이지만 경증이거나 성장이 완료된 성인에게는 시행 자체가 어려우므로(Chung et al., 2005; Payne & DeLuca, 1994; Pirpiris et al., 2003) 보존적 중재법이 요구된다. 하지만 대부분의 보조기는 강체 보조기로서 족부 및 경골 교정 효과만이 입증되었다(Knittel & Staheli, 1976; Lee, 2016; Song et al., 2007). 주 원인인 고관절 및 대퇴골을 교정할 수 있는 것으로 검증된 보조기는 거의 없어 선행 연구에서 보조기 개발의 필요성이 제기되어 왔다(Knittel & Staheli, 1976; Neumann, 2016; Staheli, 1987). 뿐만 아니라, 기존의 강체 보조기는 과교정에 의한 위험성과 극도로 움직임 제한하는 문제점을 가지고 있으므로(Nair & Marsden, 2014; Song et al., 2007), 근본적인 교정 기능의 고안이 필요할 뿐만 아니라 사용성이 저해되는 문제를 해결해야 할 것으로 판단된다. 내족지 보행 교정을 위한 기존의 탄성소재 컴프레션(compression) 보조기는 브레이스(brace)에 가까운 형태인 TheraTogs와 트위스터 랩(twister wrap)이 있다(Mohamed & Eid, 2013; Richards et al., 2012). 트위스터 랩은 효과에 대한 논란이 있으며, TheraTogs는 미완성된 외관으로 인해 일상용으로서의 단독 착용이 어렵고 착용 시 압박 조절의 번거로움으로 인해 사용자 스스로 착용이 어려운 것으로 파악된다. 기존의 중재법을 살펴볼 때, 내족지 보행 교정용 보조기의 개발은 주 원인인 고관절 및 대퇴골을 교정할 수 있어야 하고, 외관 및 사용성이 확보된 완성 의복형으로 개발될 필요가 있다고 판단된다.

이러한 가운데, 탄성소재 컴프레션 보조기는 강체 보조기의 움직임 제한성과 과교정의 위험성을 줄이고 스트레치(stretch)를 적절히 조절할 수 있는 유연한 보조기이므로(Coghill & Simkiss, 2010; Nair & Marsden, 2014; Weseley, 1981) 기존 보조기의 단점을 해결하는 대안이 될 수 있다. 또한 탄성소재 컴프레션 보조기는 혈액 순환 및 피로 회복, 균형 및 보행 능력, 자세 개선 효과(Bahramizadeh et al., 2015; Finlayson et al., 2018; Hafner et al., 2000; Matthews et al., 2009)와 같이 컴프레션 요법 및 컴프레션 의복이 가지고 있는 이점을 공유한다. 더불어, 내족지 보행 교정을 위한 개발 연구 사례가 거의 없는 것으로 파악되므로 그 필요성은 크다고 판단된다. 따라서 본 연구에서는 내족지 보행을 교정할 수 있는 새로운 형태의 탄성소재 컴프레션 보조기의 개발을 모색하였다.

살펴본 바와 같이, 내족지 보행은 성인이 되어서도 남아 있는 이상 보행 증상으로서 경증이거나 성인에게 적용할 수 있는 보존적 중재법 대안이 필요한 것으로 파악되었다. 따라서 본 연구에서는 여러 가지 기능적 효과가 입증된 컴프레션 원리를 활용하여 사용자 스스로 일상생활에서 쉽게 접근하여 보행 훈련할 수 있는 내족지 보행 교정용 컴프레션 레깅스형 보조기(orthopedic compression leggings)를 개발하였다. 더불어, 맞춤형 제작이나 대량 생산의 방식으로 운용할 수 있어 아동에서부터 성인까지 다양한 사용자군에 활용할 수 있는 컴프레션 레깅스형 보조기의 설계 방법론으로 제안하였다.

1.2. 연구의 목적

본 연구의 궁극적인 목적은, 개발 보조기에 의한 일상생활 보행 훈련을 통해 내족지 보행을 교정하여 근골격계 질환을 예방하고 보행 능력을 유지하게 함으로써 병적 내족지 보행으로 어려움을 겪고 있는 사람들로 하여금 보다 건강한 삶을 영위할 수 있도록 기여하는 것이다. 이를 위하여 본 연구는 소재의 신장 특성과 지지패널 구조에 의한 압박 및 지지 특성을 적용하여 3차원 인체 형상으로부터 레깅스 패턴을 구현함으로써, 다양한 사용자 군에 확대 적용할 수 있는 내족지 보행 교정용 컴프레션 레깅스형 보조기의 설계 방법론을 제안하고자 한다.

본 연구의 목적을 달성하기 위하여 연구 문제는 다음과 같다.

연구문제 1. 소재의 신장 특성과 지지패널 구조에 의한 압박 및 지지 특성을 적용하여 3차원 인체 형상으로부터 내족지 보행을 교정할 수 있는 컴프레션 레깅스형 보조기의 설계법을 제안한다.

연구문제 2. 정량적 기능 및 사용자 평가 측면에서 개발 컴프레션 레깅스형 보조기의 내족지 보행 교정 효과를 검증한다.

2. 이론적 배경

2.1. 내족지 보행

2.1.1. 내족지 보행의 정의 및 원인

(1) 내족지 보행의 정의

내족지 보행(in-toeing gait)은 횡단면 상에서 하지가 내회전된 자세로 걷게 되는 보행 양상을 말하는 것으로, 내회전 보행(internal rotation gait), 안짱걸음, pigeon toe gait이라고도 한다(Carty et al., 2014; Ryan, 2001). 내족지 보행을 알아볼 수 있는 지표인 족부 진행각(foot progression angle)은 보행 시 입각기(stance phase)에서의 발의 장축과 보행 진행 방향 축 사이의 각도를 의미한다(Karatsidis et al., 2018; Menz et al., 2004). 발의 장축은 종골(calcaneus)의 중심에서 제 2 중족골(the second metatarsal) 중심의 끝부분(toe)을 이은 선이다(Karatsidis et al., 2018). 성인의 평균 족부 진행각은 4.88~7.79°이며 정상 범위는 -1.05 ~12.79°이다(Menz et al., 2004). 족부 진행각이 정상 범위 미만인 경우를 내족지 보행이라고 하고 정상 범위를 초과한 경우를 외족지 보행(out-toeing gait)이라고 한다(그림 1). 유각기(swing phase)에서의 하지 외회전 증상인 eggbeater 보행은 심각한 대퇴골 전염전의 지표이다(Staheli, 1990).

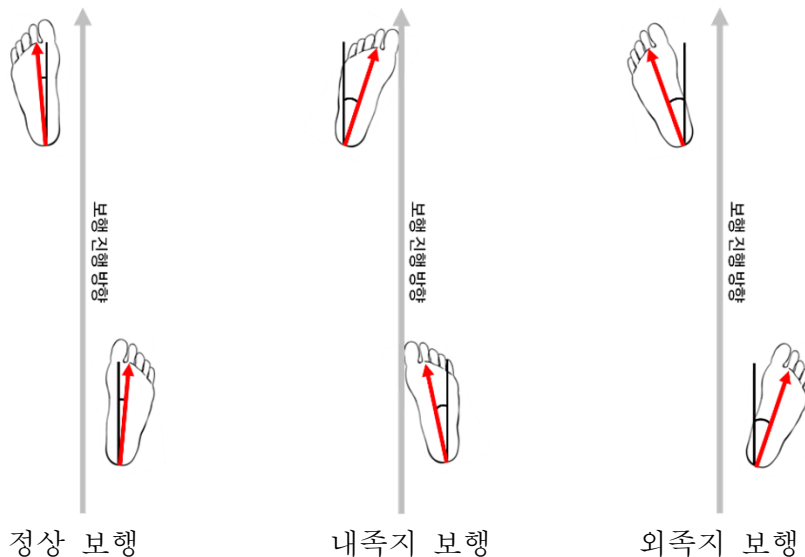


그림 1. 족부 진행각에 의한 보행 유형

(2) 내족지 보행의 원인

내족지 보행의 가장 흔한 원인은 과도한 대퇴골 전염전(excessive femoral anteversion)과 보행 시 고관절을 회전시키는 근육 이상에 의한 고관절의 비정상적인 내회전이다(Fabry et al., 1994; Levine et al., 2012; Rethlefsen et al., 2006). 내족지 보행 증상을 보이는 경직성 뇌성마비의 경우에 과도한 대퇴골 전염전은 매우 흔하게 나타나고 심한 경우 대퇴골 염전각이 60~80°까지 보고되었으며 고관절 내회전근의 경직성 증가와 같은 근육 이상이 함께 나타난다(Arnold & Delp, 2001; Bobroff et al., 1999). 하지 염전 변형과 근육 이상은 구분된 별개의 원인이기보다 동반하여 나타난다.

하지 염전 변형 원인을 살펴보면, 내족지 보행 증상은 발 영역의 문제뿐만 아니라 하지 배열의 비틀림 즉, 염전 변형에 따른 하지의 횡단면 상에서의 회전 움직임과 관련이 있다(Cibulka et al., 2016; Rethlefsen et al., 2006). 내족지 보행을 일으키는 횡단면 상에서의 하지 염전 변형(torsional deformity, malalignment)은 골반으로부터 발에 이르는 골반 내회전, 대퇴골 전염전, 경골 내염전, 내반족이 해당된다(Arnold & Delp, 2001; Bobroff et al., 1999; Rethlefsen et al., 2006).

하지 염전 변형이 일어나는 원리는 골격 부하(skeletal loading)에 의해 뼈가 리모델링(remodeling)된다는 Wolff의 법칙(Wolff's law)(Wolff, 1892/1986)으로 설명될 수 있다(Arkin & Katz, 1956; Shefelbine & Carter, 2004). 뼈는 근육 활동에 의해 생성되는 힘에 대항할 수 있는 큰 하중을 받는 조직으로서(Westerhoff et al., 2012), Wolff(1892/1986)에 의하면 기계적 자극에 대한 적응 능력을 가지고 있다. 대퇴골과 같은 긴 뼈의 관절 주변 골조직은 다공성 네트워크 형태의 섬유주 구조(trabecular structure)로 되어 있다(Saparin et al., 2011). 섬유주 뼈(trabecular bone)은 일상적인 활동 및 운동에 의한 반복적인 기계적 부하에 대하여 리모델링되어 기능적으로 적응한다고 알려져 있다(Tsubota et al., 2009; Wolff, 1892/1986). 이러한 리모델링 과정은 골세포의 기계적 신호 감지, 파골세포(osteoclasts)에 의한 국소적인 뼈 제거, 동일한 위치에서의 조골세포(osteoblasts)에 의한 뼈 재형성에 의해 이루어진다(Frost, 1990a; 1990b).

골격 부하에 의해 뼈가 리모델링된다는 가설은 주로 횡단 연구에 의해 뒷받침된다(Bobroff et al., 1999). 경골 및 대퇴골 부하에 관한 선행 연구(Arkin & Katz, 1956; Shefelbine & Carter, 2004)에서 성장 중인 골단(epiphysis)에 부여된 비정상적인 골격 부하가 뼈의 성장 방향을

바꾸고 비정상적인 뼈 변형을 초래한다는 것을 입증함으로써 골격 부하가 하지 염전 변형의 원인이라고 제시하였다. Arkin and Katz(1956)는 성장 중인 토끼의 경골에 가해진 주물에 의한 비정상적인 부하 조건에서 정적 전단력에 의해 연골 세포의 섬유주는 변형 방향으로 배향되었으며 성장 중인 골단 연골에 부여된 정적인 부하는 연골을 변형 방향으로 성장시킨다고 하였다. Shefelbine and Carter(2004)는 대퇴골 유한요소 모델을 이용하여 정상 부하 조건과 뇌성마비 부하 조건에서 골격 부하가 대퇴골 전염각의 형성에 미치는 영향을 조사하였다. 성장 속도 및 방향을 계산하여 1세 아동의 대퇴골에 6개월 동안의 성장을 시뮬레이션 한 결과, 정상 부하 조건에서 염전각이 2° 감소한 반면에 뇌성마비 부하 조건에서 대퇴골 염전각이 1° 증가하는 것으로 나타났다. 횡단면 상에서 30° 전염전된 아동의 근위 대퇴골은, 부하가 측면으로 부여되는 뇌성마비 부하 조건에서 대퇴경부가 정상 조건에서보다 더 전염전되는 것으로 나타났다(그림 2). 이와 같이, 골격 부하는 대퇴골 형태 재형성에 인과적인 역할을 하며 비정상적인 대퇴골 전염전을 유발할 수 있다.

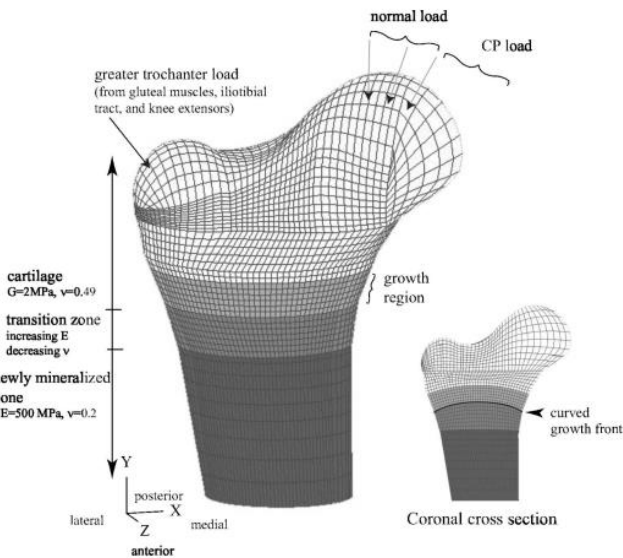
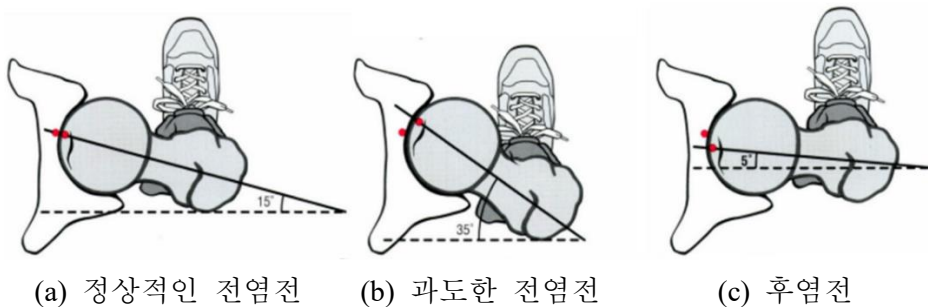


그림 2. 1세 아동의 근위 대퇴골의 유한요소 모델 (Shefelbine & Carter, 2004)

대퇴골 전염전은 내측지 보행의 하지 염전 변형 원인 중에서 가장 많은 비율인 67~70%를 차지한다(Fabry et al., 1994; Jang et al., 1999). 대퇴골 염전(femoral torsion)은 대퇴골 근위 대퇴경(femoral neck)과 골간부(femoral shaft) 사이에 나타나는 상대적인 비틀림을 말하는 것으로(Neumann, 2016),

대퇴골 염전각(femoral torsion angle, femoral anteversion angle)은 근위 대퇴경부 축(proximal femoral neck axis)과 원위 대퇴과두 축(distal femoral condylar axis) 간의 각도이다(Davids et al., 2002). 염전각이 15°에 근접할 때 정상적인 전염전(normal anteversion)이라고 하며 염전각이 20° 이상일 때 과도한 전염전(excessive anteversion)이라고 하고 10° 이하일 때 후염전(retroversion)이라고 한다(Kwon et al., 2013; Sung et al., 2018; Tönnis & Skamel, 2003)(그림 3). 과도한 대퇴골 전염전인 경우 고관절 외회전에 비해 고관절 내회전이 증가되어 있다(Staheli et al., 1985).

경골 내염전은 내측지 보행의 하지 염전 변형 원인 중 두 번째로 흔한 원인이다(Fabry et al., 1994; Rethlefsen et al., 2006). 경골 염전(tibial torsion)은 외과(lateral condyle) 축에 비해 발목의 경골 내과(medial malleolus of tibia)-비골 외과(lateral malleolus of fibula) 축이 비틀어진 상태를 말하며 경골 염전각은 두 축 사이의 각도이다(Song et al., 2007). 발목의 경골 내과-비골 외과 축이 신체의 내측으로 비틀어져 염전각이 15° 이하로 작은 경우를 경골 내염전(internal tibial torsion)이라고 하며, 외측으로 비틀어져 염전각이 25° 이상으로 큰 경우를 경골 외염전(external tibial torsion)이라고 한다(Turner & Smillie, 1981).



(a) 정상적인 전염전 (b) 과도한 전염전 (c) 후염전

그림 3. 대퇴골 염전 유형
(Neumann, 2016)

내측지 보행 연구에서 유의할 점은 정상적인 발달 태아 및 영아에서 하지 염전 변형이 흔하게 관찰되고 성장함에 따라 하지 배열이 계속 변화한다는 점이다. 출생 시 대퇴골 염전각은 약 40°, 경골 염전각은 약 2.2~4.0°로(Fabry et al., 1973; Khermost et al 1971; Le Damany, 1909; Riter et al., 1976) 대퇴골 전염전은 2~8세에, 경골 내염전은 3개월~2세에 흔하게 나타난다(Weiner & Jones, 2004). 이러한 내회전 변형은 아동이 성장함에 따라 과도한 대퇴골 전염전은 감소하고 경골은 외회전하는 양상을 보이면서 대부분이 16세에 대퇴골 염전각이 성인의 정상 범위인 8~20°

수준에 도달하며(Fabry et al., 1973; Kobylansky et al., 1979; Kulig et al., 2010; Shands & Steele, 1958) 7~8세에 경골 염전각이 성인의 정상 범위인 18~23° 수준에 도달한다(Fabry et al., 1973; Hutter & Scott, 1949; Le Damany, 1909; McDonough, 1984).

하지만 하지 염전 변형이 정상 발달 수준을 초과하여 병적인 상태인 경우에는 경골 염전각은 7세 이후에 더 이상 변화되지 않고 성인이 될 때까지 지속되며(McDonough, 1984), 7세 때 과도한 대퇴골 전염전은 16세가 되어도 호전되기 어려운 것으로 보고되었다(Svenningsen et al., 1989b). 과도한 대퇴골 전염전이 지속되는 경우에는 고관절 탈구, 관절 불일치, 관절 접촉 힘 증가, 관절 연골이나 절구 테두리 마모의 가능성이 증가하여(Ejnisman et al., 2013; Heller et al., 2001) 골관절염으로 진행되는 것으로 알려져 있다(Neumann, 2016). 경골 염전은 무릎 관절염과 밀접한 관련이 있는 것으로 알려져 있다(Takai et al., 1985; Turner & Smillie, 1981). Turner and Smillie(1981)은 무릎 퇴행성 관절 질환이 있는 환자의 평균 경골 염전각은 12.5°로 이들의 64%에서 교정되지 않고 지속된 15° 이하의 경골 내염전이 있다고 하였으며, Yagi(1994)는 무릎 퇴행성 관절염이 있는 환자의 평균 경골 염전각은 11.3°라고 보고하였다.

근육 이상 원인을 살펴보면, 근육은 뼈에 부하를 가하는 주요한 변인이다. 넓다리 근육이 대퇴골에 부여하는 힘은 굽힘과 비틀림에 의한 응력 및 장력으로(Duda et al., 1998) 보행 시 고관절에 가해지는 힘은 발뒤꿈치와 발끝이 모두 바닥면에 닿는 시점(foot flat)에서 발뒤꿈치 떼기(heel off) 직후까지 집중적으로 높게 나타난다(Dalstra & Huiskes, 1995). 역으로, 과도한 대퇴골 전염전은 시간이 지남에 따라 내회전 근육과 인대를 구조적으로 짧아지게 하여 외회전되는 관절 가동 범위(ROM, range of motion)를 감소시킨다(Neumann, 2016). 이와 같이, 근육 작용과 뼈의 형태는 서로 영향을 미친다. Arnold et al.(1997)은 3차원 컴퓨터 하지 모델을 이용하여 보행 시 하지의 과도한 내회전은 과도한 대퇴골 전염전에 의해 감소된 고관절 외전근의 모멘트암(moment arm)을 증가시키기 위한 보상 기전이라고 입증하였다. 고관절 내회전근의 경직성 또는 근긴장도 증가는 뇌성마비에서 내족지 보행에 기여하는 요인으로 제시된 바 있다(Simon et al., 2014; Steel, 1980).

고관절을 과도하게 내회전시키는 원인 근육의 규명은 신경근골격계 환자를 대상으로 교정 수술적 치료 목적으로 주로 연구되어 왔다. 원인 근육은 중둔근(gluteus medius), 소둔근(gluteus minimus), 내전근(hip adductors), 슬픽근(hamstrings)으로 제시되었다(Arnold et al., 2001; Aronson et

al., 1991; Lovejoy et al., 2007; Sharps et al., 1984; Steel, 1980). Kim(2008)은 3차원 근골격 모델을 이용하여 중둔근 및 내전근, 슬괵근의 상호 작용에 의해 고관절이 내회전된다고 분석하였다. 이에 따라 중둔근 및 소둔근의 전방 전진술, 내측슬괵근(medial hamstrings)의 외측 이전술, 내전근의 연장술이 고관절의 과도한 내회전을 감소시키기 위한 수술적 치료법으로 제안되었다(Hoffer, 1986; Sharps et al., 1984; Steel, 1980). Steel(1980)은 중둔근 및 소둔근의 경직성이 원인인 내측지 보행을 보이는 경직성 뇌성마비 환자를 대상으로 이 근육들의 부착점을 대퇴골 대결절로부터 전방 및 원위부로 전진시킴으로써 그 작용을 고관절의 내회전근에서 외회전근으로 전환시키는 술식을 시행하였다. 그 결과, 90%의 환자에서 고관절 외전근 기능의 감소 없이 만족할 만한 결과를 보였다고 보고하였다. Chung et al.(1996)은 Steel의 중둔근 및 소둔근 전방 전진술을 내측지 보행을 보이는 경직성 뇌성마비 환아에 적용하여 90.5%의 환자에서 근육의 경직성을 해소시켜 81%의 환자에서 내측지 보행을 교정하였다고 보고하였다.

하지는 서로 연결되어 있는 결합체이기 때문에 한 부위의 이상 증상은 역학적으로 관련된 다른 관절의 작용에 이상을 유발할 수 있다(Neumann, 2016). 고관절의 횡단면 상에서 회전 움직임이 많이 나타나게 되면 발끝이 안쪽으로 돌아감으로써 하지 전체에 비정상적인 장력이 나타나게 된다(Levine et al., 2012). 하지의 비정상적인 내회전은 슬관절에 박굽이 스트레스를 증가시키고 외측 슬관절에 압박을 증가시키며(Koblauch et al., 2013) 후족부 거골하관절(subtalar joint)을 가쪽들림시키고 안쪽세로활을 하강시키고(Neumann, 2016) 외측 전족부 및 중족부의 족저압을 증가시켜(Lai et al., 2014; Rosenbaum, 2013) 보행의 문제를 일으키고 이차적 근골격계 질환을 초래하게 된다(Takai et al., 1985; Turner & Smillie, 1981).

2.1.2. 내족지 보행 증재법

(1) 수술적 치료

내족지 보행의 증재법은 감염 절골술, 근육·건의 이전술 또는 연장술과 같은 수술적 치료가 주로 제안되어 왔다. 수술적 치료는 뼈 변형과 근육 구조를 근본적으로 교정하므로(그림 4) 우수한 내족지 보행 교정 효과를 제공하는 것으로 알려져 있다(Chung et al., 1996; Payne & DeLuca, 1994). 하지만 수술의 시행은 증상이 심한 경우에 한하여 이루어지며 과교정되는 부작용이 보고되어 주의가 요구된다(Chung et al., 1996; Payne & DeLuca, 1994; Pirpiris et al., 2003). 수술적 치료는 8~10세부터 주로 시행되고 16세까지 보고되어 주로 아동기에 드물게 청소년기에 시행된다(Payne & DeLuca, 1994; Pirpiris et al., 2003). 따라서 내족지 보행이 경증이고 성인의 경우에는 수술적 치료가 어려우므로 보존적 증재가 시행되는 것이 바람직하다.

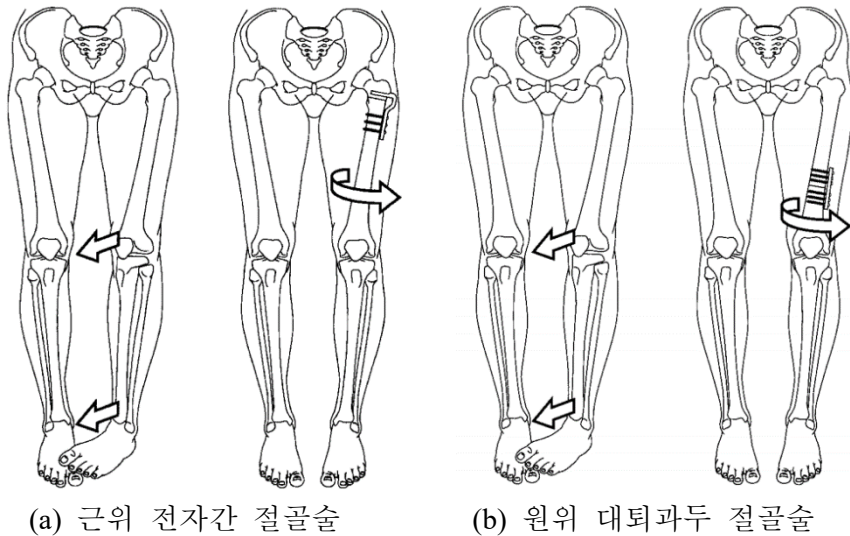
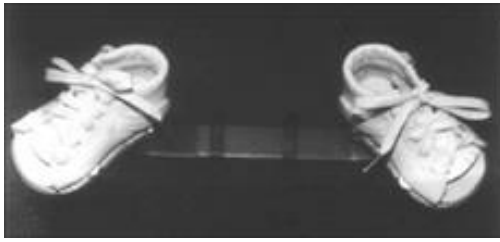


그림 4. 대퇴골 감염 절골술의 증재 원리

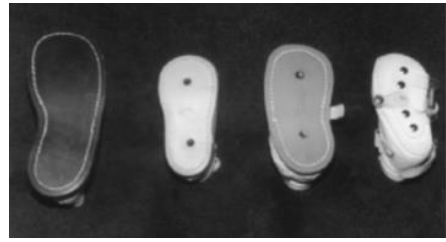
(Pirpiris et al., 2003)

(2) 강체 보조기

내족지 보행을 교정하는 기존의 강체 보조기는 주물 및 부목, 역회전 교정 신발, 신발 밑창 조정, 역회전 하지 교정기, 접지 회전 발 보조기가 있다(그림 5). 주물(casting)은 심각한 변형에 적용하여 연속적인 형태의 주물(serial casting with long-leg casts)을 사용하여 경직성 중족내반족(metatarsus adductus)을 보이는 유아에게 4개월~5년의 기간에 걸쳐 적용한다(Dietz, 1994; Sullivan, 1996). 부목(splint)은 역회전 교정 신발과 결합하여 취침 시 사용하는 데니스-브라운 바(Denis-Browne bar)가 있다(Hutter & Scott, 1949; Weseley, 1981). 데니스-브라운 바가 너무 넓은 경우에는 외반슬 기형을 초래할 수 있고 너무 좁은 경우에는 고관절의 불안정이나 족관절의 아탈구를 초래할 가능성이 있다(Song et al., 2007). 역회전 교정 신발은 데니스-브라운 바와 결합하여 사용한다(Rang, 1993; Dietz, 1994; Sullivan, 1996). 중족내반족에게 적용하는 발 보조기는 일자형 또는 반대형 라스트 신발(straight or reverse last shoe), Ipos 역내반족 신발(IAA, Ipos anti-adductus shoe)이 있다(Dietz, 1994; Rang, 1993; Sullivan, 1996). 썰기(wedges)에 의한 역전 발 보조기 기법(inverted orthotic technique)에 의한 신발 밑창 조절은 종골을 외번시킴으로써 경골 염전을 감소시키기 위해 고려된다(Knittel & Staheli, 1976). 토크힐(Torqheels)과 같은 접지 회전 발 보조기(ground contact orthotic device)는 수직 하중과 함께 지면 접촉이 있을 때 회전력이 발생하는 동적 장치로, 보행 유각기에 수직 하중이 해제되면 회전력도 해제되어 골단판(epiphysial plates)에 대한 회전 압력이 사라진다(Rodenberger, 1981). 토크힐은 경골 염전을 25% 감소시키는 즉각적인 효과가 있는 것으로 보고되었다(Knittel & Staheli, 1976). 역회전 하지 교정기(counter rotator)는 대퇴골 또는 경골의 원위부 골단을 물리적으로 견인하여 역회전시키는 금속과 가죽으로 된 교정기로서, 트위스터 케이블(twister cable)라고도 불리운다(Mohamed & Eid, 2013; Richards et al., 2012). 경골 역회전 교정기는 경골 내염전이나 외염전에 대한 교정 기능이 입증되었으나(Lee, 2016; Song et al., 2007) 대퇴골의 내회전 작용에는 유의한 효과가 없는 것으로 보고되었다(Mohamed & Eid, 2013; Richards et al., 2012). 이러한 보조기들의 치료 기전은 울프의 법칙에 따라 부목으로 원위부 골단을 물리적으로 일정하게 견인하여 역회전 작용을 증가시키는 것이다(Song et al., 2007; Valmassy et al., 1988).



(a) 데니스-브라운 바(Ryan, 2001)



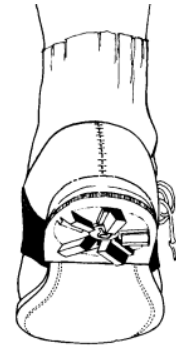
(b) 역회전 교정 신발(Ryan, 2001)



(c) 경골 역회전 하지교정기 (Song et al., 2007)



(d) 트위스터 케이블 (Mohamed & Eid, 2013)



(e) 토크힐 (Rodenberger, 1981)

그림 5. 내족지 보행 교정용 강체 보조기

데니스-브라운 바, 역회전 교정 신발, 역회전 하지 교정기 등의 강체 보조기는 경골 내염전을 개선시키는 효과는 있으나 대퇴골 전염전이나 보행 중 대퇴골 내회전을 개선시키지 못하는 것으로 나타났으며(Knittel & Staheli, 1976; Staheli, 1987), 내족지 보행의 주요 원인인 대퇴골 전염전이나 대퇴골 내회전을 교정할 수 있는 보존적 중재법의 개발 및 검증의 필요성이 제기되어 왔다(Neumann, 2016; Warman, 2000).

강체 보조기는 과교정에 의한 외회전, 고관절 불안정성 증가, 관절 아탈구의 가능성이 있고 움직임의 극도로 제한하여 낮 시간 활동 시작용은 매우 불편하다는 문제점이 있다(Nair & Marsden, 2014; Song et al., 2007). 따라서 움직임의 자유로움을 지원하고 적절한 외력을 부여하는 보조기 개발이 요구되고 있다. 이런 점에서 유연한 보조기인 컴프레션 레깅스형 보조기는 과교정의 위험성을 줄이고 동적으로 스트레치를 적절히 조절할 수 있어(Coghill & Simkiss, 2010; Nair & Marsden, 2014) 기존의 강체 보조기의 단점을 해결하는 대안이 될 수 있다.

(3) 탄성소재 컴프레션 보조기

탄성소재 컴프레션 보조기는 사용자의 특정 요구 사항을 해결하도록 맞춤 방식으로 탄성소재로 제작되어 압박이 가해지는 보조기로서, 스트레치를 동적으로 조절할 수 있어 사용자와 상호 작용하는 유연한 보조기이다(Attard & Rithalia, 2010). 탄성소재 컴프레션 보조기는 DEFO(dynamic elastomeric fabric orthosis), 동적 압박복(dynamic pressure garments), 라이크라 스플린트(lycra splints), 라이크라 의복(lycra garments) 등으로 불리운다(Attard & Rithalia, 2010; Coghill & Simkiss, 2010; Corn et al., 2003). 탄성소재 컴프레션 보조기의 사례는 Adeli suit(Ko et al., 2015; Mahani et al., 2011), Therasuit(Moraes et al., 2019), Second skin(Corn et al., 2003), TheraTogs(Richards et al., 2012), SPIO(stabilizing pressure input orthosis)(Hylton & Allen, 1997)이 있다(그림 6).



Adeli suit



Therasuit



SPIO

(Mahani et al., 2011)(<https://kidscaretherapycenterinc.net>)(Hylton & Allen, 1997)



Core stability splint



SDO® suit



Postural lycra suit

(www.secondskin.com.au) (www.wellandable.com.au) (www.thelakesorthotics.co.uk)

그림 6. 탄성소재 컴프레션 보조기 사례

의료용 또는 스포츠 분야에서 널리 사용되는 컴프레션 의복은 혈액 순환을 개선하고 피로 회복에 뛰어난 효과가 있는 것으로 알려져 있다(Hafner et al., 2000; Ng & Hui, 1999). 탄성소재 컴프레션 보조기는 고유 수용 피드백(feedback) 기능, 근위부 안정성 향상, 자세 개선, 근긴장 정상화, 비자발적 움직임 감소, 균형 및 운동 능력, 독립성 향상, 환자 관리 개선의 효과가 있는 것으로 보고되었다(Attard & Rithalia, 2010; Bahramizadeh et al., 2015; Blair et al., 1995; Finlayson et al., 2018; Matthews et al., 2009). 탄성소재 컴프레션 보조기는 사용성 측면에서 가벼운 중량, 외력 부여 용이, 우수한 맞춤새 및 쾌적성, 움직임 용이, 미용의 이점이 있다(Attard & Rithalia, 2010).

하지만 환아 연구에서 탄성소재 컴프레션 의복형 보조기는 기능적 효과가 뛰어나에도 불구하고 착탈의가 불편하고 착용감이 떨어지는 문제로 인해 장기간 착용이 거부되는 문제가 나타나고 있다(Coghill & Simkiss, 2010; Reich-Schupke et al., 2009). 사용자가 컴프레션 의복형 보조기 제품을 채택하는 여부는 핵심적 기능의 효과보다는 압박으로 인한 편의성의 부족에 의해 좌우된다는 것이다(Luder et al., 2016; Nichoson et al., 2001; Rennie et al., 2000). 기존의 많은 연구들은 주로 정량적 기능 개선에 초점을 맞추어 보조기를 평가하여 왔다. 정량적 기능은 중요하지만, 사용자가 감각으로 인지하는 압박 강도는 의복압 측정치와 다르며(Kim & Nam, 2016), 사용 과정에서 동작하기 불편하거나 쾌적하지 않다면 결국 그 보조기는 채택될 수 없으며 제품으로서의 가치를 상실하게 된다. 따라서 압박 작용이 필수적인 컴프레션 의복형 보조기 개발에서 중요하게 고려해야 할 점은 기능성과 사용성을 조화시키는 것으로 사료된다.

탄성소재 컴프레션 보조기가 여러 가지 측면에서 중재 효과가 뛰어난 것으로 나타나고 있지만, 내측지 보행 교정 효과가 입증된 연구 사례는 트위스터 랩(twister wrap)과 TheraTogs에 불과한 것으로 파악된다(그림 7). 트위스터 랩은 임상에서 많이 사용되는 탄성소재 테이프를 나선으로 감아 올리는 브레이스로, Mohamed and Eid(2013)는 트위스터 랩이 강체 보조기인 트위스터 케이블과 비교하여 고관절 내회전 효과가 있다고 보고하였으나, 임상에서 내측지 보행 교정 효과가 없다는 반론도 있어 추가적인 검증이 요구된다. Richards et al.(2012)는 TheraTogs가 트위스터 케이블과 비교하여 고관절 내회전 효과가 있다고 보고하여, TheraTogs의 사례는 탄성소재 컴프레션 보조기의 내측지 보행 교정 효과의 가능성을 보여주고 있으나 검증 사례

연구가 부족한 것으로 보인다. TheraTogs는 벨크로(velcro)로 결합하는 브레이스형에 가까운 FDA Class I 의료기기인 보조기로서 밴드 당김을 조절하면서 감아야 하므로 착용하는 데 약 6~12분이 소요된다(TheraTogs, n.d.). 사용자가 직접 감는 데 불편함이 있어 훈련된 타인의 도움이 필요할 수 있고 아동의 경우에는 타인의 도움이 필수적이다. 살 부위가 크게 뚫려 있어 의복으로서의 불완전한 외관을 가지고 있어 미적으로 우수하지 못하고 제품 색상이 피부색이므로 일상생활에서 단독 착용이 어렵다. 완성 의복형 보조기가 개발되어 일상생활에서 착용할 수 있다면 사용자가 스스로 쉽게 착용 가능하여 사용자 편의성을 높일 수 있을 것이다. 따라서 새로운 탄성소재 컴프레션 보조기를 개발하는 연구가 필요하다고 사료된다.



트위스터 랩

(Mohamed & Eid, 2013)



성인용 TheraTogs



아동용 TheraTogs

(<https://theratogs.com>)

그림 7. 내족지 보행 교정용 탄성소재 컴프레션 보조기

2.2. 컴프레션 레깅스의 설계 원리

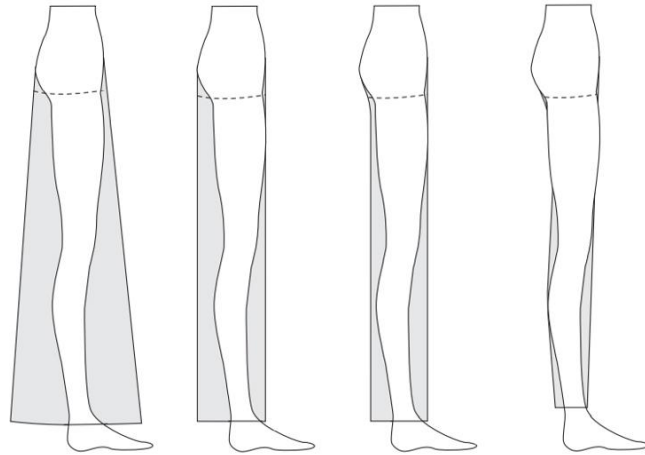
2.2.1. 레깅스 제도법

(1) 레깅스의 특수성

레깅스(leggings)는 탄성사를 함유한 편물 소재로 만들어진 인체에 밀착되는 바디 컨투어링(body contouring) 형태의 팬츠를 말한다. 레깅스는 인체에 밀착되는 형태임에도 불구하고 소재가 동작에 따라 늘어났다가 원상 회복하므로 소재의 신장 특성으로 인해 매력적인 외관과 활동 시 편안한 착용감의 요구가 상당히 충족되며 봉제로 인한 잔주름이나 군주름 현상이 적은 특징이 있다(Chun et al., 1998; Kirk & Ibrahim, 1966). 이와 같이, 레깅스는 심미적인 동시에 기능적인 효용을 충족시키므로(Cho, 1999; Ha & Seong, 2013; Kim, 2000) 기능복이나 일상복으로 널리 착용되고 있으며 베이스 레이어(base layer)뿐만 아니라 외의로 사용폭이 확대되는 추세에 있다(Lee, 2021; Merriam-Webster, 2017; Seong, 2000). 기능성 팬츠는 비탄성소재로 만들어질 경우 운동 시 높은 구속감을 유발하여 에너지 소비량과 심박수를 증가시키고 하지 근육 활동에 부담을 주게 된다(Kim & Choi, 1997). 따라서 탄성소재의 사용은 기능성 팬츠에서 필수적이다. 소재의 신장 특성은 팬츠의 동작 적합성뿐만 아니라 외관 적합성의 이점을 제공하며 착용감 만족도를 높이는 데 기여한다(Jeong & Lee, 1998; Paek & Davis, 1975).

팬츠 제도를 위해 필요한 인체치수 항목은 주로 허리둘레 또는 배꼽수준허리둘레, 엉덩이둘레, 밑위길이, 다리안쪽길이이며, 팬츠 무릎둘레와 부리둘레는 인체치수를 입력하지 않고 팬츠 핏 즉, 밀착 정도에 따라 고정 분량을 줄이는 것이 일반적이다(Nam et al., 2020). 팬츠 설계 요인을 분석한 연구에 의하면, 팬츠는 허리다트 분량, 옆선 위치(앞판과 뒤판의 배분), 앞·뒤살넙폭, 앞뒤중심선 각도, 뒤중심선 위치, 앞·뒤중심선 길이(뒤허리점 높이 분량), 뒤중심선 곡률, 밑위선 및 엉덩이선, 무릎선 위치, 팬츠통, 포켓치수, 요크폭, 지퍼길이 등의 부속 치수의 설계 요인으로 구성된다(Kim, 2018; Park, 2003; Yoon, 2008). 팬츠 핏 유형은 크게 큐롯(큐롯형), 트라우저(정장형), 슬랙스(기본형), 진(타이트형)으로 구분되는데(Armstrong, 2010; Yoon, 2008)(그림 8), Yoon(2008)은 핏 유형 간 앞·뒤중심선길이는 유사하며, 뒤중심선 각도, 뒤살넙폭, 뒤허리점 높이 분량과 같이 엉덩이아래 및 뒤넙다리부위의 밀착 정도의 차이로부터 발생하는 밑위부위 구조의 차이가 팬츠 핏

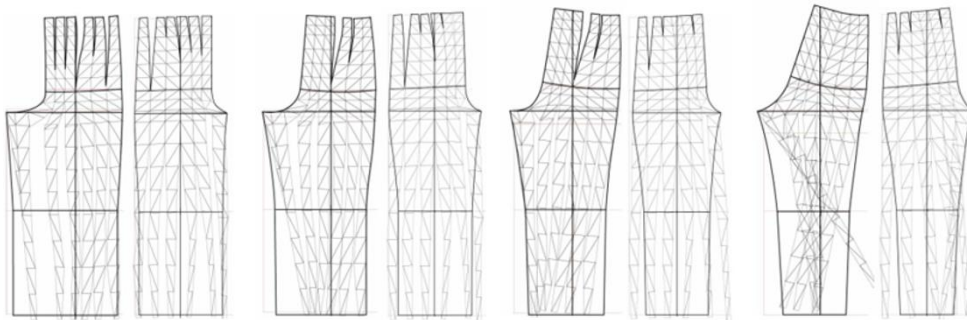
유형을 결정하는 핵심적인 요인이라고 하였다(그림 9).



쿼트 트라우저 슬랙스 진

그림 8. 팬츠 핏 유형

(Armstrong, 2010)



쿼트형 정장형 기본형 타이트형

그림 9. 팬츠 핏 유형별 체표 평면화 패턴

(Yoon, 2008)

레깅스는 핏 유형 중 타이트형 팬츠에 속하나 팬츠 설계의 형태 요소 대부분이 생략 가능하고 치수 요소 위주로 설계할 수 있는 특수성을 가지고 있다. 이러한 특수성은 레깅스 제품에서 일반적인 옆솔기선이 없는 레깅스 제도법에서 관찰될 수 있다(Armstrong, 2010; Jaffe, & Relis, 2005; Kim & Lee, 2009; Richardson, 2008). 옆솔기선의 제거 즉, 골선 처리는 앞판과 뒤판을 합쳐 둘레 치수를 맞추는 작업으로 진행된다. 옆솔기의 허리다트 분량을 제거하면서 곡선인 앞·뒤판의 옆솔기선은 수직화되며 앞·뒤중심선은 곡선화된다(Armstrong, 2010; Richardson,

2008)(그림 10). 옮겨진 앞·뒤중심선의 곡률은 경험적으로 제도되는 것이 일반적이며 결과적으로 옆솔기선이 없는 레깅스에는 전형적인 팬츠 패턴의 형태는 사라지고 세부 둘레와 길이 치수만 남게 된다. 이러한 설계가 가능한 것은 움직임에 의한 피부 체표 변화를 증가하는 신장 특성을 가진 소재의 사용에 기인한다.

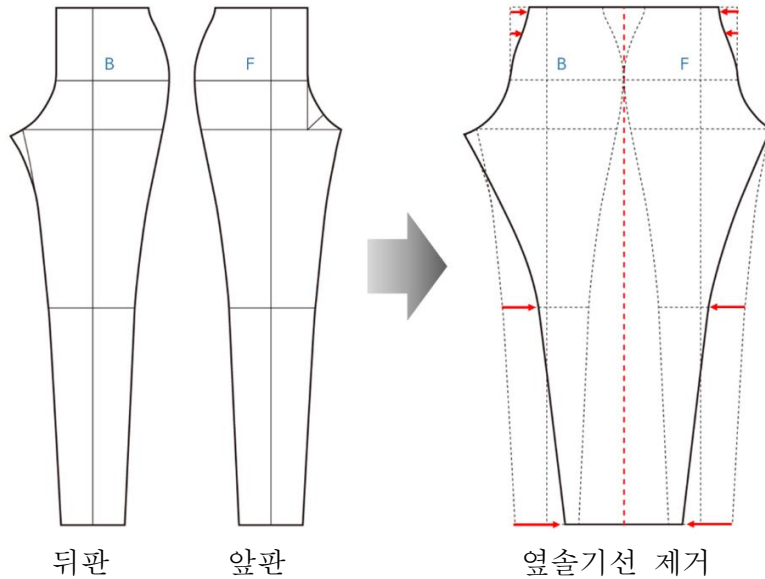


그림 10. 레깅스 옆솔기선 제거 과정

(2) 기존의 레깅스 제도법

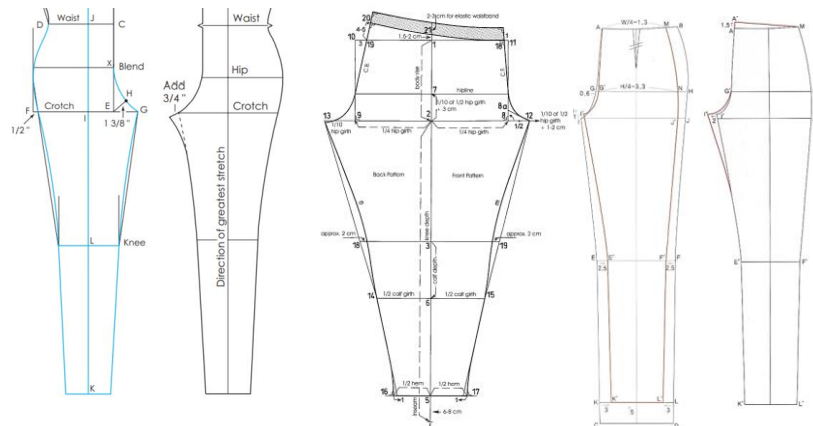
교육용 레깅스 제도법을 살펴보면(표 1), Armstrong(2010)의 레오타드(leotard) 겸용 레깅스 제도법에서는 허리둘레와 엉덩이둘레는 1", 무릎둘레와 발목둘레는 1/2", 팬츠길이는 3", 밑위길이는 5/4"의 고정된 분량을 줄이고 앞살넙폭은 엉덩이둘레/12, 뒤살넙폭은 엉덩이둘레/12+3/4"로 계산한다. Kim & Lee(2009)는 진팬츠로부터 고정된 분량을 줄이는 방식으로 레깅스 제도법을 제안하였다. Muller식 제도법(Stiegler & Krolopp, 2012)에서는 둘레와 밑위길이에 대하여 15~20%의 고정된 축소율을 대입하는 방식을 제안하였다. Richardson(2008)은 소재 신장률 등급에 따라 축소율표의 고정된 축소율을 제안하였으나 실제 신장률 측정치를 반영한 것은 아니다. 이 밖에 Choi et al.(2010)는 이너웨어용 레깅스에 대하여 허리밴드둘레, 엉덩이둘레, 팬츠부리둘레를 축소하지 않고 인체치수 그대로 사용하고 밑위길이를 키에 대한 비율로 설정하였고, Heo et al.(2001)는 아동용 레깅스에 대하여 양의 여유분을 부여하였다. 핏 유형별 팬츠 제도법은

다수 존재하는 데 반해, 레깅스는 제도법이 구축된 사례 자체가 많지 않고 제도법 간에도 여유분 설정 및 항목의 계산 방식에 차이가 있는 것으로 파악된다.

표 1. 교육용 레깅스 제도법

항목	Armstrong식 (inch)	Muller식 (cm)	Kim & Lee식 (cm)
허리밴드둘레	허리둘레-1"	허리둘레×0.80~0.85	허리둘레-5.2
팬츠엉덩이둘레	엉덩이둘레-1"	엉덩이둘레×0.80~0.85	엉덩이둘레-13.2
팬츠무릎둘레	무릎둘레-1/2"	무릎둘레×0.80~0.85	28
팬츠부리둘레	발목둘레-1/2"	발목둘레×0.80~0.85	24
팬츠길이	허리옆발목길이-3"	(밑위길이×0.80~0.85 +3.5~5)+(다리안쪽길이 -6~8)	진팬츠길이-5
팬츠엉덩이 길이	(밑위길이-5/4")/2	밑위길이×0.80~0.85 -엉덩이둘레×0.80~0.85 /20-3	밑위길이-7.5
팬츠밑위길이	밑위길이-5/4"	밑위길이×0.80~0.85 +3.5~5	밑위길이-2
앞살넙폭	엉덩이둘레/12	(엉덩이둘레×0.80~0.85) /20+1~2	엉덩이둘레/16-3.1
뒤살넙폭	앞살넙폭+3/4"	(엉덩이둘레×0.80~0.85) /10	앞살넙폭+2
뒤살솔기점 내림분량	미지정, 뒤살넙폭의 추가분량(3/4")으로 사선 내림	미지정	0

패턴



현재 레깅스 제품이 일상화되고 산업적으로 양산되고 있는 추세임에도 불구하고(Lee, 2021; Oh, 2021) 레깅스 제도법은 축소 방법에서부터 체계화되지 못한 것으로 파악된다. 현재 의류 산업에서 이용되는 밀착 의복의 패턴 축소 방법은 단순히 원형을 고정 분량이나 고정 축소율로 줄이거나 피팅 모델 착의 평가에 의한 경험적 조정에 의존하고 있다. 이로 인해 소재 신장률에 따른 맞음새의 변동성을 예상할 수 없어 제조 상의 비효율성 문제를 야기하고 있다(Chun et al., 1998; Jeong, 2008; Kim & Lee, 2009). 이러한 대략적인 축소 방법은 의료용이나 전문 스포츠용으로는 적합하지 않으며, 압박의 부여는 혈류에 영향을 미치므로(Hafner et al., 2000; Ng & Hui, 1999) 컴프레션 레깅스의 경우에는 인체 조건을 고려하여 제품 치수를 명확하게 설정하여야 한다.

2.2.2. 소재의 유효신장률과 패턴 축소

(1) 소재의 유효신장률

소재의 신장률(stretch)은 초하중 상태의 길이에 대한 하중을 가한 후의 길이 변화의 백분율을 의미한다(Chun et al., 1998; KS K 0520, 2015; ASTM D2594-04, 2016). 소재 신장률(%)을 구하는 식은 다음과 같다.

$$S = \frac{L - L_0}{L_0} \times 100$$

S: 소재 신장률(%)

L: 시료의 신장 후 길이(mm)

L₀: 시료의 신장 전 길이(mm)

Hooke의 법칙(Hooke's law)에 따라 탄성소재는 인장력을 증가시키면 탄성 한계 내에서 계속적으로 신장하기 때문에(Hong et al., 2011), 탄성소재로 밀착 의복을 설계하기 위해서는 의복으로 착용 시 발휘되는 인장력 수준을 사전에 알고 있어야 한다. Kirk and Ibrahim(1966)는 500명의 참여자를 대상으로 800개의 의복에 대한 250,000회의 실험 연구에서 의복으로서 발휘될 수 있는 유효한 범위의 신장률 개념을 제시하여, 소재의 유효신장률(AS, available stretch)은 350N/m(2lbf/in)의 인장력이 제공될 때 소재가 신장하는 백분율(%)이라고 정의하였다. 이러한 유효신장률은 ASTM D2594-04(2016)에서 규정하는 밀착된(form-fitting) 중간 지지(semi-support) 조건인 350N/m(2lbf/in)과 일치하는 개념이다. 유효신장률은, 실제 착용에서 온전히 사용되지 않고 의복의 피부 접촉점(tie point)이 적을수록 적게 사용된다(Kirk & Ibrahim, 1966). 피부 접촉점이 많은 타이트형 팬츠는 여유 있는 슬랙스나 반바지보다 유효신장률이 많이 사용된다. 이런 점에서 탄성소재 의복의 설계에서 유효신장률이 실제 의복으로서의 착용에 사용되는 비율이 고려되어야 한다.

의복 착용에 의해 실제 부여되는 인장력은 라플라스 법칙에 의해 근사치를 계산할 수 있으며 물성 테스트를 통해 인장력에 대응하여 신장률을 도출할 수 있다. 라플라스 법칙(Laplace Law)은 의복이 부여하는 수직 압력과 소재 인장력의 관계를 설명할 수 있는 원리로서, 대부분의 의복압 관련 연구에서 라플라스 법칙에 근거하여 의복압 원리를 설명하고 있다(Cheng et al., 1984; Macintyre, 2007; Maklewska et al., 2007)(그림 11).

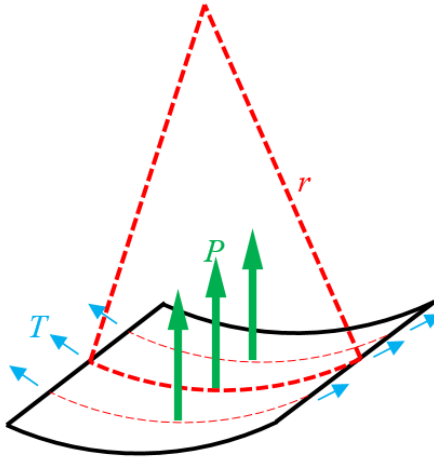


그림 11. 라플라스 법칙에 의한 의복압과 인장력의 관계
(Macintyre, 2007; Maklewska et al., 2007; Ellis et al., 2018)

라플라스 식은 다음과 같다.

$$P = \frac{T}{r}$$

$$P = \frac{2\pi T}{C}$$

$$P' = \frac{2\pi T}{C} \times 133.322$$

P: 의복이 부여하는 수직 압력(Pa, N/m²)

P': 의복이 부여하는 수직 압력(mmHg)

T: 소재 인장력(N/m)

r: 곡률 반경 또는 하지 반지름(m)

C: 인체 둘레(m)

라플라스 식에 의하면 수직 압력은 인장력에 비례하고 곡률 반경과 곡률을 포함하는 원주에 반비례한다(Ellis et al., 2018). 의복압 연구에서는 상·하지를 원기둥으로 보고 인체둘레를 원으로 가정하여 공식에 대입하고 있다. Ellis et al.(2018)는 타원과 유사한 근위부는 지점에 따라 곡률 반경이 달라지는 점에 착안하여 Thomas(1919)의 타원 상 지점의 곡률 반경 도출식(그림 12)을 라플라스 식에 적용하였다.

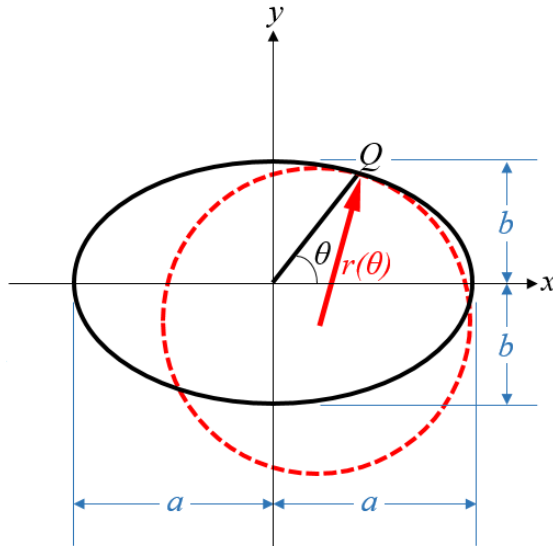


그림 12. 타원 상 지점의 곡률 반경 도출
(Ellis et al., 2018; Thomas, 1919)

$a > b$ 이고 타원이 $(x^2/a^2) + (y^2/b^2) = 1$ 일 때 타원 상 지점의 곡률 반경의 도출식은 다음과 같다.

$$r(\theta) = \frac{(a^2 \sin^2(\theta) + b^2 \cos^2(\theta))^{3/2}}{ab}$$

Q: 타원 상의 지점

a: 타원 장축의 1/2

b: 타원 단축의 1/2

θ: 타원 중심으로부터 Q점의 각도($0 \leq \theta \leq 2\pi$)

r(θ): Q지점에서의 곡률 반경

본 연구에서는 유효신장률이 실제 착용에서 온전히 사용되는지 여부를 탐색하기 위하여 컴프레션 레깅스 제품의 착용 시 발생하는 인장력을 조사하는 예비 실험을 실시하였다(부록 3-1). 엉덩이둘레($z_a = -0.598$, $z_b = 0.626$), 넓다리둘레($z_a = -1.112$, $z_b = 0.535$), 장딴지둘레($z_a = -0.241$, $z_b = 0.277$) 표준점수 z 값이 상이한 인체치수를 가진 20대 여성 참여자 2명(참여자 a, 참여자 b)에게 평균적 치수의 컴프레션 레깅스 제품을 착용하도록 하여 의복압을 측정하였다. 라플라스 식(Cheng et al., 1984; Ellis et al., 2018; Macintyre, 2007; Maklewska et al., 2007)에 의복압과 둘레 측정치를 대입하여 인장력 근사치를 계산하였다. 그 결과, 최대 인장력 및 의복압은 엉덩이 222N/m, 9.91mmHg, 넓다리 147N/m, 12.26mmHg, 장딴지 173N/m, 24.47mmHg로 나타났다. 인장력이 엉덩이, 장딴지, 넓다리

순으로 크게 나타난 가운데, 세 부위 모두 유효신장률의 인장력 조건 350N/m에 미치지 못하였다. 최대 의복압은 장판지에서 24.47mmHg로, 선행 연구에서 제시하고 있는 모세관 역치 압력인 30mmHg(Campion et al., 1968; Rithalia, 1991)보다 낮은 것으로 나타났다. 예비 실험 결과, 접촉점이 많은 의복 유형인 컴프레션 레깅스에서도 유효신장율은 실제 착용에서 온전히 사용되지 않는 것으로 파악된다.

Ziegert and Keil(1988)는 밀착의복 패턴 축소에 이용하기 위한 유효신장률을 가정에서 간이로 측정하는 방법으로 20cm 원단 표시 간격에 대하여 500g 하중으로 측정한다고 제시한 바 있다. 국내 다수의 연구(Choi, 2011; Jeong, 2006; 2007; Kim & Hong, 2012)에서 Ziegert and Keil(1988)의 방법을 인용하여 500g 하중으로 신장률을 측정하여 밀착의복 패턴 축소에 적용한 바 있다. 하지만 Ziegert and Keil(1988)의 방법에서 사용한 소재 인장력은 $24.5\text{N/m}(=9.8\text{N/kg}\cdot 0.5\text{kg}/0.2\text{m})$ 에 불과한 것으로 계산된다. 이러한 인장력 수준은 예비 실험에서 도출된 컴프레션 레깅스 실제 착용 시 발휘되는 소재 인장력 수준인 147~222N/m와 매우 큰 차이가 있으며, ASTM D2594-04(2016)이 규정하는 여유 있는 탄성소재 의복 조건인 인장력 175N/m과 비교하여도 매우 낮은 수준이다. ASTM D2594-04(2016)에서는 5" 원단 표시 간격에 대하여 여유 있는 탄성소재 의복 조건은 5lbs 하중을, 밀착된 중간 지지 조건은 10lbs 하중을 규정하고 있다(그림 13). 밀착된 중간 지지 조건의 인장력을 계산하면 2lbf/in 즉, 350N/m가 된다. 따라서 Ziegert and Keil(1988)의 유효신장률 측정 방법이 컴프레션 레깅스에 적용하기에 매우 낮은 인장력을 발생시키는 하중 조건임을 고려하여 패턴 설계가 이루어져야 할 것이다.

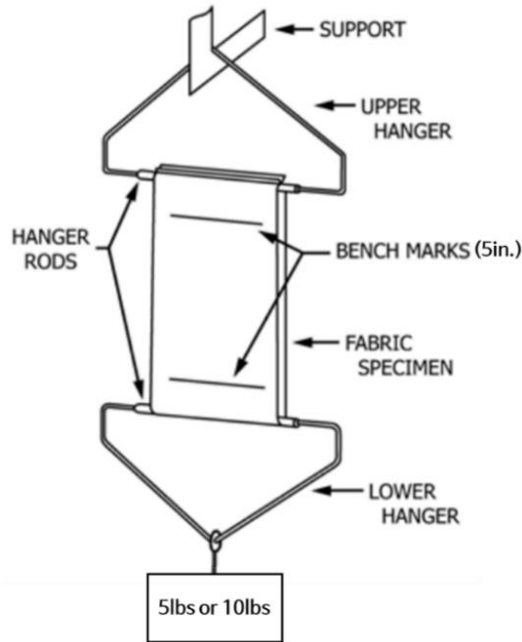
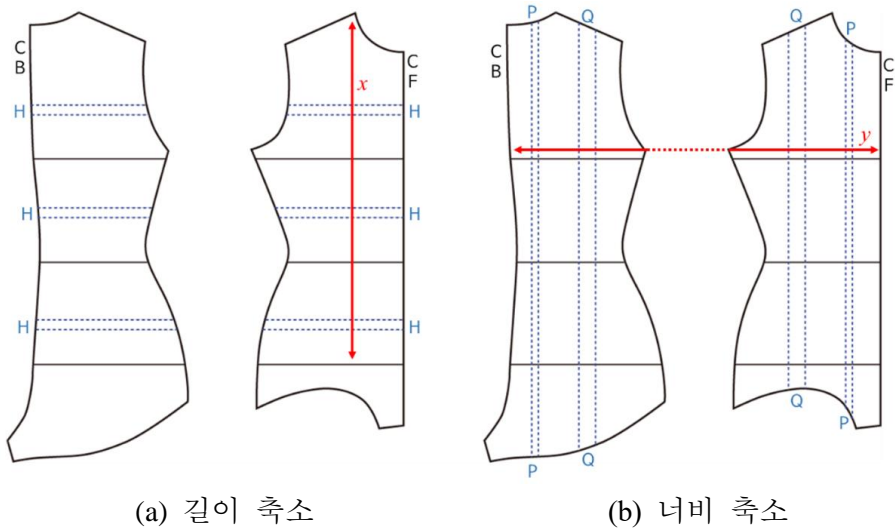


그림 13. 유효신장률의 측정 방법
(ASTM D2594-04, 2016)

(2) 신장률 적용비율에 의한 패턴 축소

밀착 의복 설계에서 소재의 신장 특성으로 인해 늘어나는 분량을 감안하여 패턴을 축소하는 작업은 필수적이다(Allsop, 2012; Armstrong, 2010). 예비 실험에서 살펴본 바와 같이 유효신장률은 실제 착용에서 온전히 사용되지 않기 때문에 패턴치수를 축소할 때는 유효신장률이 실제 사용되는 비율만큼 반영하여 제작되어야 한다. 여기에서 유효신장률의 적용비율 개념이 등장한다. 신장률 적용비율(AR, application rate)은 인체치수에 해당하는 여유분이 제거된 원형 패턴을 축소하는 데 소재의 유효신장률이 사용되는 비율을 말한다(Ziegert & Keil, 1988). Ziegert and Keil(1988)이 제안한 밀착의복 패턴 축소법은 그림 14와 같다.



(a) 길이 축소 (b) 너비 축소
 그림 14. Ziegert and Keil(1988)의 밀착의복 패턴 축소법

Ziegert and Keil(1988)의 길이 축소식은 다음과 같다.

$$Z = X \cdot W$$

$$H = Z \cdot 1/3 \cdot AR_W$$

- X: 목에서부터 영덩이까지 길이
- W: 웨일방향 유효신장률(%)
- Z: 길이의 축소 가능 범위
- H: 목에서 영덩이까지 길이 3분할 구간 당 패턴 축소량
- AR_w: 웨일방향 적용비율

Ziegert and Keil(1988)의 둘레 축소식은 다음과 같다.

$$T = Y \cdot C$$

$$V = T \cdot 1/2 \cdot AR_C$$

$$P = V \cdot 1/4$$

$$Q = V \cdot 3/4$$

- Y: 젖가슴둘레 수준에서 앞중심으로부터 뒤중심까지 호
- C: 코스방향 유효신장률(%)
- T: 1/2 바디 호의 축소 가능 범위
- V: 1/4 바디 호 구간의 패턴 축소량
- P: 목너비 및 영덩이너비 구간의 패턴 축소량
- Q: 어깨길이 및 영덩이너비 구간의 패턴 축소량
- AR_c: 코스방향 적용비율

2.2.3. 점진적 컴프레션과 점진적 적용비율

(1) 적정 의복압

붕대를 이용한 컴프레션 요법(compression therapy)이 정맥 질환에 사용된 것은 기원전 450~350년으로, 고무섬유의 개발에 따른 신축성 스타킹의 도입 이후 1880년대 컴프레션 요법은 널리 사용되기 시작하였다(Thomas, 1998; Ramelet, 2002; van Geest et al., 2003). 컴프레션 요법은 만성 정맥 부전증(CVI, chronic venous insufficiency) 및 하지 정맥 궤양(VLU, venous leg ulcers), 혈전후 증후군(PTS, post-thrombotic syndrome), 심부 정맥 혈전증(DVT, deep vein thrombosis)과 같은 정맥 질환에 효과적인 치료법으로 다수의 연구를 통해 효과가 입증되었다(Brandjes et al., 1997; Moffatt et al., 1992; O'Meara et al., 2012).

혈류 기능 측면에서 인체에 안전하다고 일반적으로 합의된 모세관 역치 압력은 30mmHg로 알려져 있다(Ashton, 1966; Campion et al., 1968; Rithalia, 1991). Ashton(1966)는 부목의 외부 압력이 40mmHg일 때 혈류량이 약 30~50% 감소하며 Campion et al.(1968)는 30mmHg에서 혈류량이 48% 감소하며 외부 압력이 증가할수록 혈류량은 감소한다고 하였다. 컴프레션 의복 설계 연구에서의 적정 의복압 수준의 도출은 혈류량 변화 측정과 사용자의 착용 평가에 의해 주로 검증되어 왔다. Baek and Choi(2008)는 혈류량 감소율을 18.3%까지 허용하여 역치 의복압을 제안하였다. 장딴지의 역치 의복압은 17.8mmHg(24.14gf/cm²)로 제시하였고, 넓다리과 허리는 각각 26.8mmHg(36.48gf/cm²), 10.2mmHg(13.93gf/cm²)에서 혈류량 감소율이 30% 이상으로 컸으므로 역치 의복압이 더 낮을 것이라고 예상하였다.

하지만 기존의 혈류량 기준이 혈류량 감소를 허용하고 있으므로 역치 의복압을 평가 절상한 것으로 판단된다. 기존의 역치 의복압의 평가 절상 가능성을 뒤받침하는 근거로, 의복압 등급의 부여 연구(Sigel et al., 1975)와 탄성소재 컴프레션 슈트 보조기 연구(Attard & Rithalia, 2010)를 제시할 수 있다. Sigel et al.(1975)은 30mmHg까지 분포하는 높은 의복압 수준에서 혈류량이 감소하는데 반해, 18mmHg까지 분포하는 중등 의복압 수준이 최적의 혈류량을 제공한다고 하였다. Attard & Rithalia(2010)는 뇌성마비 아동을 대상으로 하여 탄성소재 컴프레션 슈트 보조기의 평균 13.8mmHg 의복압 제공은 75%의 참여자에서 혈류량을 32% 감소시켰고 25%의 참여자에서 19% 증가시켰다고 하였다. 이러한 결과는 낮은 의복압 수준에서도 혈류량이 감소할 수 있는 가능성을 시사하므로

유약한 대상을 위한 보조기의 의복압 설정은 보다 신중한 고려가 요구된다. 30mmHg 뿐만 아니라 60mmHg를 초과하여 의복압을 부여하는 연구가 존재하는 가운데(Mosti & Partsch, 2012), 발목 의복압이 30mmHg인 조건에서 혈류 기능은 개선되었으나 피하조직의 손상을 야기하는 것으로 보고된 바 있다(Lawrence & Kakkar, 1980) 따라서 적정하게 낮은 의복압 수준을 도출하는 연구 노력이 계속적으로 필요하다(Lee et al., 2018).

사용자의 착용 평가를 기준으로 적정 의복압을 도출한 연구를 살펴보면, 거들 복부의 적정 의복압을 Lee et al.(2013)은 9.8~21.8mmHg(1.3~2.9kPa), Lee and Nam(2002)은 12.5~16.9mmHg(17~23gf/cm²), Jeong and Kim(2006)은 16.8mmHg(22.8gf/cm²)로 제시하였다. Jeong(2006)은 밀착 바디수트의 가장 쾌적한 의복압이 19.0mmHg(2.53kPa)라고 보고하였다. Park and Chun(2013)은 뇌파 측정 연구에서 스트레스 지수를 고려하여 답답함이 거의 없고(1.4~2.0점) 움직임 제한이 적은(1.5~1.8점) 무릎길이 컴프레션 레깅스의 적정 의복압이 14.7mmHg(1.96kPa)라고 하였다. 넓다리 20.6mmHg(2.74kPa) 이상의 의복압 제공은 사용자로 하여금 답답함을 느끼게 하고 움직임 제한을 다소 증가시킨다고 하였다. Jeong(2002)은 파운데이션의 의복압이 14.7~22.1mmHg(20~30gf/cm²)를 초과할 때 사용자는 불쾌감을 느끼기 시작한다고 하였다. 선행 연구를 종합해 볼 때, 사용자 착용 평가에 근거한 적정 의복압 수준은 9.8~21.8mmHg(13.3gf/cm²~2.9kPa)의 범위로 제안되었다. 따라서 사용자 착용 평가에 의한 적정 의복압 수준은 혈류량 감소를 허용한 기준보다 더 낮은 것으로 파악된다.

컴프레션 의복의 대표적인 이점은 혈류 기능 개선이므로(Broatch et al., 2018; Kim & Lee, 2019) 컴프레션 의복 개발 및 적정 의복압 설정 연구에서 혈류량 증가는 필수 사항으로서, 적정 의복압은 혈류 기능 개선과 목표하는 기능적 효과의 성취를 결합하여 도출하는 것이 합당할 것이다.

(2) 점진적 컴프레션

점진적 컴프레션(GC, graduated compression)은 원위부의 압박을 근위부보다 높아지는 경향으로 부여하는 것을 말한다. 근육을 압박하면 심장으로 향하는 혈류를 촉진하기 때문에 점진적 컴프레션 요법이 특별히 선호된다는 것이 임상에서 경험적으로 발견되었다(Moffatt et al., 2007). 점진적 컴프레션이란 용어는, 무릎길이 스타킹을 이용하는 컴프레션 요법에서 발목과 장딴지 간의 의복압 분포를 표현할 때 주로

사용되고 장딴지와 넙다리 간의 분포를 표현할 때도 사용된다. 점진적 컴프레션은 정맥의 수동적 확장과 응고 인자의 활성화를 방지하는 것으로 알려져 있다(Cooke et al, 1996).

하지에 대한 점진적 컴프레션 효과의 입증은 주로 스타킹에 대하여 진행되어 정맥 펌프 기능(venous pump function)이나 질환의 발생률 감소로 조사되어 왔다(Allan et al., 1983; Mosti & Partsch, 2012; Sachdeva et al., 2018). 점진적 컴프레션 연구에서 제시한 의복압 분포 및 기능적 효과는 표 2와 같다. 발목과 장딴지 간의 의복압 분포는 오히려 발목 의복압이 장딴지보다 낮은 역점진적 컴프레션(negative graduated compression)이 효과적인 것으로 보고되어 정맥 펌프 기능에서 장딴지 컴프레션이 중요하게 받아들여지고 있다(Mosti & Partsch, 2011; 2012). 발목과 비복근 간의 의복압 분포는 점진적 컴프레션과 역점진적 컴프레션, 균일한 컴프레션의 효과가 동일하다는 주장도 있어(Miyamoto & Kawakami, 2015) 점진적 컴프레션이 필수적인 것인지에 대한 추가적 연구가 필요하다. 장딴지와 넙다리 간의 의복압 분포는 균일한 컴프레션과 비교하여 점진적 컴프레션이 효과적인 것으로 보고되었다(Sigel et al., 1975)..

점진적 컴프레션에 따른 기능적 효과는 장딴지 및 발목을 중심으로 혈류 촉진 및 근육통 완화, 부종 완화, 피로 회복의 효과가 보고되었다(Ali et al., 2007; 2010; Hagan & Lambert, 2008; Kraemer et al., 2000; Lawrence & Kakkar, 1980; Mosti & Partsch, 2011; 2012; Sigel et al., 1975; Perrey et al., 2008). 하지만 운동 기능 측면에서는 개선 효과가 있다는 주장과 개선 효과가 없다는 반론이 존재하여 여전히 논쟁 중이다(Ali et al., 2007; 2010; Martorelli et al., 2015; Priego et al., 2015; Rugg & Sternlicht, 2013).

표 2. 점진적 컴프레션 연구에서의 의복압 분포 및 기능적 효과

연구	연구 내용	의복압 분포	기능적 효과
Ali et al. (2007)	무릎길이 GC스타킹과 CON 간의 달리기 동안 및 이후의 생리적 및 인지적 반응 비교	발목 18~22mmHg	- 운동 중 생리적 차이 없음 - 운동 24시간 후 GC 착용 시 지연성 근육통 감소
Ali et al. (2010)	트레드밀 달리기 동안 GC스타킹의 컴프레션 등급에 따른 산소 섭취량 및 심박수, 혈액 젖산, 통증, 착용감 비교	- CON: 0mmHg - LO-GC: 12~15mmHg - HI-GC: 23~32mmHg	- 산소 섭취량, 심박수, 혈액 젖산: 유의한 차이 없음 - 통증: HI-GC가 LO-GC와 CON보다 통증 유발 - 착용감: LO-GC와 CON이 HI-GC보다 편함 GC는 생리학적 이점 없음
Hagan & Lambert (2008)	NGC 레깅스와 CON 간의 비행 유발 부종 및 여행 관련 인지적 반응 비교	- NGC: 엉덩이 4, 무릎위 10, 장딴지 17~20, 발목 5 mmHg	- NGC 레깅스 착용 시 발목 둘레가 감소하고, 인지 다리 통증, 불편함, 부기를 줄이고 에너지 수준, 집중 능력, 각성, 비행 후 수면을 개선함
Kraemer et al. (2000)	3종의 시판 GC스타킹(A, B, C)과 CON 간의 기립 시 피로 관련 생리적 반응 및 성능 비교	-스타킹 A: 넓다리 9.0, 장딴지 7.6, 발목 7.7mmHg -스타킹 B: 5.2, 6.8, 7.6mmHg -스타킹 C: 8.6, 8.4, 15.4mmHg	- GC스타킹 착용 시 발목 및 다리의 부종 감소, 정맥 풀링(pooling) 및 하지 불편함 감소
Lawrence & Kakkar (1980)	GC스타킹의 컴프레션 등급에 따른 심부 정맥 속도 및 피하 조직 손상 비교	LO-GC: 장딴지 8, 발목 18mmHg HI-GC: 12, 30mmHg	- LO-GC: 종아리 피하 조직 손상 없이 평균 심부 정맥 혈류 속도 증가 - HI-GC: 종아리 피하 조직 심각한 손상 동반, 평균 심부 정맥 혈류 속도 증가
Mosti & Partsch (2011)	GC붕대와 NGC붕대 간의 정맥 박출률 비교	- GC: 발목 25mmHg - NGC: 15mmHg	- 정맥 박출률: GC 32% 증가, NGC 75% 증가, NGC가 더 효과적임
Mosti & Partsch (2012)	GC붕대와 NGC붕대 간의 정맥 박출률 비교	- GC: 장딴지 28, 원위부 54mmHg - NGC: 62, 50mmHg	- 정맥 박출률: NGC 157% 증가, GC 115% 증가, NGC가 더 효과적임
Miyamoto & Kawakami	컴프레션 분포의 컴프레션 스타킹과 CON 간의 30분	- LO-GC: 장딴지 14, 발목 18mmHg - HI-GC: 21, 27mmHg	T2 강조 MRI 증가 크기: CON이 HI-GC, NGC, 균일한 컴프레션보다 유의하게 큼

(2015)	최대하 트래드밀 달리기 운동 전후의 하지 근육 피로도 비교	- NGC: 21, 10mmHg - 균일한 컴프레션: 21, 21mmHg	- HI-GC, NGC, 균일한 컴프레션은 유의한 차이가 없어 효과가 동일함
Sigel et al. (1975)	GC스타킹의 컴프레션 등급에 따른 15분 누웠을 때 혈류 속도 비교	- LO-GC: 2~10, 2~14mmHg - ME-GC: 8~18, 8~22mmHg - HI-GC: 12~26, 12~30mmHg	- LO-GC: 혈류 속도 0mmHg과 차이 없음 - ME-GC: 혈류 속도 증가 - HI-GC: 혈류 속도 감소 - ME-GC(넙다리중간 8, 넙다리하부 10, 무릎 8, 장딴지 14, 발목 18mmHg)는 고관절 정맥 혈류 속도 138.4% 증가, 최적 혈류 생성
Rugg & Sternlicht (2013)	시판 GC레깅스와 CON 간의 최대하 달리기 후 CMJ 및 RPE, 쾌적감 비교	넙다리 7.2, 장딴지 12.6, 발목 18.0mmHg	GC레깅스 착용 시 CON보다 CMJ가 유의하게 크고 RPE이 현저히 낮고 쾌적감이 큼

GC, 점진적 컴프레션; NGC, 역점진적 컴프레션; CON, 대조군; LO-GC, 저압박; ME-GC, 중등압박; HI-GC, 고압박; MRI, 자기 공명 영상; CMJ, 수직 점프 높이; RPE, 인지된 운동 수준

(3) 점진적 컴프레션의 레깅스 설계

레깅스 설계에서 의복압의 부여는 패턴 축소 작업에 의해 이루어진다. 신장률 적용비율이 높을수록 패턴이 축소되고 패턴 축소율이 높을수록 의복압도 비례하여 높게 부여된다(Jeong, 2006). 현재 점진적 신장률 적용비율 즉, 점진적 패턴 축소율의 진행으로 점진적 컴프레션을 구현하는 정량화된 레깅스 패턴 설계법 연구는 거의 없는 것으로 파악된다. 균일한 컴프레션이나 점진적 컴프레션을 다루는 기존의 검증 연구들은 대부분 스타킹이나 슬리브 제품을 중심으로 의복압에 따른 기능 검증에 초점을 맞추고 있다. 컴프레션 레깅스 설계 방법의 틀을 잡기 위하여 신장률 적용비율과 의복압 간의 관계를 구체화하고 기능적 및 인지적 측면에서 그 효과를 검증해야 한다. 착용 제품이 인체에 맞는 정도에 따라 의복압은 달라지며 특히 제품이 인체보다 큰 경우의 의복압은 작은 경우보다 유의하게 달라진다고 보고되었으므로(Brophy-Williams et al., 2015) 사이즈 적합성에 따른 기능적 효과에 대한 연구도 필요하다고 사료된다.

혈류 기능 측면에서 발목과 장딴지 간의 의복압 분포는 역점진적 컴프레션이 효과적인 것으로 나타났으므로(Mosti & Partsch, 2011; 2012)

레깅스 설계 시 발목 의복압이 장딴지보다 낮게 설정되는 것은 합당하다고 판단된다. 따라서 본 연구에서는 용어 혼선을 피하기 위하여 컴프레션 레깅스에서의 점진적 컴프레션은 발목을 제외하여 엉덩이위로부터 장딴지의 범위를 지칭하는 것으로 한다. 점진적 컴프레션의 조작적 정의는 엉덩이위로부터 장딴지에 이르는 근위부로부터 원위부로 갈수록 의복압을 점진적으로 높게 부여하는 것을 말한다.

Ziegert and Keil(1988)의 레오타드 설계 연구와 Kim and Nam(2016)의 피부 눌림을 최소화하는 측정복 설계 연구에서 고정된 적용비율을 사용하였으나, Chun et al.(1998), Han and Jo(2000), Jeong(1998), Sul and Suh(2002)는 맞춤새를 위하여 부위별로 패턴 축소율이 달라야 한다고 제안하였다. 컴프레션 레깅스 개발에 관한 Seoul National University(2020)의 연구 보고서에 의하면, 배꼽허리둘레 10%, 엉덩이둘레 15%, 넙다리중간둘레 13%, 장딴지둘레 25%로 패턴 축소율을 원위부로 갈수록 높아지도록 설계하여 정량적 기능과 사용자의 사이즈 만족도(3.9점) 및 압박 만족도(4.0점)가 우수한 것으로 나타났다. Ziegert and Keil(1988)의 패턴 축소식에 따르면 패턴 축소율과 신장률 적용비율은 정비례 관계이므로 이러한 결과는 컴프레션 레깅스 설계에서 점진적 적용비율 설정이 유효함을 시사한다. 하지만 점진적 컴프레션과 역점진적 컴프레션, 균일한 컴프레션 간의 효과 차이가 없다는 주장이 있고(Miyamoto & Kawakami, 2015) 혈류 기능 외의 기능적 효과는 논쟁 중이므로(Ali et al., 2007; 2011; Martorelli et al., 2015; Priego et al., 2015; Rugg & Sternlicht, 2013), 다른 방식과 비교하여 점진적 적용비율에 의한 설계법이 더 효과적인지 여부를 규명할 필요가 있다.

2.3. 지지패널의 설계 원리

2.3.1. 고관절 내회전 근육의 작용

보행 중 횡단면 상에서 고관절의 내회전 작용(그림 15)은, 고관절의 일차적인 내전 또는 외전 근육들이 관여하여 근육의 부착 위치, 대퇴골 골간부 형태, 회전축의 관계로부터 내회전 토크(torque)가 발생하여 동심성 수축(concentric contraction)이 나타난다(Neumann, 2016)(그림 16). 고관절의 내회전은 외회전에 비해 근력이 약 1/3 수준으로 상당한 근력이 요구되지 않는다(Johnston, 1973). 보행 중 고관절 내회전에 관여하는 근육은 소둔근 전섬유(gluteus minimus anterior fibers) 및 중둔근 전섬유(gluteus medius anterior fibers), 대퇴근막장근(tensor fasciae latae), 장내전근(adductor longus), 단내전근(adductor brevis), 치골근(pectineus), 반건양근(semi-tendinosus), 반막양근(semi-membranosus)으로 알려져 있다(Hall, 1999; Neumann, 2010; 2016)(그림 16). 이 중에서, 중둔근 전섬유 및 대퇴근막장근, 장내전근, 치골근, 반건양근, 반막양근이 표피에 가까운 얇은 층에 위치하는 근육이므로(Neumann, 2016) 내회전을 저감하기 위한 지지패널의 위치로 고려할 수 있는 근육들이다.

중둔근은 일차적인 고관절의 외전 근육으로, 대전자의 위뒤면과 가쪽면에 부착되어 있으며 앞·중간·뒤섬유로 구성된다(Flack et al., 2014; Hoffmann & Pfirrmann, 2012). 중둔근 전섬유가 고관절 내회전 작용에 관여한다. 대퇴근막장근은 일차적인 고관절의 외전 근육으로, 장골대퇴인대 외측다발(iliofemoral ligament lateral fasciculus), 장경인대(iliotibial band), 소둔근과 함께 외회전의 극단적인 운동을 제한하는 근육이다(Flack et al., 2014; Neumann, 2016). 장내전근과 치골근은 일차적인 고관절 내전 근육으로 고관절 내회전에 관여한다. 장내전근은 대퇴골 골간부의 전방 휘어짐 때문에 조선이 대퇴골 회전축의 전방을 지나가며 회전축의 전방을 지나가는 힘에 의해 근육이 내회전 토크를 유발하게 된다(Neumann, 2016). 반건양근과 반막양근은 내측슬괘근(medial hamstrings)으로 일차적인 고관절의 신전근이며 슬관절의 굴곡근 및 내회전근이기도 하다(그림 17).

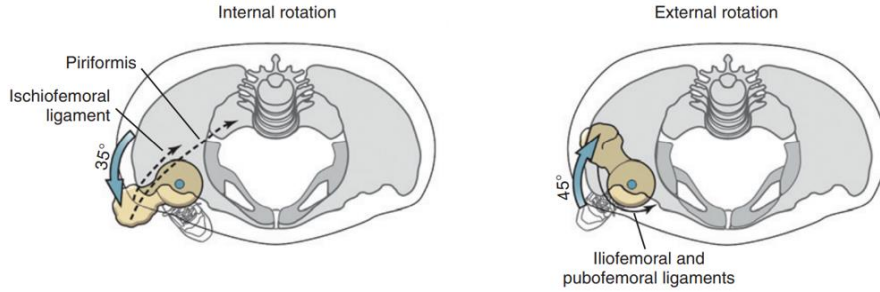


그림 15. 횡단면 상에서의 고관절 내회전
(Neumann, 2016)

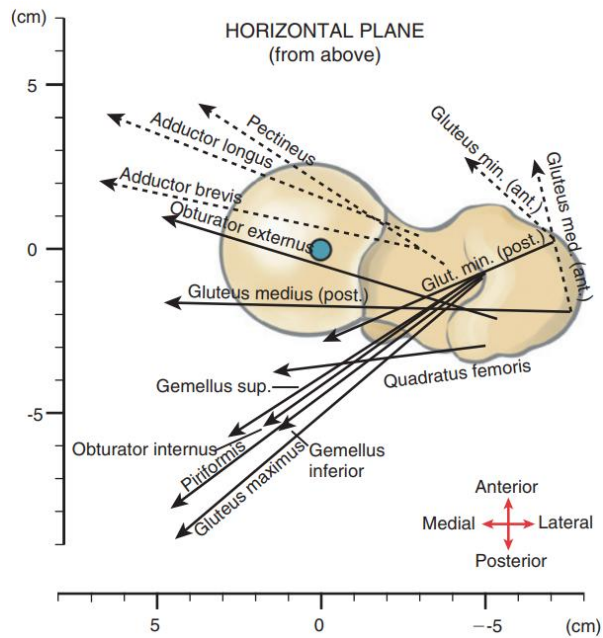
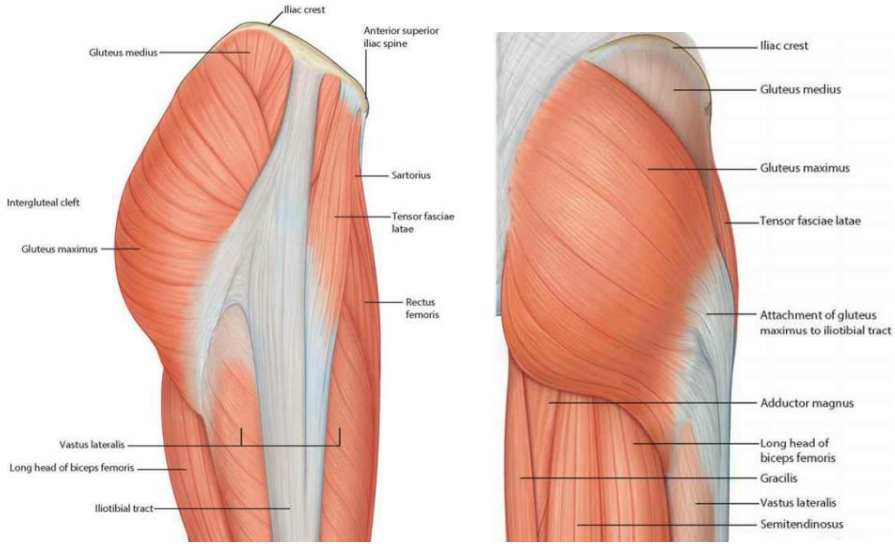
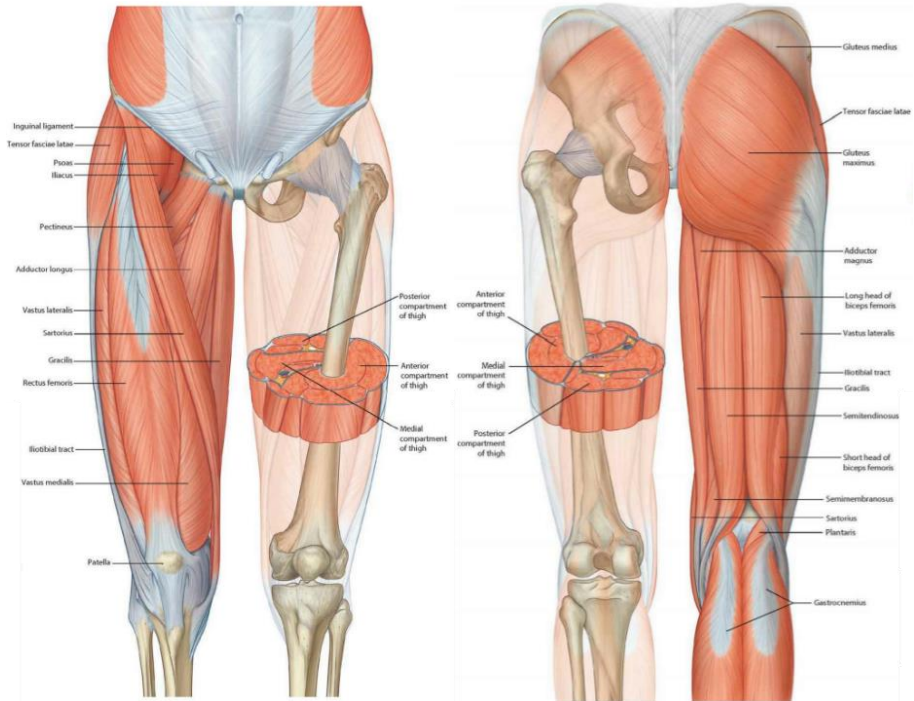


그림 16. 횡단면 상에서의 근육의 고관절 회전 작용
(Neumann, 2010)
(점선: 내회전, 실선: 외회전)



중둔근과 대퇴근막장근



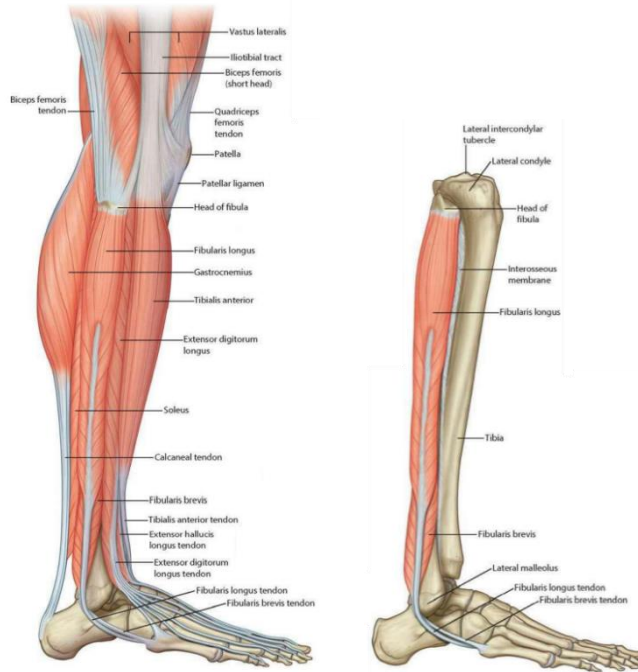
내전근(장내전근, 치골근) 내측슬픽근(반건양근, 반막양근)

그림 17. 고관절을 내회전시키는 넓다리 근육

(Drake et al, 2020)

넓다리 근육뿐만 아니라 장딴지에도 고관절 내회전에 관여하는 근육 작용이 존재한다. 비골근 즉, 장비골근(*fibularis longus*)과 단비골근(*fibularis brevis*)(그림 18)은 후족부의 외번 즉, 가쪽들림(*eversion*)에 관여함으로써 고관절 내회전을 유발한다(Neumann, 2016; Schamberger, 2002)(그림 19). 발이 지면과 접촉하고 있을 때 하지의 내회전은 거골하관절의 배열 때문에 후족부의 가쪽들림, 안쪽세로활의 내려감, 무릎에서의 밖굽이 스트레스와 역학적으로 연관된다. 장비골근과 단비골근은 일차적인 발의 가쪽들림 근육으로, 거골하관절의 가쪽들림에 대한 2cm 이상의 상당한 모멘트암을 가지고 있다(Klein, 1996). 보행주기를 살펴보면, 보행주기의 발뒤꿈치 접촉(*heel contact*) 시 거퇴관절(*talocrural joint*)은 족배굴곡에서 빠르게 족저굴곡되고 거골하관절은 약간 안쪽들림(*inversion*)에서 빠르게 가쪽들림으로 전환된다(Cornwall & McPoil, 1999) 따라서 0~30% 사이에 5~9° 범위로 후족부는 가쪽들림된다(Hunt & Smith, 2004; Tome et al., 2006). 이것은 발뒤꿈치 접촉 시 지면반발력(*GRF, ground reaction force*)은 거골(*talus*)의 머리를 횡단면에서는 안쪽으로 시상면에서는 아래쪽으로 밀어내고 동시에 종골의 중간 지점의 위쪽과 가쪽으로 지나가는 지면반발력에 대한 반응으로 종골이 약간 가쪽들림된다. 이 때, 종골이 지면과 접촉하고 있는 상태에서 거골하관절의 가쪽들림이 하지의 내회전을 유발한다. 입각기에 대퇴골 및 경골, 비골은 초기 발뒤꿈치 접촉 이후에 안쪽으로 회전한다(Reischl et al., 1999; Resende et al., 2015). 보행주기 약 15~20%에서 하지는 내회전에서 외회전으로 전환되고, 대퇴골에 이어 경골이 외회전되고 보행주기 약 30~35%에서 거골하관절은 가쪽들림에서 안쪽들림으로 전환된다. 발뒤꿈치가 들릴 때 강력하게 활성화된 장비골근과 후경골근(*tibialis posterior*)은 가로활과 안쪽세로활을 지지하는 기능적 걸이를 형성하여 서로 후족부 들림을 중화시킨다(Neumann, 2016).

이와 같이, 내족지 보행 교정용 컴프레션 레깅스형 보조기는 얇은 근육층을 중심으로 고관절 내회전을 일으키는 넓다리 및 장딴지 근육의 작용을 조절할 수 있어야 할 것으로 사료된다.



비골근(장비골근, 단비골근)

그림 18. 고관절을 내회전시키는 장딴지 근육
(Drake et al, 2020)

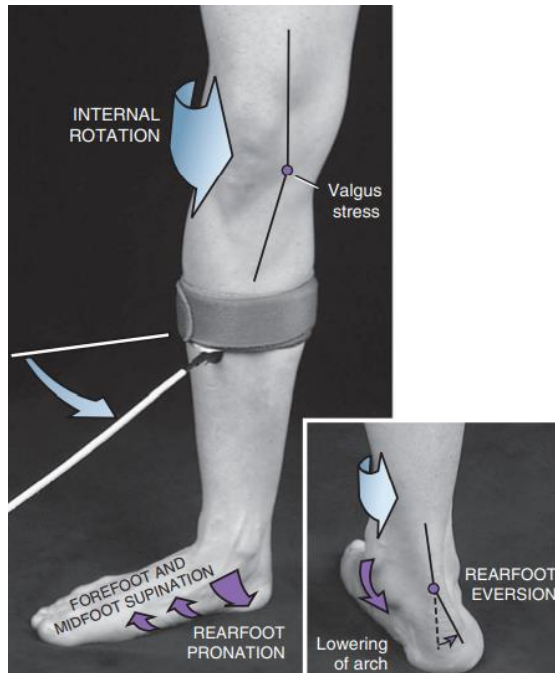


그림 19. 고관절 내회전과 관련된 후족부의 가쪽들림 작용
(Neumann, 2016)

2.3.2. 근육근막의 긴장 완화 원리

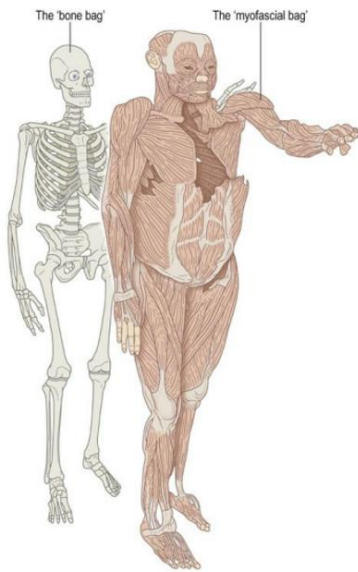
근육의 고관절 내회전 작용을 조절하기 위하여 본 연구에서 제안하는 지지패널 구조는 근육근막의 긴장 완화 원리로 설명할 수 있다.

(1) 역학적 부하에 의한 근육근막의 구축 과정

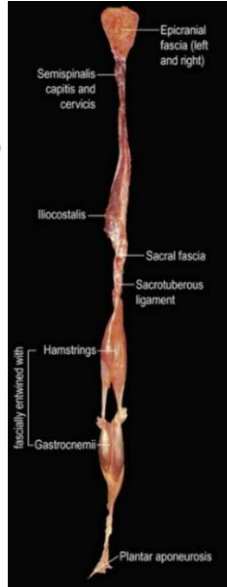
근막(fascia)은 근육을 지지하면서 외골격으로 싸고 있는 망으로 된 콜라겐 섬유기질을 많이 함유하고 있는 결합조직으로(Jones, 1944), 인체 전체를 덮은 근막계를 이루고 있으며 근육근막경선(myofascial meridian)을 따라 연결되어 있다(Myers, 2009)(그림 20). 근육근막(myofascia)은 근육조직과 이를 싸고 있는 근막조직을 함께 지칭하는 것으로 근육과 근막은 서로 한 덩어리를 이루어 분리될 수 없는 특성을 가지고 있다.

인체가 바르지 않은 정적 자세를 지속적으로 취하는 경우, 편심성(eccentric) 신장 고정과 동심성 단축 고정에 의한 뻣뻣함(tightness)이 발생한다(Friden et al., 1986). 장력 및 압력의 기계적 정보는 거대한 감각기관인 근막계를 가로질러 근육 안과 주변으로 전달된다. 근막의 섬유아세포(fibroblast)는 긴장에 반응하여 더 나은 연결을 만들기 위하여 근육 안과 주변에 콜라겐을 분비한다. 콜라겐은 세포외기질의 섬유형 단백질인 구조적 활성 물질로서 기계적 긴장 방향을 따라 정렬될 수 있다(Juhan, 1987). 근막은 자세 및 움직임에 의한 반복적인 역학적 부하에 대한 구축(contracture) 전략으로 섬유기질을 재형성한다(Kaariainen et al., 2000; de Witt & Venter, 2009)(그림 21).

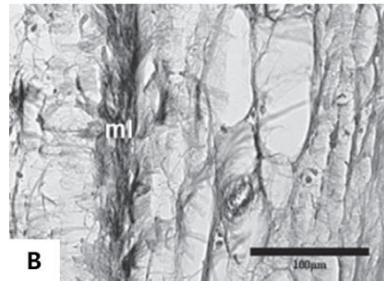
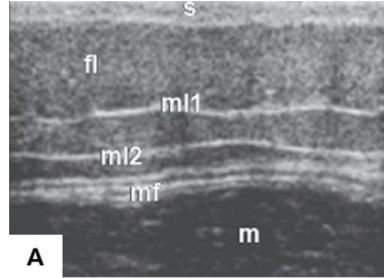
근막이 자발적인 수축(contraction) 능력이 있다는 사실은 1993년 요추 근막 연구에 의해 밝혀졌다(Yahia et al., 1993). 이러한 근막의 특성은 점탄성(viscoelasticity)에 의한 것이 아니라 근섬유아세포의 능동적인 수축에 의한 것으로 입증되었다(Schleip et al., 2012). 근막의 근섬유아세포(MFB, myofibroblast)는 섬유아세포의 중간 유형으로서 세포질(cytoplasm) 안에 수축할 수 있는 액틴(actin) 섬유를 포함하고 있다. 근섬유아세포는 역학적 부하에 반응하여 조직의 구조적 안정성에 영향을 미칠 수 있는 장기간에 걸쳐 지속적인 힘을 발휘할 수 있다(Grinnell, 1994; Tomasek et al., 2002). 역학적 부하에 대하여 근막이 긴장되고 경직되기까지는 15~30분 이상 걸리고 정상적인 상태로의 완전한 회복은 몇 시간이 걸린다(Schleip et al., 2010; Stecco et al., 2009). 이와 같이, 근막은 길이 변화를 유지하는 가소성(plasticity)을 가지고 있다(Myers, 2009; Schleip et al., 2005; Spina, 2002).



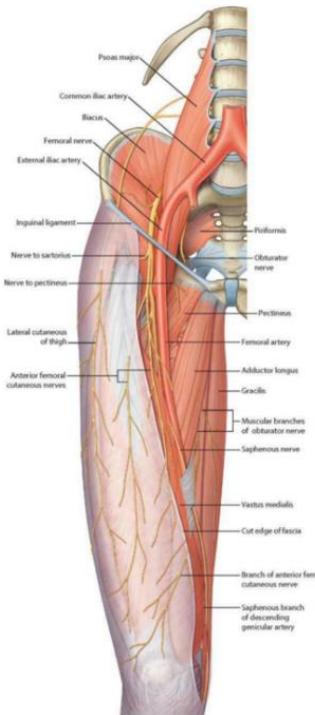
근육근막 외골격
(Myers, 2009)



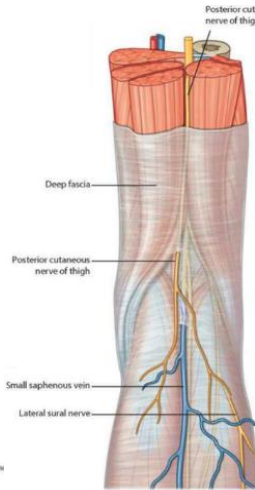
표면후방선 근육근막조직/앞넙다리의 얇은 근막층(ml)
(Myers, 2009)



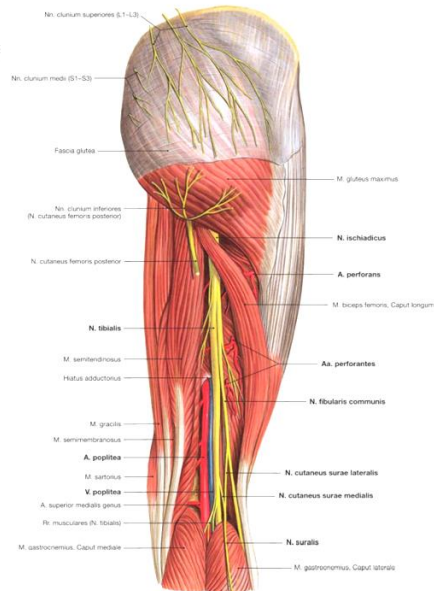
(fl, 지방층; s, 피부층; m, 근육층; ml, 근막층)



넙다리근막(fascia lata)
(Drake et al, 2020)

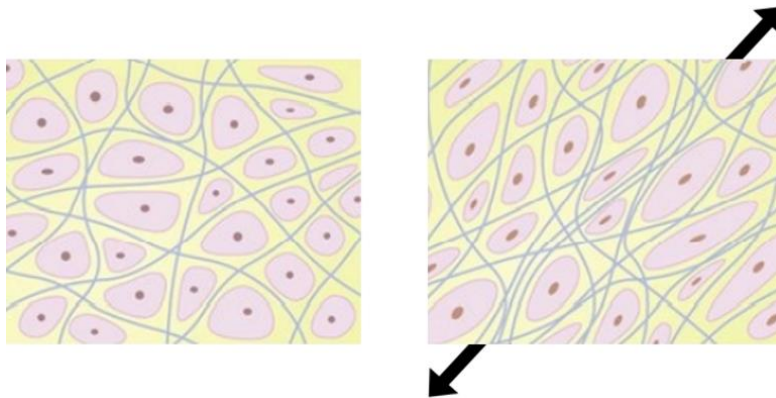


종아리근막(fascia cruris)
(Drake et al, 2020)



엉덩이근막(fascia glutea)
(Paulsen & Waschke, 2011)

그림 20. 근육근막의 구조



(a) 장력 부하 전

(b) 장력 부하 시

그림 21. 반복적인 역학적 부하에 따른 근막조직의 섬유기질 재형성 (Myer, 2009)

근섬유길이 생검 연구에 의하면, 근육의 단축 고정은 근섬유길이의 변화를 의미하지 않는다(Lieber & Fridén, 2002; Shortland et al., 2002). 경직된 측광근(vastus lateralis)의 콜라겐 생검 연구에 의하면, 경직된 근육에서 콜라겐 함량이 두드러지고 증가하고 경직 근육의 근내막이 콜라겐의 축적으로 인해 두꺼워지고 심한 경우에 근섬유가 생긴 섬유증 부위(fibrotic region)가 뚜렷하게 나타났다. 이러한 결과는 근막의 콜라겐 섬유기질이 근육의 경직 증가에 관여함을 시사한다(Booth et al., 2001). 특정 근육의 반복적인 움직임 패턴에 의해서도 근막은 두꺼워지고 짧아지는데(Findley et al., 2015), 근막이 둘러싸고 있는 근육이 더 많은 힘을 생성할 수 있도록 안정성과 압축을 제공한다. 하지만 근육근막을 스트레칭 등으로 균형있게 조절하지 않으면 특정 근육근막은 짧아지고 길항 근육근막은 길어지게 된다(de Witt & Venter, 2009). 특정 부위를 습관적으로 많이 사용하면 더 많은 긴장이 발생하며 이에 반응하여 섬유아세포는 새로운 콜라겐 섬유기질을 형성한다. 과다하게 사용되고 영양이 부족해진 근육은 기능 저하, 통증, 근력 약화를 보이며 대사산물의 독성이 증가하게 된다(Myers, 2009).

(2) 근육근막의 긴장 완화를 위한 중재법

근육근막의 구축에 의해 나타나는 문제들은 조직을 재정렬하고 생체역학적 견인을 조절함으로써 작용하는 긴장을 감소시키면 근막이 재흡수되고 근육의 기능이 회복될 수 있다(Myers, 2009). 이와 관련된 중재법으로 도수 치료나 운동 치료, 테이핑 기법이 다양하게 제안되어

왔다. Cook et al.(2012)은 요통에 도수 치료(manual therapy)를 적용하여 통증과 더불어 Oswestry 장애지수(ODI, Oswestry disability index)가 감소하였다고 보고하였다. Shim et al.(2017)은 만성 요통에 대하여 도수 치료와 운동 치료를 병행한 중재법으로 코어 근육이 강화되고 허리 근육 및 주변근의 장력 감소에 의해 척추기립근 및 둔근, 슬괵근, 비복근의 근길이가 신장되어 허리 유연성이 증가된다고 하였다. Perrey et al.(2008)는 근육근막을 신장시키는 뒤로 내리막을 걷는 편심성 보행 훈련의 효과가 72시간까지 지속된다고 하였다. Slupik et al.(2007)은 대퇴사두근(quadriceps muscle) 내측두에 Kinesio taping을 적용하여 24시간 후에 대퇴사두근의 근육활성도가 증가하고 테이프를 제거한 후에도 그 효과가 추가 48시간까지 지속한다고 하였다. Tsai et al.(2010)은 족저근막염(plantar fasciitis)에 대하여 Kinesio taping을 비복근과 족저근막(plantar fascia)에 1주일 동안 적용하여 통증이 감소하고 초음파로 측정된 삽입부(insertion) 족저근막 두께가 감소하였다고 보고하였다. 또한 기능적 근막 테이핑(Functional fascial taping)은 요통과 족부 신경압박증후군에 대하여 통증 완화와 기능 개선의 효과가 있는 것으로 나타났다(Chen et al., 2012; Spina et al., 2002).

살펴본 바와 같이, 근육근막의 긴장 완화 원리는 중재법에 의해 운동 중 반복적인 기계적 부하에 대한 반응으로 나타나는 근육근막의 긴장을 감소시키는 것을 말한다.

(3) 테이핑에 의한 근육 움직임 제한 기법

앞서 살펴본 중재법들이 근육근막을 직접적으로 신장시키고 이완시키는 기능에 중점을 둔다면, 본 연구에서 제안하는 지지패널 구조는 근육근막 긴장을 일으키는 단축 고정된 근육의 보행 중 동심성 수축 작용을 저감시키는 데 중점을 둔다는 점에서 차이가 있다. MacGregor et al.(2005)은 비탄성 테이핑 연구에서 피부에 특정 방향으로 가해진 장력은 근육 활동의 특정 변화를 유발한다고 하였다. 신장률이 주변보다 상대적으로 낮아 지지 작용을 부여하는 패널 또는 테이프가 근육 수축을 저감시킬 수 있는지를 알아보기 위하여 비탄성 테이핑과 탄성 테이핑의 원리를 면밀히 살펴볼 필요가 있다.

비탄성 테이핑(non-stretch adhesive taping)의 원리는 불활성 구조를 고정하여 비정상적인 관절이나 근육의 움직임을 제한하는 것으로 설명된다(Macdonald, 2010; Mostamand et al., 2010; Tobin & Robinson, 2000). McConnell taping은 슬개대퇴 통증 증후군(PFPS, patellofemoral pain

syndrome)에 대하여 스포츠 테이프로 비정상적인 위치의 슬개골을 당겨 고정함으로써 슬개대퇴관절의 배열 교정과 통증 완화 효과가 있다고 보고되었다(Aminaka & Gribble, 2008; Callaghan, 2008; Mostamand et al., 2010). Alexander et al.(2003; 2008)은 승모근과 내측비복근에 대하여 스포츠 테이프를 근육 길이의 횡방향과 종방향으로 배치하는 방식을 비교하여 종방향 배치에서만 운동신경 흥분성 지표인 H-반사(Hoffma reflex)가 감소하였다고 보고하였다. 근육 길이 방향을 따라 적용된 비탄성 테이핑의 이러한 근육 제한 결과가 근방추(muscle spindle) 부하 및 긴장 방출 감소의 가설에 일치한다고 분석하였다.

탄성 테이핑(stretch adhesive taping)은 Kinesio taping으로 대표된다. Kenzo Kase의 Kinesio taping 원리는 기계적 진동(mechanical recoiling), 근막 고정(fascia holding), 공간 부여(space lifting), 인대·힘줄 압박(ligament/tendon pressure), 기능 조절(functional spring), 림프 통로(lymphatic channeling) 측면으로 설명된다(Kase et al., 2003). 즉, Kinesio taping은 테이프를 당겨 부착 방향과 신장 정도에 따라 피부 주름(skin convolution)을 만들어 피부와 근막 간에 공간을 부여할 수 있으며 근막을 고정하거나 인대 및 힘줄을 압박하거나 관절 및 근육 움직임을 조절할 수 있다. 이 중 기능적 교정(functional correction, spring) 기법은 동적 움직임을 제한하거나 촉진하여 움직임을 정상화하는 것을 말하는 것으로 테이프를 50~100% 늘려 부착한다(Kase et al., 2003). 테이프를 신장하여 부착하는 방향은 두 가지로 첫째, 근육 기시부(origin)에서 삽입부(insertion)까지 근육 수축 방향으로의 부착은 손상된 근육의 수축을 촉진한다(González-Iglesias et al., 2009; Murray, 2000; Tsai et al., 2010). 둘째, 근육 삽입부에서 기시부까지 근육 수축의 반대 방향으로의 부착은 압박 및 지지를 통해 과도한 긴장을 부여하는 근육 움직임을 제한한다(Chang et al., 2015; Kim & Lee, 2013; Macdonald, 2010). Akbaş et al.(2011)는 슬개대퇴 통증 증후군에 대하여 내측광근(vastus medialis obliquus)의 수축을 촉진시키고 장경인대 및 대퇴근막장근, 외측광근(vastus lateralis), 슬괵근을 제한하도록 적용한 Kinesio taping이 통증 및 기능, 유연성을 개선시켰지만 슬개대퇴관절의 배열을 변화시키지 못하였다고 하였다. 이 점과 관련하여, Chang et al.(2015)은 탄성 테이핑이 관절 배열을 변화시키지 못한 이유로 부착 시 당기는 정도 즉, 장력 부여가 충분하지 못한 점을 제기하였다. Martínez-Gramage et al.(2016)은 72시간 동안 외측비복근(lateral gastrocnemius)에 15~25% 늘려 삽입부에서 기시부로 부착한 Kinesio taping이 트래드밀 보행 중

외측비복근의 동심성 수축의 활성화 시간을 감소시킨다고 보고하였다. 이러한 결과는 탄성 테이프의 기능적 교정 기법이 동심성 수축을 저감시킬 수 있음을 보여주고 있다(그림 22).



족저근막염 치료/급성 편타성 부상 치료/슬개대퇴 통증 증후군 치료/외측비복근 제한 (Tsay et al., 2010)(González-Iglesias et al., 2009)(Akbaş et al., 2011)(Martínez-Gramage et al., 2016)

그림 22. 탄성 테이핑의 기능적 교정 기법

선행 연구를 살펴볼 때, 테이핑 중재법은 인체에 작용하는 근본적인 메커니즘의 규명이 부족한 것으로 파악된다(González-Iglesias et al., 2009). 키네시오 테이프의 신장률이 피부를 모방한 30~40%라는 정보만이 많은 연구에서 공통적으로 인용되고 있으나(Lim et al., 2013; Martínez-Gramage et al., 2016; Murray, 2000), 물성 테스트를 진행한 연구는 없으며, 강한 장력을 적용하는 기법에서는 100% 신장 가능한 것으로 나타나고 있다(Kase et al., 2003). 탄성 테이핑의 효과가 부착 방향이나 신장 여부, 신장 정도에 따라 다를 수 있음에도 불구하고 기법 운용의 정량적 제시가 부족한 것으로 파악된다.

살펴본 바와 같이, 근육 수축을 비롯한 움직임 제한은 비탄성 및 탄성 테이핑에서 주요하게 사용되는 원리로 파악된다. 탄성 테이핑은 동적 움직임을 허용하는 이점이 있으나 비탄성 테이핑의 관절 배열 교정 효과를 탄성 테이핑으로 구현하려면 신장하여 부착할 때 압박 및 지지를 강화할 수 있는 장력 부여가 중요한 초점임을 확인할 수 있었다. 따라서 관절 배열과 관련된 교정 기능을 구현하려면 완성 의복에 장착되는 탄성소재의 지지패널 구조는 주변보다 낮은 신장률을 가져야 하며 압박 및 지지 작용을 제공할 수 있어야 한다는 조건이 도출된다. 추가적으로 테이핑 기법은 접착으로 고정하므로 탈부착에 따른 피부 문제를 야기할 수 있으며 일반인인 사용자가 테이프 당김을 조절하여 움직임 촉진 또는 제한 기법을 구분하여 적용하는 것은 어려운 것으로 사료된다. 따라서

지지패널을 완성 의복에 장착한 착용형 보조기의 제안은 사용자의 편의성을 높이는 의미를 지닌다.

반복되는 역학적 부하에 반응하는 근육근막의 구축 과정은 내족지 보행 증상에서도 나타난다. 내족지 보행을 보이는 성인은 어린 시절부터 지속적인 견인이 작용하여 고관절 내회전과 관련된 근육근막의 긴장이 증가되어 있고 내회전 근육은 단축 고정되어 있으며 외회전 근육은 상대적으로 신장되어 있어 약화되어 있다. 보행 중 고관절 내회전 근육의 동심성 수축이 증가되어 있는 근육근막의 구축 상태이다. Myers(2009)가 제시한 근육근막 조직을 재정렬하고 생체역학적 견인을 조절하는 방안의 하나로서, 비탄성 및 탄성 테이핑에서 착안된 움직임 제한 기법이 내족지 보행의 교정에도 적용될 수 있다고 사료된다.

3. 연구 방법

본 연구의 방법은 크게 컴프레션 레깅스형 보조기를 설계하고 내측지 보행 교정 효과를 평가하는 절차로 이루어진다. 컴프레션 레깅스형 보조기를 설계하는 과정은 대표 형상 추출, 대응 측정 레깅스 원형 제도, 점진적 신장률 적용비율 설정에 의한 패턴 축소, 지지패널 구조 설계, 프로토타입 제작으로 이루어진다. 개발 컴프레션 레깅스형 보조기의 내측지 보행 교정 효과를 평가하는 과정은 참여자 신체 조건 및 증상, 착용 조건 조사, 개발 보조기의 기능적 효과 평가, 사용자 평가, 통계 분석으로 이루어진다. 본 연구의 흐름도는 그림 23과 같다.

컴프레션 레깅스형 보조기 설계

대표 형상 추출

3차원 자동 측정 데이터 수집 → 정규성 검정 이상값 제외 → 평균 측면 바른체형 대표 형상 추출

대응 측정(C-MTM) 레깅스원형 제도

가로·세로기준선 설정에 의한 그리드 생성 → 그리드에 의해 분할되는 체표길이 측정 → 체표길이 측정치 패턴화

점진적 신장률 적용비율(GAR) 설정에 의한 패턴 축소

- 바닥 소재 선정 및 소재의 유효신장률 제시
- 1차 프로토타입의 수정 및 보완을 통한 점진적 적용비율 설정에 의한 패턴 축소

지지패널(SP) 구조 설계

- 지지패널용 소재 선정 및 소재의 유효신장률 제시
- 내족지 보행 교정을 위한 지지패널 구조 설계

프로토타입 제작

- FCL: 고정된 적용비율로 패턴 축소된 컴프레션 레깅스형 보조기
- GCL: 점진적 적용비율로 패턴 축소된 컴프레션 레깅스형 보조기

개발 보조기의 내족지 보행 교정 효과 평가

참여자의 신체 조건 및 증상, 착용 조건 조사

- 보행 실태 조사 인터뷰
- 신체 조건 측정: 인체치수, 체성분, 하지염전각
- 2종 실험복 조건(FCL, GCL) 의복압 부여 조건 측정

개발 보조기의 기능적 효과 평가

- 3종 실험복 조건(CON, FCL, GCL) 트래드밀 보행 훈련 : 족부진행각, 하지관절각도, 피부혈류량

개발 보조기의 사용자 평가

- 컴프레션 레깅스형 보조기용 사용자 평가 설문지 개발
- 3종 실험복 조건 사용자 평가 인터뷰: 인지 강도, 사용성, 수용도

통계 분석

- 데이터의 정규성 검정
- 참여자의 신체 조건 및 내족지 보행 증상, 의복압 부여 조건 분석
- 실험복 조건 간의 기능적 효과 차이 분석
- 실험복 조건 간의 사용자 평가 결과 차이 분석

내족지 보행 교정을 위한 컴프레션 레깅스형 보조기의 설계 방법론 제안

그림 23. 연구 흐름도

3.1. 보조기 설계 방법

컴프레션 레깅스형 보조기 설계법을 제안하기 위한 과정을 수립하고 개발 보조기의 유효성을 검증하기 위하여 보조기 프로토타입을 설계 및 제작하였다.

3.1.1. 대표 형상 추출

컴프레션 레깅스형 보조기 설계의 첫 번째 단계는 스캔을 통해 사용자의 3차원 인체 형상을 얻는 것이다. 본 연구에서는 검증을 위한 실험에서 평균적인 사이즈 호칭에 해당하는 제품화된 프로토타입을 참여자들이 착용하는 것을 의도하였다. 따라서 프로토타입을 제작하기 위하여 이미 스캔된 광범위 데이터 베이스로부터 대표 형상을 추출하였다. 제6차 한국인 인체치수 3차원형상 측정조사사업(Korean Agency for Technology and Standards, 2010, 이하 6차 사이즈 코리아)의 20대 여성 208명의 3차원 인체 자동 측정 데이터를 수집하여 왜도 및 첨도를 기준으로(KATS, 2010; Lei & Lomax, 2005) 데이터의 정규성을 검정하였다. 표준점수 z 절대값이 3을 초과하는 이상값을 제외시켜(Han et al., 2011) 왜도 및 첨도의 절대값이 1 이하로 정규성을 띄는 것으로 확인된(Lei & Lomax, 2005) 196명의 데이터를 도출하였다. 196명의 데이터를 기술통계 분석하여 20대 여성 인체치수의 평균 및 표준편차를 도출하였다.

대표 형상의 선정 기준은 20대 여성 평균 인체치수에 최대한 근접하는 측면 바른체형인 형상이다. 측면 바른체형은 귀구슬점에서 수직으로 내려간 기준선이 어깨점과 배두께이등분점과 고관절의 중심을 지나 발길을 이등분하는 체형을 의미한다(Nam, 1991). 196명 데이터의 표준점수 z 값을 조사하여 둘레 및 높이, 몸무게, 체질량지수 항목에서 표준점수 z 절대값이 1 이하, 가능한 경우 0.5 이하이며 정면에서 대칭적이며 측면 바른 체형인 대표 형상을 추출하였다.

3.1.2. 대응 측정 레깅스 원형 제도

두 번째 단계로, 본 연구에서 제안된 대응 측정 레깅스 원형 제도법(corresponding measure-to-made(C-MTM) method for leggings block pattern)에 의해 레깅스 원형을 제도하였다(특허출원번호: 10-2022-0014659, ‘대응 측정에 의한 맞춤 레깅스 패턴 설계 방법’). 대응 측정에 의한 레깅스 원형 제도법의 원리는 길이 및 호로 이루어진 세부 체표길이 측정치를 패턴에 대응하여 그대로 반영하는 것이다. 즉, 3차원 인체 형상 측정만으로 레깅스 원형을 바로 구현하는 것이다.

이러한 원리의 근거는 레깅스에서 일반적인 옆솔기선이 없는 패턴(Armstrong, 2010; Choi et al., 2010; Jaffe, & Relis, 2005; Kim & Lee, 2009; Richardson, 2008)에서 형태 요소를 생략하고 치수 요소만으로 레깅스 설계가 충분히 가능하기 때문이다. 레깅스는 옆선뿐만 아니라 앞중심선을 수직 골선으로 진행할 수 있으므로(Armstrong, 2010) 뒤중심선 각도 및 뒤중심선 위치는 생략 가능한 설계 요소이다. 밑위길이는 키나 다리길이와 무관하며 엉덩이둘레와도 낮은 상관($r=0.217$)을 가지는 독립적으로 설정되어야 하는 항목이며(Cho, 1982), 뒤중심선길이는 팬츠 원형에서 뒤살길이 대비 5%의 여유분을 부여하면 외관 및 동작 적합성이 충족되는 것으로 나타나고 있다(Park & Lim, 1994; Ziegert & Keil, 1988). 기존 제도법에서 앞판과 뒤판을 옆선에서 합치면서 곡선화되는 앞·뒤중심선의 곡률에 관한 기준은 없으며 하지부 둘레 측정치는 거의 사용하지 않고 있다. 하지만 컴프레션 기능을 위하여 압박 수준을 조절하기 위해서는 하반신의 근위부뿐만 아니라 하지부 둘레를 포함하여 인체치수를 반영하는 것이 필요하다. 이러한 취지에서 본 연구에서는 기존의 옆솔기선이 없는 레깅스 패턴 제도법을 보완하여 대응 측정에 의한 레깅스 원형 제도법을 고안하였다.

대응 측정에 기반하는 제도법을 제안하는 이유는 아동이나 장애인에게도 적용할 수 있는 맞춤 컴프레션 레깅스형 보조기의 설계 방법론을 구축하기 위해서이다. 착용형 보조기는 맞춤 제작이 일반적인 가운데(Chen et al., 2016) 특히 컴프레션 레깅스형 보조기는 압박 요인 조절을 위해 맞춤 제작은 필수적이다. 체형 유형을 판정하지 않고 맞춤 설계를 모색한 이유는 통계적으로 도출된 정형화된 체형 유형이 장애에 따라 달라지는 체형의 다양성(Park & Chang, 2005)을 완전히 포괄할 수 없기 때문이다. 1회의 3차원 인체 스캔만으로 보조기의 맞춤 제작이

실현된다면 사용자 편의성을 높이는 의미가 있을 것이다.

대응 측정 레깅스 원형 제도의 순서는 인체 형상에 가로 및 세로 기준선으로 된 그리드를 생성하고 그리드에 의해 분할되는 체표길이를 측정하여 체표길이 측정치를 패턴화하는 것이다

(1) 가로 및 세로 기준선 설정에 의한 그리드 생성

제안하는 대응 측정 레깅스 원형 제도법에 따라 인체 형상에 10개의 가로 기준선 및 4개의 세로 기준선의 정의 및 항목을 설정하였으며 역설계 소프트웨어(Geomagic design X, 3D systems, Inc., USA)를 이용하여 가로 및 세로 기준선에 의한 그리드를 생성하였다(부록 2-2, c). 가로 및 세로 기준선의 설정은 맞춤 팬츠 설계, 컴프레션 레깅스 및 스타킹에 관한 의복압 측정에 관한 표준 및 연구(CEN/TR 15831, 2009; Kim & Lee, 2019; Oner et al., 2017; Yoon & Nam, 2016)를 참고하였으며, 기준선의 정의는 ISO 8559-1(2017) 및 KS K ISO 8559-1(2017), 인체측정 표준 용어집(KATS, 2004)의 기준점 및 기준수준, 측정 항목에 근거하였다.

(2) 그리드에 의해 분할되는 체표길이 측정

그리드에 의해 분할되는 체표길이를 측정하였다(부록 2-2). ISO 8559-1(2017) 및 인체측정 표준 용어집(KATS, 2004)에 근거하여 21개의 호와 22개의 길이 항목 및 정의를 설정하였으며 역설계 소프트웨어를 이용하여 3차원 측정하였다.

(3) 체표길이 측정치의 패턴화

패턴 CAD 소프트웨어(Apparelbase Pattern CAD, YOUTH HITECH, Republic of Korea)를 이용하여 체표길이 측정치를 패턴화하여 레깅스 원형을 제도하였다. 체표길이 측정치 패턴화의 원리는 수직선을 기준으로 가로선을 회전하여 체표길이 측정치를 길이 맞춤함으로써 외곽선을 곡선화하는 것이다.

3.1.3. 신장률 적용비율 설정에 의한 패턴 축소

세 번째 단계로, 컴프레셔 레깅스형 보조기 프로토타입을 제작하기 위한 바닥 소재를 선정하여 소재의 유효신장률을 제시하고, 1차 프로토타입의 수정 및 보완 작업을 거쳐 컴프레션을 부여하기 위하여 제안된 점진적 신장률 적용비율 축소법에 따라 패턴을 축소하였다.

(1) 바닥 소재 선정

컴프레션 레깅스를 제작하기 위한 바닥 소재로, 컴프레션 레깅스 제품에 흔하게 사용되는 크레오라(creora®, HYOSUNG, Republic of Korea) 탄성사를 함유한 양면 저지(double jersey) 소재(polyester/polyurethane =74/26%)를 선정하였다. 본 소재는 선행 컴프레션 레깅스 개발 연구(Seoul National University, 2020)에서 컴프레션 레깅스 제품 조사를 거쳐 혼용률 및 조직, 두께, 신장률, 촉감을 고려하여 선정한 것으로서 컴프레션 레깅스용 소재이다. 온도 20.0°, 상대습도 65.0%의 환경 조건(ISO 139, 2005)에서 측정된 정속인장(ISO 6892-1, 2019)에 의한 바닥 소재의 유효신장률은 코스(course) 방향 168.35%, 웨일(wale) 방향 117.00%이었다(표 3).

표 3. 바닥 소재의 물성

항목	혼용률 (%)	조직	두께 (mm)	무게 (g/m ²)	350N/m 시	175N/m 시	인장강도 (N/mm ²) ^c	신도 (%) ^c
					유효신장률 (%) ^a	신장률 (%) ^b		
바닥 소재	Polyester 74 Polyurethane 26	횡편	0.59	256	- Course: 168.35	- Course: 127.21	- Course: 8.96	- Course: 290.94
		양면 저지			- Wale: 117.00	- Wale: 93.07	- Wale: 9.93	- Wale: 221.35

a ASTM D2594-04(2016)에서 규정한 밀착된 맞음새의 중간 지지 조건

b ASTM D2594-04(2016)에서 규정한 여유 있는 맞음새의 편안한 신축성 조건

c ISO 6892-1(2019)에서 규정하는 정속인장법(CRE)으로 측정됨

(2) 1차 프로토타입 수정 및 보완을 통한 적용비율 설정에 의한 패턴 축소
점진적 적용비율 설정에 의한 패턴 축소법을 구체화하기 위하여 지지패널 구조를 넓다리에 배치하여 1차 컴프레션 레깅스형 보조기 프로토타입 CL-01을 제작하였다(부록 3-2). 대응 측정 레깅스 원형 제도법에 의한 설계에 앞서, Armstrong(2010)의 패턴 제도법으로 레깅스 원형을 제도하고 6차 사이즈 코리아(KATS, 2010)의 20대 여성 평균

인체치수(표 11)에 점진적 적용비율을 설정하여 패턴 축소하였다. 정상 범위 족부 진행각을 가진 20대 여성 10명을 대상으로, 지지패널이 있는 컴프레션 레깅스 CL-01과 동일한 패턴이지만 지지패널이 없는 비교용 레깅스 NL-01을 착용하도록 하여 지지패널 유무에 따른 내족지 보행 교정 효과를 평가하는 보행 실험을 진행하였다(부록 3-2, d). 지지패널 유무에 따른 내족지 보행 교정 효과의 차이를 알아보는 통계 분석을 진행하였다. 또한 참여자 c와 참여자 d를 대상으로 1차 프로토타입 CL-01에 대하여 정성적 착의 평가를 실시하여 2차 프로토타입 GCL(compression leggings with graduated application rate)의 설계를 위한 점진적 적용비율 및 패턴치수를 제안하였다(부록 3-2, g).

이러한 과정을 통해 본 연구에서는 Ziegert and Keil(1988)의 고정된 적용비율에 의한 밀착의복 패턴 축소법을 수정하여 컴프레션 레깅스 설계를 위한 점진적 신장률 적용비율(GAR, graduated application rate) 축소법을 제안하였다. 점진적 적용비율 설정법의 원리는 점진적 컴프레션을 제공하기 위하여 엉덩이위로부터 장딴지까지의 범위에 대하여 신장률 적용비율을 원위부로 갈수록 점진적으로 높게 설정하는 것이다. 점진적 적용비율 축소법의 유효성을 검증하기 위하여, 고정된 신장률 적용비율(FAR, fixed application rate)로 축소된 FCL(compression leggings with fixed application rate)을 비교용으로 함께 제작하였다.

3.1.4. 지지패널 구조 설계

네 번째 단계로, 지지패널용 소재를 선정하여 유효신장률을 제시하고, 내측지 보행을 교정하기 위하여 압박 및 지지 작용을 통해 조절할 근육의 위치를 고려하여 지지패널 구조를 제안하여 패턴에 설계하였다. FCL과 GCL은 동일한 지지패널 구조를 가지도록 설계하였다.

(1) 지지패널용 소재 선정

지지패널용으로 선정된 소재는 파워넷(power-net) 소재(nylon/polyurethane=80/20%)으로, 바닥 소재와 두께가 유사하며 컴프레션 레깅스의 지지용으로 흔하게 사용되는 소재이며 웨일방향 신장률이 바닥 소재보다 낮기 때문에 선정하였다(표 4). 부록 3-1에서 살펴본 바와 같이, 컴프레션 레깅스 실제 착용 시 인장력은 ASTM D2594-04(2016)에 근거하여 175~350N/m의 범위에 있을 것으로 예상된다. 파워넷 소재 유효신장률은 바닥 소재의 0.882(코스방향)와 0.837(웨일방향) 수준이었으며 175N/m의 인장력 수준(ASTM D2594-04, 2016)에서의 파워넷 소재 신장률은 바닥 소재의 0.769(코스방향)와 0.633(웨일방향) 수준이었다. 파워넷 소재를 식서방향 즉, 웨일방향으로 배치할 때, 실제 착용 인장력 수준에서의 파워넷 소재의 신장률은 바닥 소재의 0.633~0.837 범위로 현저히 낮을 것으로 예상된다. 따라서 파워넷 소재는 실제 착용 상황에서 압박 및 지지 작용이 바닥 소재에 비하여 상대적으로 큰 소재이다.

표 4. 지지패널용 소재의 물성

항목	혼용률 (%)	조직	두께 (mm)	무게 (g/m ²)	350N/m 시 유효신장률 (%) ^a	175N/m 시 신장률 (%) ^b	인장강도 (N/mm ²) ^c	신도 (%) ^c
바닥 소재	80	형편 파워넷	0.59	304	- Course:	- Course:	- Course:	- Course:
					148.54	97.88	9.92	286.14
					- Wale:	- Wale:	- Wale:	- Wale:
					97.97	58.88	10.14	239.47

a ASTM D2594-04(2016)에서 규정한 밀착된 맞음새의 중간 지지 조건

b ASTM D2594-04(2016)에서 규정한 여유 있는 맞음새의 편안한 신축성 조건

c ISO 6892-1(2019)에서 규정하는 정속인장법(CRE)으로 측정됨

(2) 내족지 보행 교정을 위한 지지패널 구조 설계

내족지 보행을 교정하기 위한 지지패널(SP, support panel) 구조를 설계하였다(특허출원번호: 10-2021-015133, ‘내족지 보행 교정용 컴프레션 팬츠’). 제안하는 지지패널 구조의 원리는, 고관절 내회전을 담당하는 근육근막에 집중적으로 부여되어 온 생체역학적 견인력을 조절하며 횡단면 상에서 하지가 내회전되는 동적 정렬을 교정하기 위하여 근육근막의 긴장을 증가시키는 고관절 내회전 근육의 동심성 수축 작용을 저감시키는 것이다. 원리는 근육근막 조직의 재정렬과 생체역학적 견인의 조절에 관한 이론 및 방법 연구(Myers, 2009; Schleip et al., 2005; Spina et al., 2002; Zajt-Kwiatkowska, 2007)와 비탄성 및 탄성 테이핑 적용에 의한 근육 움직임 제한의 중재법 연구(Akbaş et al., 2011; Kase et al., 2003; Martínez-Gramage et al., 2016; Mcconell, 1986)에 근거한다.

3.1.5. 프로토타입 제작

개발 레깅스형 보조기를 검증하기 위하여 2종의 컴프레션 레깅스형 보조기 프로토타입을 제작하였다. 2종의 레깅스는 대응 측정 레깅스 원형 제도법에 의해 동일한 레깅스 원형을 공유하고 FCL(compression leggings with fixed application rate)는 고정된 적용비율로 패턴 축소된 컴프레션 레깅스이며 GCL(compression leggings with graduated application rate)는 점진적 적용비율 설정법에 의해 패턴 축소된 컴프레션 레깅스이다. FCL는 고정된 비율로 패턴 축소되었으므로 근위부 패턴 폭이 GCL보다 작으며 넓다리 및 장판지의 패턴 폭이 GCL보다 크다(그림 24). FCL과 GCL는 소재 및 디자인이 동일하며, 바닥 소재로 양면 지지 소재를 사용하고 외측허리 및 내측넓다리, 외측장판지 부위에 파워넷 소재로 된 지지패널이 패치되어 있다. 지지패널의 부착을 비롯한 솔기선은 6mm 폭 4 needle 6 thread coverstitch(ISO 4915, No. 607)로 봉제하였으며, 허리 안단 및 팬츠 부리단은 3mm 폭 2 needle bottom coverstitch(ISO 4915 No. 406)로 봉제하였다(ISO 4915, 1991). 사용자의 착용 위치 변동에 따라 압박 수준과 지지패널의 위치가 달라져 기능에 영향을 미칠 수 있으므로 착용 위치의 변동 가능성을 최소화하기 위하여 착용하는 기준 지점을 선정하여 배색 바텍을 처리하였다(그림 25). 지점은 양측의 허리밴드선 옆, 엉덩이돌출수준 옆, 무릎수준 옆, 무릎수준 안, 종아리아래 옆 총 10개로(그림 49), 사용자의 인체 부위 지점에 바텍 위치를 맞추어 착용하는 것은 교정 기능을 보장하기 위한 중요한 착용 안내 사항이다.

제작된 FCL과 GCL 결과물은 3.2.2. 실험복 조건 그림 26에 제시되었다.

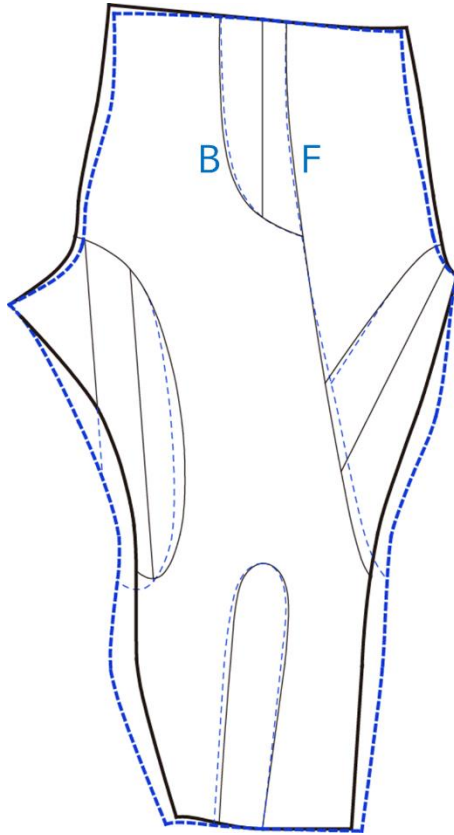


그림 24. 프로토타입 간의 패턴 차이
(파란색 점선: FCL, 검은색 실선: GCL)



그림 25. 착용 지점의 기준이 되는 배색 바텍

3.2. 개발 보조기 평가 방법

개발 보조기를 검증하기 위하여 참여자의 신체 조건 및 내족지 보행 증상, 의복압 부여 조건을 조사하고, 보행 실험을 통한 기능적 효과 평가와 사용자 평가를 진행하였다. 독립 변인은 참여자의 인체치수, 적용비율에 따른 의복압 분포, 인지 강도이며 종속 변인은 족부 진행각, 하지 관절 각도, 피부 혈류량, 사용성 및 수용도이다.

3.2.1. 연구 참여자

본 연구의 참여자는 총 8명으로 내족지 보행 증상을 보이는 하지인 이환하지(affected leg)의 수는 11하지이며 참여자의 조건은 다음과 같다. 첫째, 만 20~29세의 성인 여성이다. 여성을 선정한 이유는 고관절 및 대퇴골을 원인으로 하는 내족지 보행이 여성에게 더 자주 발생하기 때문이다(Ryan, 2001). 또한 인체에 잘 맞는 레깅스의 제작을 위해서는 체형 특성이 다른 남녀를 구분하여 설계할 필요가 있다. 여성은 컴프레션 의복의 의복압 생성에 직접적으로 영향을 미치는 요인인 체지방 수준이 남성보다 높고(Allsop, 2012; Sawada, 1993) 정상 범위 기준이 다르기 때문에(Lee & Niteman, 1998; Lohman, 1992) 성별을 구분하여 컴프레션 레깅스형 보조기의 효과를 검증할 필요가 있다. 20대 여성은 타이트형 팬츠를 가장 적극적으로 착용하는 소비자층으로서(Lee, 2013; Lee & Do, 2012), 레깅스 착용 평가에서 민감하게 평가를 내릴 수 있는 대상으로 판단되어 선정하였다. 둘째, 의복 사이즈 호칭에 관한 표준(ISO 8559-2, 2017; KS K 0051, 2019)의 팬츠 및 레깅스의 기준 항목인 허리둘레, 엉덩이둘레, 키, 다리안쪽높이는 제6차 한국인 인체치수 3차원형상 측정조사사업(이하 6차 사이즈 코리아)(KATS, 2010)의 20대 여성 인체치수 평균에 해당한다(표 5). 셋째, 양측 또는 편측 족부 진행각이 -1° 미만으로 내족지 보행 양상(Menz et al., 2004)을 보인다. 근골격계 수술을 받은 경험이 있는 경우, 근골격계 질환과 관련된 약물 또는 근골격계 기능에 영향을 주는 약물을 6개월 내(Chung et al., 2013)로 복용하거나 투여한 경우, 임신부나 기타 약물 중독자를 대상에서 제외하였다. 본 연구는 계획 단계에서 서울대학교 연구윤리위원회의 승인을 받았으며(IRB No. 2104/004-038) 모든 연구 참여자는 정보 동의 하에 실험에 자발적으로 참여하였다

표 5. 연구 참여자와 6차 사이즈 코리아의 인체치수

항목	본 연구의 참여자(N=8)		6차 사이즈 코리아 20대 여성(N=196)	
	Mean	SD	Mean	SD
나이(years)	25.7	2.9	24.3	3.0
허리둘레(mm)	692.6	42.3	684	52
엉덩이둘레(mm)	925.4	29.3	914	43
키(mm)	1604.8	27.3	1601	51
다리안쪽높이(mm)	698.1	13.1	701	33

3.2.2. 실험복 조건

검증 실험을 위한 실험복 조건은 2종의 컴프레션 레깅스형 보조기 프로토타입에 대조군 CON을 추가하여 총 3종이다(그림 26). 실험에 사용된 2종의 프로토타입(FCL, GCL)은 적용비율의 패턴 운용에만 차이가 있는 컴프레션 레깅스형 보조기이며, CON은 움직임에 대한 제한 및 압박 요소가 전혀 없는 느슨한 반바지 형태로(Rugg & Sternlicht, 2013), 참여자들의 본래 보행을 확인하고 개발 보조기의 보행 교정 효과를 검증하기 위한 대조군으로 선정하였다.

공통적으로 착용하는 상의는 운동용 크루넥 반팔 티셔츠(polyester/polyurethane=91/9%)로, 젓가슴둘레 기준 사이즈 호칭 85(S), 90(M), 95(L) 중에서 참여자가 불편함 없이 잘 맞는다고 판단하는 사이즈를 선택하여 착용하였다. 평소 보행 양상을 도출하기 위하여 참여자가 평소에 착용하는 본인의 조깅용 운동화를 지참하여 실험에 참여하였다.



그림 26. 실험복 조건

3.2.3. 참여자의 신체 조건 및 증상, 착용 조건 조사

(1) 보행 실태 조사

측정 실험에 앞서, 참여자의 평소 보행 증상에 대한 인지 및 애로 사항 등의 보행 실태를 파악하기 위하여 이환부위 및 증상의 심각도 인지, 증상의 이력, 신체적 및 심리적 애로 사항, 진단 및 중재 경험, 실험 참여 계기, 교정용 제품 관심도로 이루어진 총 8개 문항에 관하여 서술형 진술 방식으로 인터뷰를 진행하였다(표 6).

표 6. 보행 실태조사 문항

번호	문항
1	이환부위 인지
2	증상의 심각도 인지
3	증상의 이력
4	신체적 애로 사항
5	심리적 애로 사항
6	진단 및 중재 경험
7	실험 참여 계기
8	교정용 제품 관심도

(2) 신체 조건 측정

내족지 보행 참여자의 인체측정학적 조건을 파악하기 위하여 인체치수 및 체성분, 하지 염전각을 측정하였다(그림 31).

인체치수 측정 항목은 4개 높이 항목 및 9개 둘레 항목으로 총 13개이다(표 7). 인체치수의 측정은 3차원 인체 스캔 형상에 대한 간접 측정 방법으로 진행하였다. 참여자는 스캔전용 측정복을 착용하여 다리와 팔을 벌려 서는 기본 선 자세(ISO 8559-1, 2017; KATS, 2010)와 키 측정을 위하여 발뒤꿈치를 붙여 선 자세를 취하여 3차원 인체 스캐닝의 표준 방법인 레이저 스캐닝 방식(Ashdown, 2020)의 3차원 전신 스캐너 VITUS 3D body scanner(VITRONIC, Germany)로 스캔하였다(그림 27). 스캔 결과로 얻은 참여자의 3차원 인체 형상을 역설계 소프트웨어인 Geomagic design X(3D Systems, Inc., USA)를 이용하여 측정하였다(그림 28).



그림 27. 3차원 전신 스캐너 VITUS 3D body scanner

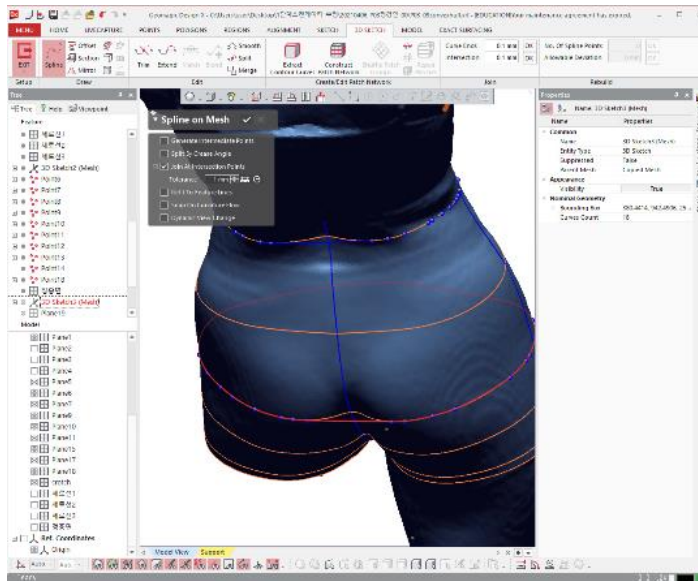


그림 28. Geomagic design X를 이용한 3차원 인체 형상 측정

표 7. 인체치수 항목(mm)

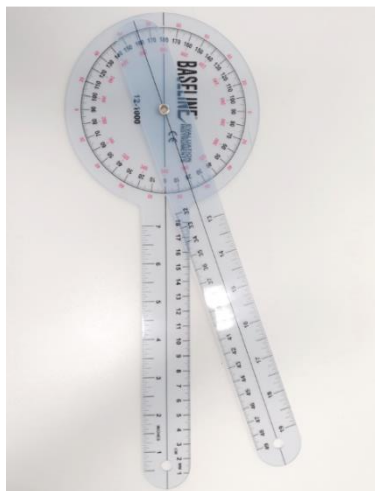
구분	약자	항목	정의
둘레	WB/2	1/2 허리팬드둘레	허리팬드선에서의 인체 둘레의 1/2
	TH/2	1/2 엉덩이위둘레	엉덩이위수준에서의 인체 둘레의 1/2
	H/2	1/2 엉덩이둘레	엉덩이돌출수준에서의 인체 둘레의 1/2
	UH/2	1/2 엉덩이아래둘레	엉덩이아래수준에서의 인체 둘레의 1/2
	T	넙다리둘레	볼기고랑수준에서의 인체 둘레
	MT	넙다리중간둘레	넙다리중간수준에서의 인체 둘레
	K	무릎둘레	무릎수준에서의 인체 둘레
	CA	장딴지둘레	장딴지돌출수준에서의 인체 둘레
	ML	종아리최소둘레	종아리아래수준에서의 인체 둘레
높이	-	키	바닥면과 머리마루점 사이의 수직거리
	-	허리높이	바닥면과 허리수준 사이의 수직거리
	-	다리안쪽높이	바닥면과 볼기고랑수준 사이의 수직거리
	-	무릎가운데높이	바닥면과 무릎가운데수준 사이의 수직거리

체성분분석기(InBody370S, InBody Co., Ltd., Korea)(그림 29)을 이용하여 몸무게 및 체지방량, 골격근량을 측정하여 비만 지표인 BMI 및 체지방률, 골격근지수를 계산하였다. 체질량지수(kg/m²)은 키의 제곱에 대한 몸무게의 비율을 의미한다. 체지방률(percent body fat, %fat)는 몸무게에 대한 체지방량의 비율이며, 골격근지수(skeletal muscle mass index, %SMM)는 몸무게에 대한 골격근량의 비율을 의미한다(Shantavasinkul et al., 2015)(표 8).



그림 29. 체성분분석기 InBody370S

하지 염전각은 하지 염전 변형 상태를 진단하는 이학적 검사에 의한 측정 항목으로서, 대퇴골 염전각(femoral torsion angle)과 경골 염전각(tibial torsion angle)을 측정하였다. 대퇴골 염전각은 참여자가 반바지(CON) 착용 상태에서 진찰용 베드에 엎드린 자세를 취하여 각도계(Baseline, USA)(그림 30)를 사용하여 대전자 측지법(trochanteric prominence angle test)(Ruwe et al., 1992; Kwon et al., 2013; Sung et al., 2018)으로 측정하였다. 대전자를 외측으로 가장 두드러진 회전치로 고정하여 대퇴골두-경부 연장선이 지평면과 평행이 될 때 경골 능선과 수직선 사이의 각도를 측정하였다(Chung et al., 2013). 경골 염전각(tibial torsion angle)은 중력 각도계(ICB Medical, USA)(그림 30)을 사용하여 복사 통과각(transmalleolar angle) 측정법(Le Damany, 1909; Staheli et al., 1984; Lang & Volpe, 1998; Lee et al., 2009)으로 측정하였다. 환자를 엎드리게 한 후, 무릎과 발을 각각 직각으로 구부려 족저부를 지면과 평행하게 하여 족관절의 안쪽복사점(medial malleolus)과 가쪽복사점(lateral malleolus)을 잇는 선에 직각이 되는 선과 대퇴부의 장축이 이루는 각도를 측정하였다(Song et al., 2005)(표 8).



각도계



중력 각도계

그림 30. 하지 염전각 측정용 각도계

표 8. 체성분 및 하지 염전각 항목

구분	항목	정의
체성분	몸무게(kg)	체중계 위에 두 발에 몸무게를 나누어 신고 설 때의 무게
	체질량지수(kg/m ²)	키의 제곱에 대한 몸무게의 비율
	체지방률(%fat)	몸무게에 대한 체지방량의 비율
	골격근지수(%SMM)	몸무게에 대한 골격근량의 비율
하지 염전각	대퇴골 염전각 (degree)	근위 대퇴경부축과 원위 대퇴과두축이 이루는 각도
	경골 염전각 (degree)	족관절의 내과와 외과를 잇는 선에 직각이 되는 선과 대퇴부의 장축이 이루는 각도

측정 항목	▶	인체치수 (3 차원 인체 스캔)	▶	체성분	▶	하지 염전각
수행 동작	휴식	기본 선 자세, 발뒤꿈치 붙여 선 자세	-	선 자세	-	선 자세
착용 조건	스캔용 측정복		CON			

그림 31. 인체 측정 실험 절차

(3) 의복압 부여 조건 측정

의복압 측정을 위한 레깅스 실험복의 착용은 정량적 기능에 영향을 미칠 수 있으므로, 의복압 측정 실험은 교정 효과를 평가하는 보행 실험 종료 익일에 분리하여 진행하였다. 참여자는 앉은 자세로 5분 휴식 후에 의복압 센서를 피부에 부착하여 캘리브레이션(calibration)하고 레깅스를 착용하여 의복압을 측정하였다(그림 34). 의복압 측정 부위는 좌우 중이환하지 측으로 진행하였다. 내족지 보행이 양측인 경우 좌우를 측정하였다. 의복압 측정 부위는 지지패널이 위치하는 부위인 중둔근, 내전근, 내측슬관근, 비골근, 비골근 하단인 가쪽 발목, 의복압 연구에서 주로 측정되는 부위인 대둔근, 비복근, 안쪽 발목으로 총 8개 부위이다(그림 32). 참여자는 2종의 실험복(FCL, GCL) 착용 조건에서 선 자세를 취하여 컴프레션 의복 측정의 신뢰도 및 타당도가 입증된(Brophy-Williams et al., 2014; van den Kerckhove et al., 2007) 에어팩(air-packed) 센서 방식의 의복압 측정기인 Kikuhime(TT MediTrade, Denmark)(그림 33)를 사용하여 의복압을 1분 동안 1초 단위로

측정하였다. 선 자세는, 컴프레션 레깅스 및 스타킹 의복압 측정 연구(Brophy-Williams et al., 2015)에서 누운 자세보다 의복압이 유의하게 1.5~2.3mmHg 높으며 유의한 차이는 없으나 앉은 자세보다 0.7~1.3mmHg 높은 것으로 보고되었으므로 선정하였다. 수집된 의복압 데이터는 전후 10초를 노이즈로 간주하여 제외하였다(Kim & Lee, 2019). 여유가 있는 반바지 CON은 의복압 측정 자체가 불가능하였으므로 의복압 측정에서 제외하였다. 측정 순서는 원위부 의복압 수준이 낮은 FCL, GCL 순으로 진행하였으며 실험복 간에 앉은 자세로 5분의 휴식을 취하도록 하였다(그림 34).

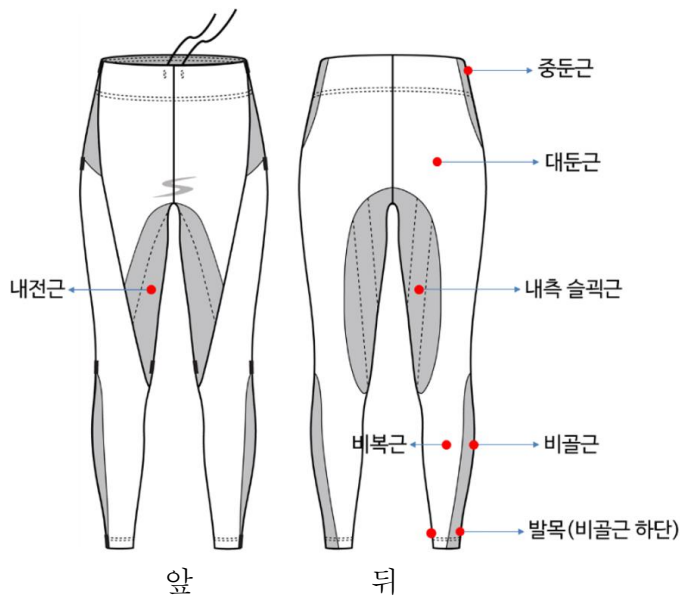


그림 32. 의복압 측정 부위



그림 33. Kikuhime를 이용한 의복압 측정

측정 항목	▶	의복압	▶	의복압
수행 동작	휴식	선 자세	휴식	선 자세
수행 시간	5 분	1 분	5 분	1 분
데이터 수집 시간	-	10 초~50 초 시점	-	10 초~50 초 시점
착용 조건	FCL		GCL	

그림 34. 의복압 측정 실험 절차

3.2.4. 개발 보조기의 기능적 효과 평가

보행 교정의 기능적 효과를 평가하기 위하여 3종의 실험복 착용 조건에서 트래드밀 보행 훈련을 실시하여 보행 시 족부 진행각 및 하지 관절 각도, 피부 혈류량을 측정하였다(그림 35, 그림 41). 실험복 조건의 측정 순서는 무작위 배정 순으로 실험 시점을 1주일 간격으로 진행하였다(Davies et al., 2009; Kraemer et al., 2000). 실험복 조건 간에 6일 동안 휴식을 취한 이유는 근육근막이 외력에 의한 긴장을 기억하는 가소성이 있고(Myers, 2009; Schleip et al., 2005; Spina et al., 2002), Kinesio 테이핑 요법이나 편심성 자극이 되는 훈련에 의한 근육근막의 긴장 완화 효과가 72시간까지 지속한다는 보고가 있으므로(Slupik et al., 2007; Perrey et al., 2008) 이전 실험복에 의한 근육근막에 미치는 영향이 소멸하는 충분한 시간이라고 사료되는 6일을 휴식 기간으로 설정하였다.

개발 레깅스형 보조기의 기능적 효과를 조사하는 실험 절차는 다음과 같다. 참여자는 반바지(CON) 착용 상태에서 혈류량 프로브(probe)를 오른손 셋째 손가락 말단에 부착하여(Baek & Choi, 2008; Baek et al., 2020; Kim & Lee, 2019)(그림 37) 앉은 자세로 5분 휴식 후에 앉은 자세로 15분 동안 피부 혈류량을 측정하였다. 보행 훈련에 앞서, 반바지 착용 상태에서 개별 참여자의 선호 보행 속도를 확인하였다. 3종의 실험복 조건(CON, CFL, GCL)에서 28분 동안 선호 보행 속도로 트래드밀 평지 보행 훈련을 실시하였다. 이 때 보행 중 피부 혈류량을 함께 측정하였다. 5분 휴식 후, 3차원 모션 캡처(motion capture)를 위한 캘리브레이션을 진행한 후 7분의 추가 보행 훈련을 실시하였다. 총 보행 훈련 시간은 35분으로, 훈련 0~28분 시점 구간의 피부 혈류량을 데이터로 사용하였으며 훈련 30분~35분 시점 구간에 대하여 족부 진행각 및 하지 관절 각도를 측정하였다(그림 41).

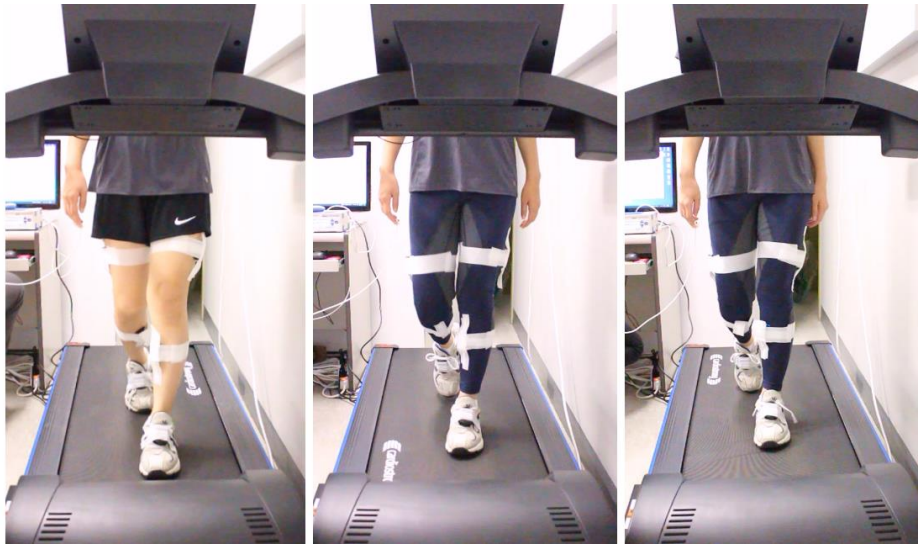
훈련 30분 시점부터 보행 교정의 기능적 효과 지표를 측정한 이유는 기계적 부하에 대하여 긴장 및 수축되는 근육근막의 반응이 15~30분에 걸쳐 느리게 나타나는 것으로 보고되었기 때문이다(Stecco et al., 2009). 훈련 28분까지의 피부 혈류량을 데이터로 사용한 이유는, 캘리브레이션을 위한 중간 휴식으로 인해 혈류량이 떨어져 30분~35분 시점 구간에 정점에 도달하지 못하는 현상을 보였고 0~28분 시점 구간에서 최대 혈류량 도출이 충분히 가능하였기 때문이다. 참여자의 본래 보행 양상을 알아보기 위하여 반바지(CON) 착용 조건에서 훈련

6분~11분 시점 구간에 대하여 족부 진행각을 측정하였다. 6분 시점으로 정한 이유는 운동형상학 및 운동역학 지표의 트레이드밀 보행 적응 시간이 4~6분으로 보고되었기 때문이다(Matsa et al., 2000; Meyer et al., 2019; Taylor et al., 1996; Zeni et al., 2010).

족부 진행각의 측정에서는, 압력 센서가 내장된 트레이드밀인 FDM-TS 30-3i(zebris Medical GmbH, Germany)(그림 35, 그림 36)를 이용하여 보행하는 참여자의 발바닥에 형성되는 수직 지면 반발력을 진동수 100Hz로 측정하였다. zebris FDM for gait analysis 소프트웨어(zebris Medical GmbH, Germany)에 의해 걸음(step)별 발끝(toe) 좌표와 발뒤꿈치(heel) 좌표가 XML데이터로 수집되었다(그림 36). 이들 좌표로부터 인체의 진행 방향선에 대하여 발의 장축이 이루는 각도인 족부 진행각을 계산하였다. 이때, 발끝 좌표가 불명확하게 측정되거나 압력 패드 범위를 벗어난 걸음은 노이즈 처리하였다.

피부 혈류량의 측정에서는, 레이저 도플러(laser-doppler) 방식의 혈류량 측정기인 moorVMS-LDF(moor instruments Ltd., UK)(그림 37)를 이용하여 1초 단위로 측정하였다. 측정 부위로 오른손 셋째 손가락 말단을 선정한 것은, 손가락은 얼굴, 가슴 다음으로 혈류량이 많은 부위로서 상지 및 하지보다 유의하게 많은 혈류량을 보이며(Choi & Kim, 1990) 컴프레션 의복 및 기능복의 피부 혈류량을 대표하는 측정 부위로 주로 사용되었기 때문에 선정하였다(Baek & Choi, 2008; Baek et al., 2020; Kim & Lee, 2019). 앉은 자세로 15분 휴식 동안의 평균 피부 혈류량을 100%로 보고, 보행 중 피부 혈류량 데이터를 이에 대한 상대값(%)으로 변환하여 분석에 사용하였다(Baek et al., 2020; Sigel et al., 1975).

하지 관절 각도의 측정에서는, 3차원 모션캡처용 IMU(inertial measurement unit) 센서(myoMotion, NORAXON Inc., USA)는 7개(골반, 좌·우 넓다리, 좌·우 장딴지, 좌·우 발) 부위에 부착하였다(그림 38). 횡단면에서의 하지 관절 각도 측, 골반 외회전각, 고관절 외회전각, 슬관절 외회전각, 거퇴관절 외전각이 myoRESEARCH 소프트웨어(NORAXON Inc., USA)(그림 39)에 의해 진동수 100Hz 단위로 수집되었다. MATLAB R2021a(The MathWorks, Inc., USA)(그림 40)을 이용하여 가속도 센서에 의해 기록된 좌우 발의 지면 접촉 시점을 기준으로 관절각도 데이터를 보행주기 100% 단위로 변환하였으며, 보행주기별 횡단면 상에서의 골반, 고관절, 슬관절, 거퇴관절의 입각기 및 유각기 평균 관절 각도, 회전각 정점, 관절 가동 범위(ROM, range of motion) 데이터를 추출하였다(표 9).



CON

FCL

GCL

그림 35. 3종의 실험복 조건 트레드밀 보행 훈련

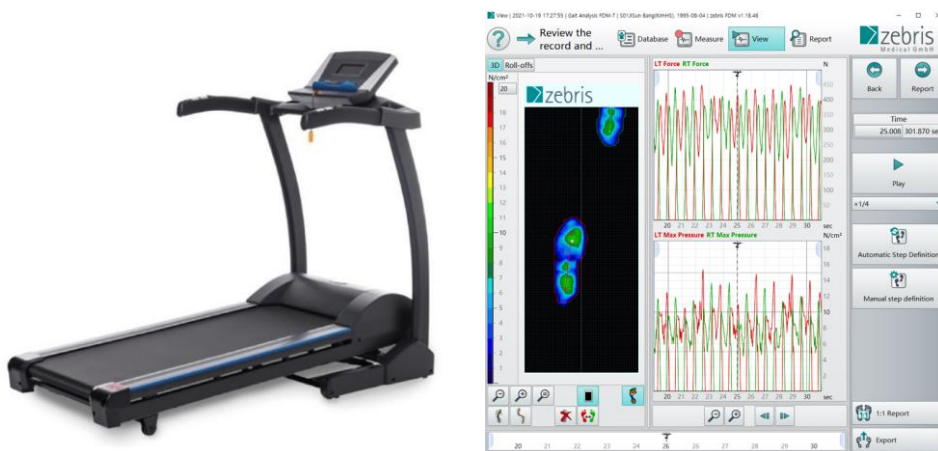


그림 36. FDM-TS 30-3i 및 zebbris FDM for gait analysis를 이용한 족부 진행각 측정



그림 37. moorVMS-LDF를 이용한 피부 혈류량 측정



그림 38. 3차원 모션캡처 IMU 센서 myoMotion과 센서 부착 위치

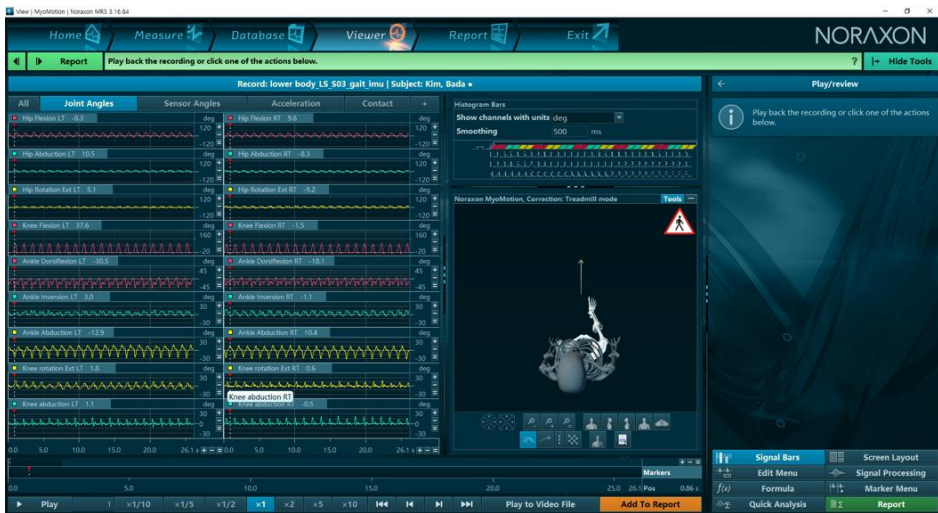


그림 39. myRESEARCH를 이용한 하지 관절 각도 측정

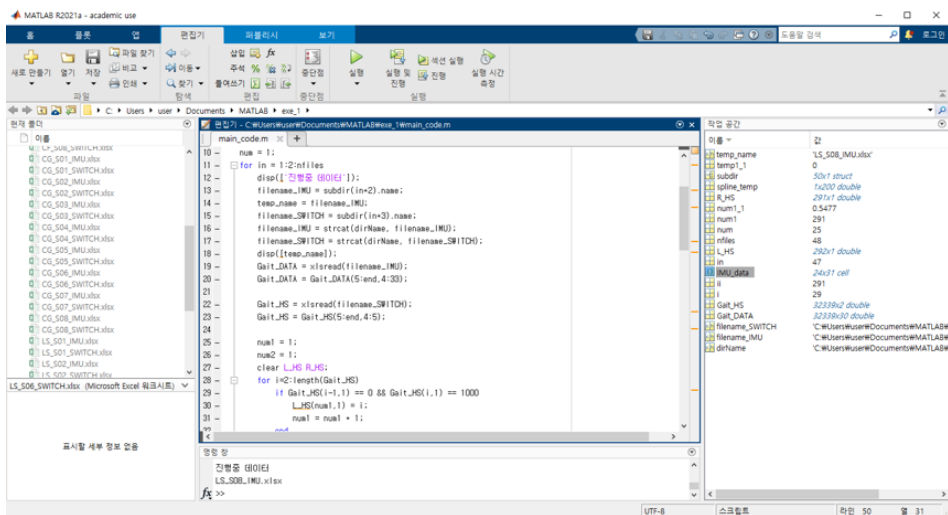


그림 40. MATLAB을 이용한 보행주기 변환

측정 항목	▶	피부 혈류량	▶	족부 진행각 피부 혈류량	▶	족부 진행각 하지 관절 각도
수행 동작	앉은 자세 휴식		선호 보행 속도 설정	트레드밀 보행	앉은 자세 휴식, 캘리브레이션	트레드밀 보행
수행 시간	5 분	15 분	-	28 분	10 분	7 분
데이터 수집 시간	-	0~15 분 시점	-	훈련전 족부 진행각(CON) : 훈련 6~11 분 시점 피부 혈류량 : 훈련 0~28 분 시점	-	훈련 30~35 분 시점
착용 조건	반바지			3 종 실험복 조건 (CON, FCL, GCL)		

그림 41. 족부 진행각 및 하지 관절 각도, 피부 혈류량의 측정 절차

표 9. 하지 관절 각도 항목(degree)

구분	항목
골반 외회전각	입각기 골반 외회전각 평균
	유각기 골반 외회전각 평균
	골반 내회전각 정점
	골반 외회전각 정점
	골반 외회전 ROM
고관절 외회전각	입각기 고관절 외회전각 평균
	유각기 고관절 외회전각 평균
	고관절 내회전각 정점
	고관절 외회전각 정점
	고관절 외회전 ROM
슬관절 외회전각	입각기 슬관절 외회전각 평균
	유각기 슬관절 외회전각 평균
	슬관절 내회전각 정점
	슬관절 외회전각 정점
	슬관절 외회전 ROM
거퇴관절 외전각	입각기 거퇴관절 외전각 평균
	유각기 거퇴관절 외전각 평균
	거퇴관절 내전각 정점
	거퇴관절 외전각 정점
	거퇴관절 외전 ROM

3.2.5. 개발 보조기의 사용자 평가

본 연구에서는 인체 부위별로 파악할 수 있는 컴프레션 레깅스형 보조기용 사용자 평가 설문지를 개발하였다. 문항의 구성은, 의복 맞춤새 평가(Bye & McKinney, 2010) 및 컴프레션 의복의 착용감 평가(Choi et al., 2014; Kim & Lee, 2019; Park & Chun, 2013), OPUS(Heinemann et al., 2003), QUEST 2.0(Demers et al., 2002)과 같은 보조기 사용자 평가 연구(Kwon et al., 2020)와, 기술 수용성 모델(TAM, Technology acceptability model)(Davis, 1989), 사용성 표준(ISO 9241-11, 2018)을 참고하여 컴프레션 레깅스형 보조기에 적합하도록 수정하였다.

문항은 크게 인지 강도, 사용성, 수용도로 구분된다. 인지 강도는 3개 하위 평가 기준인 압박 강도, 지지 강도, 방향성 장력 강도에 관한 문항으로 구성하였다. 사용성은 9개 하위 평가 기준으로, 만족도 측면에서 제품 만족도, 외관 만족도, 사이즈 만족도, 압박 만족도, 인지 효과성 측면에서 보행 교정 유용성, 인지 효율성 측면에서 동작 용이성, 착탈의 용이성, 세척 관리성, 안전성에 관한 문항으로 구성하였다. 사용성 인지의 결과로서 수용도는 2개 하위 평가 기준인 구매 의사, 사용 의사 문항으로 구성하였다(표 10). 사용성을 3개 측면 즉, 만족도, 인지 효과성, 인지 효율성으로 구성한 것은 ISO 9241-11(2018)에서 규정하는 사용성 개념에 근거한다.

전문가가 아닌 일반 사용자가 부위별 착용 감각을 세분화하여 평가하는 것은 쉽지 않지만, 컴프레션 팬츠 평가 연구(Park & Chun, 2013; Kim & Lee, 2019)에서 일반 사용자도 충분히 구별하여 평가할 수 있는 것으로 나타난 개괄적인 하반신 부위인 허리, 엉덩이, 넓다리, 장딴지를 평가 부위로 선정하였다. 대부분의 문항은 이들 4개 부위에 대하여 평가하되, 구별하여 평가하기 어려운 부위가 존재하는 문항의 경우 평가 부위 개수를 조정하였다. 제품 만족도, 외관 만족도, 착탈의 용이성, 세척 관리성, 안전성은 전체 부위, 장력 강도는 3개 부위인 엉덩이, 넓다리, 장딴지, 동작 용이성은 2개 부위인 넓다리, 장딴지로 구성하였다. 사이즈 만족도의 경우, 허리밴드선 위치와 팬츠길이는 팬츠 제품의 불만족을 야기할 수 있는 중요한 평가 부위로 나타나고 있으므로(Kim et al., 2006; Kim & So, 2009; LaBat & DeLong, 1990) 이들 부위를 추가하여 6개 부위로 구성하였다(표 10).

표 10. 컴프레션 레깅스형 보조기용 사용자 평가 설문지

구분	평가 항목	문항	부위	
인지 강도	압박 강도	압박되는 정도는 강합니까?	허리배, 엉덩이, 넓다리, 장딴지 ^a	
	지지 강도	근육을 지지해주는 정도는 강합니까?	허리배, 엉덩이, 넓다리, 장딴지 ^a	
	방향성 장력 강도	방향을 가지는 근육 당김의 정도는 강합니까?	엉덩이, 넓다리, 장딴지 ^a	
	제품 만족도	제품에 만족합니까?	전체	
	외관 만족도	외관에 만족합니까?	전체	
만족도	사이즈 만족도	몸에 잘 맞습니까?	허리배, 엉덩이, 넓다리, 장딴지 ^a , 허리밴드선 위치, 팬츠길이	
사용성	압박 만족도	압박감 수준에 만족합니까?	허리배, 엉덩이, 넓다리, 장딴지 ^a	
	인지 효과성	보행 교정 유용성	보행 교정에 유용합니까?	허리배, 엉덩이, 넓다리, 장딴지
		동작 용이성	보행 동작이 용이합니까?	넓다리, 장딴지
인지 효율성	착탈의 용이성	입고 벗기 용이합니까?	전체	
	세척 관리성	세탁 관리가 용이합니까?	전체	
	안전성	착용하여 사용 시 안전합니까?	전체	
수용도	구매 의사	비용을 지불하여 레깅스를 구매할 의사가 있습니까?	-	
	사용 의사	레깅스를 보행 운동에 사용할 의사가 있습니까?	-	

^a CON 조건에서 평가되지 않은 부위

보행 실험 종료 직후에 3종 실험복 조건에 대하여 참여자들에게 사용자 평가 인터뷰를 실시하였다. CON의 경우 장딴지는 피복 부위가 아니므로 평가에서 제외하되, 보행 교정 유용성과 동작 용이성 항목은 피복 여부와 상관없이 평가가 가능하므로 장딴지 부위를 평가하였다(표 10). 참여자는 리커트(Likert) 5점 척도 점수로 답변하여 모든 문항을 1점: 매우 그렇지 않다, 2점: 그렇지 않다, 3점: 보통이다, 4점: 그렇다, 5점: 매우 그렇다로 점수화하였다. 인터뷰 방식은 각 문항에 대하여 연구자가 구두로 질문을 하면 연구참여자는 척도형 평가 점수 및 서술형으로 답변하였으며 연구자는 그 답변 문구 그대로 문서에 기록하였다. 평가 점수와 서술형 진술을 병합하여 데이터를 수집한 이유는 분석에서 잘못된 해석의 가능성을 방지하고 정성적으로 분석함으로써 평가 점수를 구체적으로 설명하기 위해서이다.

3.2.6. 통계 분석

개발 보조기 평가로부터 수집된 데이터에 대하여 IBM SPSS Statistics version 26.0(IBM, USA)을 이용하여 통계 분석을 실시하였다. 모든 분석을 위한 유의수준 α 는 0.05로 설정하였다.

(1) 데이터의 정규성 검정

이환하지에 대한 의복압 및 족부 진행각, 하지 관절 각도, 피부 혈류량 데이터에 대하여 Kolmogorov-Smirnov 검정을 실시하고, 사용자 평가 점수 데이터에 대하여 Shapiro-Wilk 검정을 실시하여 데이터의 정규성을 분석하였다.

(2) 참여자의 신체 조건 및 내족지 보행 증상, 의복압 부여 조건 분석

참여자의 신체 조건인 인체치수 및 체성분, 하지 염전각을 기술통계로 분석하고, 내족지 보행 증상과 애로 사항에 관한 보행 실태 조사 결과를 정성적으로 분석하였다. 점진적 적용비율의 설계가 점진적 압박으로 구현하는 여부를 알아보기 위하여 기술통계 분석을 통해 부위별 의복압 분포를 확인하였다. 2중 실험복 조건(FCL, GCL) 간에 부위별 의복압 분포의 차이를 알아보기 위하여 비모수검정인 대응표본 Wilcoxon 부호순위 검정을 실시하였다.

(3) 개발 보조기의 기능적 효과 분석

3중 실험복 조건(CON, FCL, GCL)에서의 이환하지의 족부 진행각 및 하지 관절 각도, 피부 혈류량을 기술통계로 분석하였다. 첫째, 개발 보조기의 착용 조건이 미착용 조건과 비교하여 내족지 보행 교정 효과에 유효한지 여부를 확인하고 둘째, 점진적 적용비율 패턴 축소법이 고정된 적용비율 패턴 축소법과 비교하여 보행 교정 효과에 유효한지 여부를 확인하기 위하여 3중 실험복 조건(CON, FCL, GCL) 간의 족부 진행각 및 하지 관절 각도, 피부 혈류량 차이를 알아보는 비모수검정인 대응표본 Friedman 순위 이원분산분석을 실시하였다.

(4) 개발 보조기의 사용자 평가 결과 분석

3중 실험복 조건에서의 인지 강도 사용성, 수용도를 기술통계하고, 3중 실험복 조건 간의 인지 강도 및 사용성, 수용도 차이를 대응표본 Friedman 순위 이원분산분석을 실시하였다. 단, CON 조건이 평가되지

않은 5개의 장판지 항목(표 10)의 경우에는 2종 실험복 조건 간의 차이를 대응표본 Wilcoxon 부호순위 검정으로 분석하였다.

4. 연구 결과 및 고찰

4.1. 보조기 설계 결과

4.1.1. 20대 여성의 대표 형상

(1) 대표 형상 후보 추출

6차 사이즈 코리아 196명 데이터의 기술통계 분석 결과, 도출된 20대 여성 인체치수의 평균 및 표준편차는 표 11과 같다. 196명의 데이터로부터 추출된 11명의 평균 인체치수 대표 형상 후보의 인체치수 및 표준점수 z 값은 부록 1-1과 같다.

(2) 대표 형상 추출

대표 형상 후보로부터 시각적 기준에 의해 추출된(그림 42) 20대 여성의 대표 형상 결과는 그림 43과 같으며 대표 형상의 인체치수는 표 11과 같다. 20대 여성 인체치수의 평균 및 표준편차로부터 환산된 대표 형상의 표준점수 z 절대값은 0.014~0.797로 분포하였다(표 11).

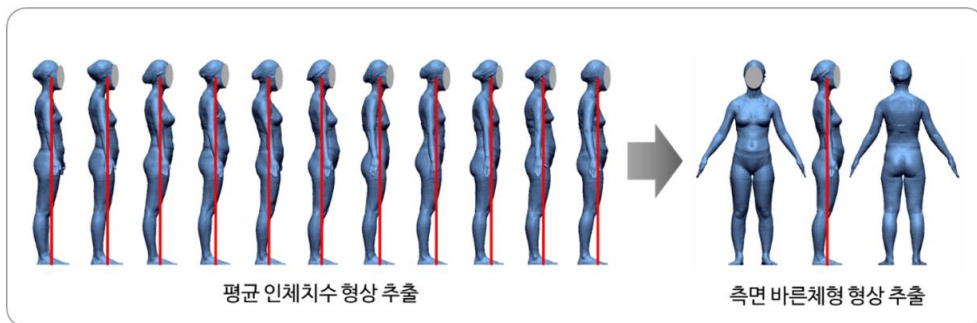


그림 42. 평균 인체치수 대표 형상 후보로부터 대표 형상 추출

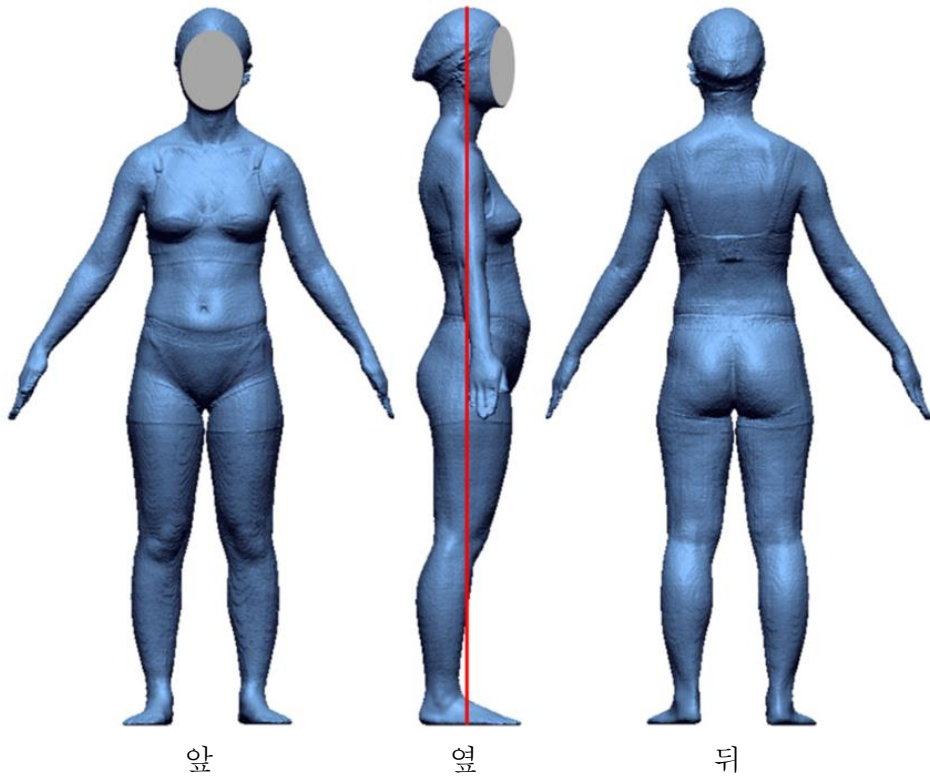


그림 43. 20대 여성의 대표 형상

표 11. 20대 여성 대표 형상의 인체치수 및 표준점수 z값

항목	20 대 여성의 대표 형상		6 차 사이즈 코리아 20 대 여성(N=196)	
	인체치수	z	Mean	SD
허리둘레(mm)	663.1	-0.450	684.5	50.9
엉덩이위둘레(mm)	789.8	-0.013	790.5	55.2
엉덩이둘레(mm)	907.6	-0.264	913.9	43.3
넓다리둘레(mm)	568.1	0.588	548.2	37.0
무릎둘레(mm)	360.9	0.608	346.8	20.4
장딴지둘레(mm)	360.9	0.797	339.6	23.2
종아리최소둘레(mm)	209.7	0.416	200.5	13.5
키(mm)	1619.0	0.353	1601.1	50.8
허리높이(mm)	1011.6	0.193	1004.3	37.5
다리안쪽높이(mm)	701.3	0.015	700.8	33.3
무릎가운데높이(mm)	417.7	-0.435	425.9	18.8
몸무게(kg)	57.1	0.576	53.6	6.0
체질량지수(kg/m ²)	21.8	0.375	21.0	2.2

표준점수 z값 = (추출된 대표 형상 측정치 - 사이즈코리아 평균치) / 사이즈코리아 표준편차

4.1.2. 대응 측정 레깅스 원형

(1) 가로 및 세로 기준선 설정에 의한 그리드 생성

대응 측정 레깅스 원형 제도법에 의해 설정된 가로 및 세로 기준선의 정의는 표 12와 같으며 대표 형상에 가로 및 세로 기준선의 설정으로 생성된 그리드 결과는 그림 44와 같다.

가로 기준선은 허리밴드선, 엉덩이위수준, 엉덩이돌출수준, 엉덩이아래수준, 살수준, 볼기고랑수준, 넓다리중간수준, 무릎수준, 장딴지돌출수준, 종아리아래수준으로 설정하였다(표 12, 그림 44).

허리밴드선은 허리의 착용감을 높이기 위하여 허리앞에서 일정분량의 내림이 요구된다. 사선인 레깅스의 옆선과 직각을 이루는 면을 생성하여 허리수준으로부터 허리앞 분량을 내려 허리밴드선을 사선으로 설정하였다.

엉덩이위수준 및 엉덩이위둘레는 인체 측정 조사 및 하반신 체형 분석, 체표면 변화에 관한 연구(Size USA, 2004; Song & Ashdown, 2011; Park & Hahm, 1982)에서 이미 사용한 개념으로, ISO 8559-1(2017)와 KS K ISO 8559-1(2017)에서 규정한 바 있다. 허리수준과 엉덩이돌출수준의 중간 지점으로 정의되는 엉덩이위수준은 배돌출수준보다 높이 지점을 정량화하기 더 용이하므로 선정하였다. 허리수준으로부터 엉덩이위수준까지의 세로 체표길이는 고관절의 굴곡 및 신장 동작에 의해 변화가 두드러진 부위이기도 하므로(Park & Lim, 1994) 기준선으로 사용하는 의미가 있다. 엉덩이아래수준은 계산식을 지양하여 살넙폭 곡선을 제도하기 위하여 선정하였다. 기존의 팬츠 패턴 제도법에서는, 살넙폭 분량을 엉덩이둘레로부터 계산하고(Armstrong, 2010; Bunka Fashion College, 2009; Eo, 2005; Lim & Jeong, 2003) 살넙폭 곡선을 고정된 수치로 대입하거나(Armstrong, 2010; Lim, 2003) 사선의 2, 3, 4등분 지점으로 표현하고 있다(Chun et al., 2008; Bunka Fashion College, 2009; Kim, 1998; Nam et al., 2013). 패턴에서 계산식을 사용하지 않는 방법은 지점을 특정하여 인체치수를 반영하는 것이다. 살넙폭 곡선은 U모양의 살앞뒤길이선을 감싸는 역할도 하지만, 팬츠둘레의 관점에서 둔부의 인체 곡면을 감싸는 역할을 한다. 따라서 엉덩이아래수준을 엉덩이돌출수준과 볼기고랑수준의 중간 수준으로 정의하고, 이 지점 둘레가 살넙폭 곡선의 중간 수준의 팬츠둘레에 대응한다고 가정하여 패턴을 제도하였다. 엉덩이아래수준 정의는 높이 지점을 정량화하기 위하여 엉덩이위수준의

개념으로부터 착안하였다.

인체의 살수준 및 무릎수준을 팬츠의 밑위선 및 무릎선 위치에 그대로 반영하는 것은 Nam et al.(2013)의 팬츠 제도법에서 사용된 개념이다. Nam et al.(2013)은 팬츠길이를 기준으로 무릎선 위치를 환산하는 기존의 팬츠 제도법을 수정할 필요가 있다고 하였다.

세로 기준선은 정중앞선, 정중뒤선, 옆선, 안솔기선으로 설정하였다(표 12, 그림 44).

인체 형상의 정중앞선은 살앞길이에 해당하며 정중뒤선은 살뒤길이에 해당한다. 추후 대응 측정 레깅스 원형 제도법이 좌우 비대칭적인 인체에도 적용할 수 있도록 하기 위하여 정중앞선과 정중뒤선은 허리너비 이등분점과 살너비 이등분점을 연결한 선으로 설정하였다.

옆선의 설정은 앞판과 뒤판의 패턴 폭을 좌우하는 기준이 된다(Yoon & Nam, 2016). 선행 연구에서 팬츠의 옆선은 직선 형태로 제시된 바 있다(Park, 1982; Park & Nam, 2001; Yoon & Nam, 2016). 레깅스 옆선을 직선 형태로 시도하였으나 인체를 부자연스럽게 양분하였으므로 곡선 형태의 옆선 설정이 요구되었다(부록 2-1, a). 대퇴 및 하퇴의 두께를 자연스럽게 양분하기 위해서는 레깅스의 옆선은 밋밋한 S곡선인 다리 윤곽선을 반영해야 한다. 이를 위하여 기준점에 따른 옆선 스플라인 곡선의 생성을 시도한 결과(부록 2-1, b, c, d), 허리두께이등분점(Chun & Oh, 2008; Lim, 2003; Nam et al., 2013; Yoon & Nam, 2016), 넓다리두께이등분점(Nam, 1991; Park, 1982), 넓다리중간옆점, 무릎두께이등분점(Park, 1982), 장딴지옆점, 종아리최소두께이등분점(Yoon & Nam, 2016)을 연결하여 생성한 스플라인 곡선을 선정하였다(부록 2-1, d).

안솔기선은 기존의 팬츠 제도법에서 살냄폭에 의해 제도되는 선으로서, 안솔기선은 살점보다 앞에 위치하는 것이 일반적이다(Armstrong, 2010; Eo, 2005; Geum, 2008; Bunka Fashion College, 2009; Nam & Lee, 2005; Yim & Jeong, 2003; Roberts & Onishenko, 1998). 팬츠의 안솔기선이 살점보다 앞에 위치하는 이유는 맞음새와 동작 적합성을 높이기 위해서이다. 안솔기선이 살점에 위치하는 경우, 고관절의 굴곡 동작에 의해 다리 안쪽에 세로 방향으로 주름이 발생할 수 있으며 솔기로 인한 불편감이 유발될 수 있다. 안솔기선이 살점보다 앞에 위치하는 경우, 뒤판 안솔기선의 식서 방향이 더 사선화되므로 고관절의 굴곡 동작에 의한 다리 뒤쪽 및 안쪽 체표길이 신장에 유연하게 대처할 수 있는 이점이 있다(Yoon & Nam, 2016). Yoon and Nam(2016)은 맞춤 팬츠

개발을 위한 3차원 인체 형상에 설정하는 안솔기선 및 살솔기점의 개념을 정립하였다. 즉, 안솔기선의 상부 지점인 살솔기점은 엉덩이두께 앞과 뒤를 1:2로 나누는 지점을 지나는 옆선 평행선의 살수준 지점을 의미하며, 살솔기점분량은 살점으로 부터 살솔기점까지의 거리를 말한다(그림 45). 많은 팬츠 패턴 제도법에서 앞살넙폭과 뒤살넙폭의 비율이 1:2로 제시되고 있는 점은 이러한 안솔기선 설정의 근거가 된다(Armstrong, 2010; Bunka Fashion College, 2009; Eo, 2005; Geum, 2008; Nam & Lee, 2005; Roberts & Onishenko, 1998; Yim & Jeong, 2003). 무릎수준으로부터 종아리아래수준에 이르는 안솔기선의 하부는 측면에서 보아 옆선과 동일하게 무릎두께이등분점, 장만지옆점, 종아리최소두께이등분점을 연결하여 생성한 스플라인 곡선으로 설정하였다. 안솔기선은 옆선과 함께 들레를 앞호와 뒤호로 분할하는 세로 기준선으로 사용된다.

표 12. 가로 및 세로 기준선의 정의

구분	항목	약자	정의	기준
가 로 기 준 선	허리밴드 선	WB	옆선과 직각이 되도록 허리수준으로부터 허리앞점을 내린 사선	- 허리수준: 앞에서 보아 몸통의 오른쪽 옆 윤곽선에서 가장 들어간 지점의 수준
	엉덩이 위수준	TH	허리수준과 엉덩이돌출수준 사이의 중간 수준	- 허리수준 - 엉덩이돌출수준
	엉덩이 돌출수준	H	엉덩이 부위에서 가장 뒤쪽으로 돌출한 부위의 수준	- 엉덩이돌출수준
	엉덩이 아래수준	UH	엉덩이돌출수준과 볼기고랑수준 사이의 중간 수준	- 엉덩이돌출수준 - 볼기고랑수준
	살수준	CR	살점 수준	- 살점: 옆선이 정중면 상에서 살앞뒤길이선과 만나는 점
	볼기고랑 수준	T	피측정자의 뒤쪽에서 관찰되는 오른쪽과 왼쪽 넓다리 사이의 연결부위에서 가장 높은 가시적 지점의 수준	- 볼기고랑수준
	넓다리 중간수준	MT	볼기고랑수준과 무릎뼈가운데점 사이의 중간 수준	- 볼기고랑수준 - 무릎뼈가운데점

세 로 기 준 선	무릎수준	K	무릎뼈가운데점 수준	- 무릎뼈가운데점: 넓다리 근육의 긴장을 푼 상태에서 무릎뼈의 가운데 부분
	장딴지 돌출수준	CA	장딴지돌출점 수준	- 장딴지돌출점: 장딴지의 최대 돌레 부위에서 가장 뒤쪽으로 돌출한 곳
	종아리 아래수준	ML	종아리아래점 수준	- 종아리아래점: 피측정자의 옆면에서 종아리 앞 가장자리를 바라보아 종아리 아래 부위에서 가장 안쪽으로 들어간 곳
	정중앞선 및 정중뒤선	CF, CB	허리너비 이등분점과 살너비 이등분점을 연결한 선	- 허리너비이등분점: 허리너비를 이등분하는 지점 - 살너비이등분점: 살너비를 이등분하는 지점
	옆선	SS	허리두께이등분점, 넓다리두께이등분점, 넓다리중간옆점, 무릎두께이등분점, 장딴지옆점, 종아리최소두께이등분점을 연결한 곡선	- 허리두께이등분점: 허리두께를 이등분하는 지점 - 넓다리두께이등분점: 넓다리두께를 이등분하는 지점 - 넓다리중간옆점: 넓다리두께이등분점과 무릎두께이등분점을 연결한 직선과, 넓다리중간두께 이등분점 사이의 중점 - 무릎두께이등분점: 무릎두께를 이등분하는 지점 - 장딴지옆점: 무릎두께이등분점과 종아리최소두께이등분점을 연결한 직선과, 장딴지두께 이등분점 사이의 중점 - 종아리최소두께이등분점: 종아리최소두께를 이등분하는 지점
안솔기선	IS	살솔기점, 무릎두께이등분점, 장딴지옆점, 종아리최소두께이등분점을 연결한 곡선	- 살솔기점: 엉덩이두께 앞과 뒤를 1:2로 나누는 지점을 지나는 옆선의 평행선의 살수준 지점	

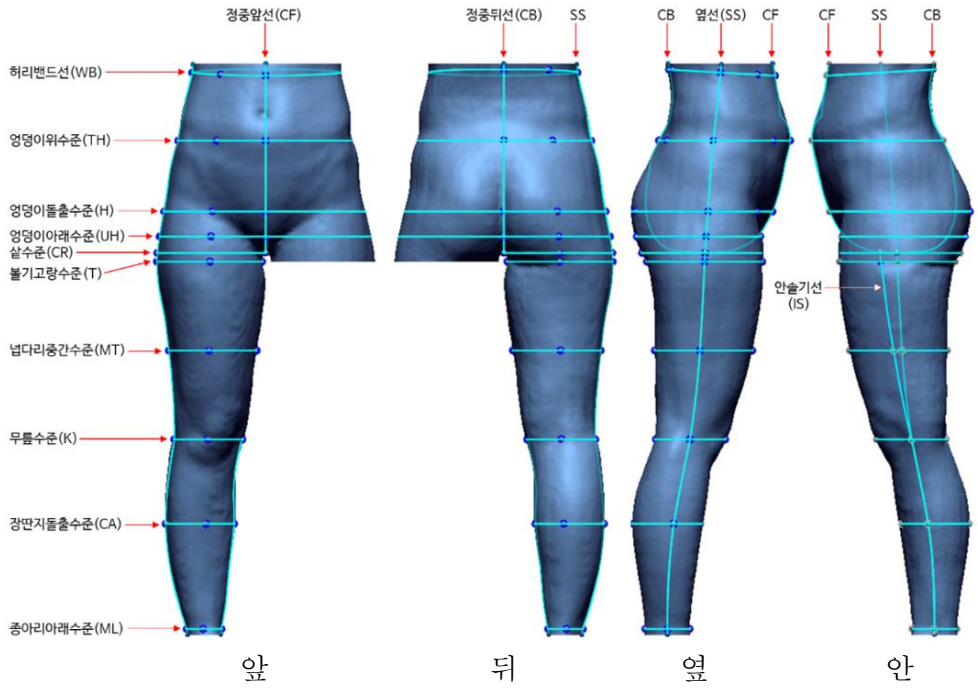


그림 44. 가로 및 세로 기준선

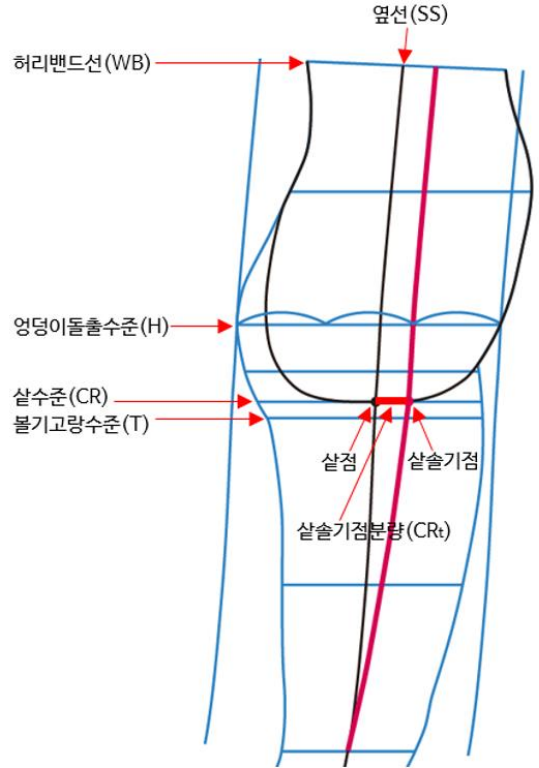


그림 45. 살솔기점 및 안솔기선 설정

(2) 체표길이 측정

그리드에 의해 분할되어 측정되는 호 및 길이 항목 및 정의는 표 13과 같으며, 대표 형상에 가로 및 세로 기준선을 설정하여 생성된 그리드로 분할된 체표길이 측정치 결과는 표 14와 같다.

표 13. 레깅스 원형 제도를 위한 측정 항목의 정의

구분	약자	약자	항목	정의
호	WB/2	WB ₁	1/2 허리밴드앞호	허리밴드둘레선 앞호의 1/2 길이
		WB ₂	1/2 허리밴드뒤호	허리밴드둘레선 뒤호의 1/2 길이
호	TH/2	TH ₁	1/2 엉덩이위앞호	엉덩이위둘레선 앞호의 1/2 길이
		TH ₂	1/2 엉덩이위뒤호	엉덩이위둘레선 뒤호의 1/2 길이
호	H/2	H ₁	1/2 엉덩이앞호	엉덩이둘레선 앞호의 1/2 길이
		H ₂	1/2 엉덩이뒤호	엉덩이둘레선 뒤호의 1/2 길이
호	UH/2	UH ₁	1/2 엉덩이아래앞호	엉덩이아래둘레선 앞호의 1/2 길이
		UH ₂	1/2 엉덩이아래뒤호	엉덩이아래둘레선 뒤호의 1/2 길이
호	CR/2	CR ₁	1/2 살수평앞호	옆선 및 안솔기선과 교차하는 살수평둘레선의 앞호의 1/2 길이
		CR ₂	1/2 살수평뒤호	옆선 및 안솔기선과 교차하는 살수평둘레선의 뒤호의 1/2 길이
		CR _t	살솔기점분량	살으로부터 살솔기점까지의 거리
호	T	T ₁	넙다리앞호	옆선 및 안솔기선과 교차하는 넙다리둘레선의 앞호 길이
		T ₂	넙다리뒤호	옆선 및 안솔기선과 교차하는 넙다리둘레선의 뒤호 길이
호	MT	MT ₁	넙다리중간앞호	옆선 및 안솔기선과 교차하는 넙다리중간둘레선의 앞호 길이
		MT ₂	넙다리중간뒤호	옆선 및 안솔기선과 교차하는 넙다리중간둘레선의 뒤호 길이
호	K	K ₁	무릎앞호	무릎둘레선의 앞호 길이
		K ₂	무릎뒤호	무릎둘레선의 뒤호 길이
호	CA	CA ₁	장딴지앞호	장딴지둘레선의 앞호 길이
		CA ₂	장딴지뒤호	장딴지둘레선의 뒤호 길이
호	ML	ML ₁	종아리아래앞호	종아리최소둘레선의 앞호 길이
		ML ₂	종아리아래뒤호	종아리최소둘레선의 뒤호 길이
길이	CF _{CR}	CF ₁	정중앞선허리엉덩이위길이	정중앞선의 허리로부터 엉덩이위까지 구간 길이
		CF ₂	정중앞선엉덩이위엉덩이길이	정중앞선의 엉덩이위로부터 엉덩이까지 구간 길이
		CF ₃	정중앞선엉덩이엉덩이아래길이	정중앞선의 엉덩이로부터 엉덩이아래까지 구간 길이

	CF ₄	정중앞선엉덩이아래살솔기 점길이	정중앞선의 엉덩이아래로부터 살솔기점까지 구간 길이
CB _{CR}	CB ₁	정중뒤선허리엉덩이위길이	정중뒤선의 허리로부터 엉덩이위까지 구간 길이
	CB ₂	정중뒤선엉덩이위엉덩이길 이	정중뒤선의 엉덩이위로부터 엉덩이까지 구간 길이
	CB ₃	정중뒤선엉덩이엉덩이아래 길이	정중뒤선의 엉덩이로부터 엉덩이아래까지 구간 길이
	CB ₄	정중뒤선엉덩이아래살솔기 점길이	정중뒤선의 엉덩이아래로부터 살솔기점까지 구간 길이
SS _{CR}	SS ₁	옆선허리엉덩이위길이	옆선의 허리로부터 엉덩이위까지 구간 길이
	SS ₂	옆선엉덩이위엉덩이길이	옆선의 엉덩이위로부터 엉덩이까지 구간 길이
	SS ₃	옆선엉덩이엉덩이아래길이	옆선의 엉덩이로부터 엉덩이아래까지 구간 길이
	SS ₄	옆선엉덩이아래살솔기	옆선의 엉덩이아래로부터 살수준까지 구간 길이
SS _{TH}	SS ₅	옆선살넙다리길이	옆선의 살수준으로부터 넙다리까지 구간 길이
	SS ₆	옆선넙다리넙다리중간길이	옆선의 넙다리로부터 넙다리중간까지 구간 길이
	SS ₇	옆선넙다리중간무릎길이	옆선의 넙다리중간로부터 무릎까지 구간 길이
SS _{CA}	SS ₈	옆선무릎장판지길이	옆선의 무릎으로부터 장판지돌출까지 구간 길이
	SS ₉	옆선장판지종아리아래길이	옆선의 장판지돌출로부터 종아리아래까지 구간 길이
IS _{TH}	IS ₁	안솔기선살솔기점넙다리길 이	안솔기선의 살솔기점으로부터 넙다리까지 구간 길이
	IS ₂	안솔기선넙다리넙다리중간 길이	안솔기선의 넙다리로부터 넙다리중간까지 구간 길이
	IS ₃	안솔기선넙다리중간무릎길 이	안솔기선의 넙다리중간로부터 무릎까지 구간까지 구간 길이
IS _{CA}	IS ₄	안솔기선무릎장판지길이	안솔기선의 무릎으로부터 장판지까지 구간 길이
	IS ₅	안솔기선장판지종아리아래 길이	안솔기선의 장판지로부터 종아리아래까지 구간 길이

표 14. 대표 형상의 체표길이 측정치

구분	항목	항목	측정치(mm)	합계(mm)
호	WB/2	WB ₁	159.8	330.4
		WB ₂	170.6	
	TH/2	TH ₁	193.3	394.9
		TH ₂	201.6	
	H/2	H ₁	217.7	451.2
		H ₂	233.5	
	UH/2	UH ₁	225.8	463.2
		UH ₂	237.4	
	CR/2	CR ₁	256.6	592.0
		CR ₂ ^a	335.4	
		CR _t	27.4	
	T	T ₁	257.3	570.0
		T ₂	312.7	
	MT	MT ₁	228.4	470.9
MT ₂		242.5		
K	K ₁	169.8	358.9	
	K ₂	189.1		
CA	CA ₁	158.0	358.1	
	CA ₂	200.1		
ML	ML ₁	104.5	206.1	
	ML ₂	101.6		
길이	CF _{CR}	CF ₁	107.5	337.1
		CF ₂	117.5	
		CF ₃	48.3	
		CF ₄	63.8	
	CB _{CR}	CB ₁	122.5	403.2
		CB ₂	118.6	
		CB ₃	43.4	
		CB ₄ ^a	118.7	
	SS _{CR}	SS ₁	114.6	302.1
		SS ₂	118.5	
		SS ₃	41.7	
		SS ₄	27.3	
	SS _{TH}	SS ₅	14.1	308.0
		SS ₆	147.1	
SS ₇		146.8		
SS _{CA}	SS ₈	141.4	318.1	
	SS ₉	176.7		
IS _{TH}	IS ₁	20.0	318.4	
	IS ₂	148.3		
	IS ₃	150.1		
IS _{CA}	IS ₄	142.1	316.0	
	IS ₅	173.9		

^a CR₂와 CB₄는 CR_t를 포함한 수치임

(3) 체표길이 측정치의 패턴화

체표길이 측정치의 패턴화는 옆선인 수직선을 기준으로 가로선을 회전하면서 정중앙·뒤선과 안솔기선을 길이 맞추어 곡선화하여 진행하였다(그림 46). 도출된 대응 측정 레깅스 원형 결과물은 그림 47과 같다.

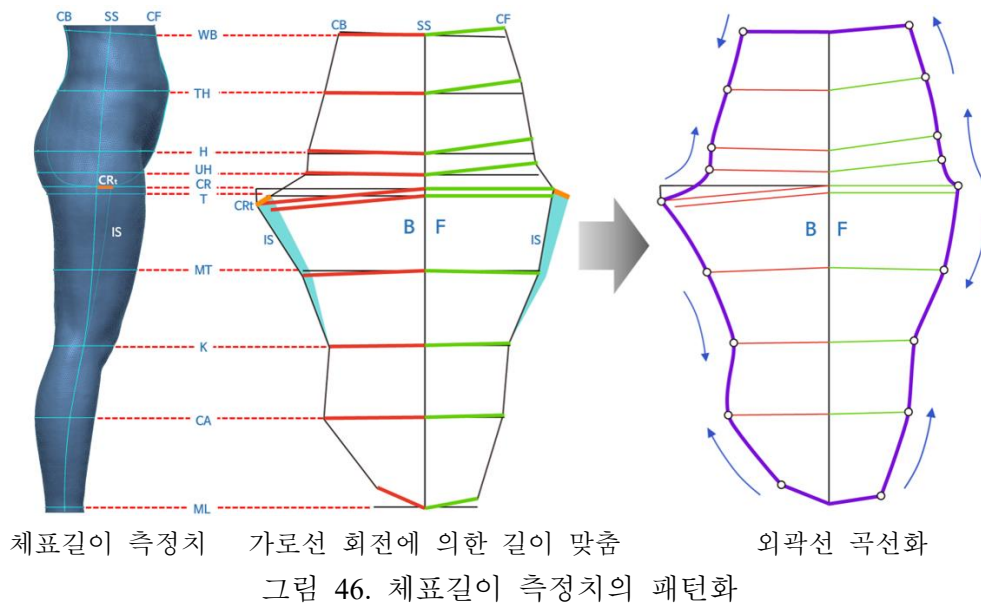
인체 옆선을 수직선으로, 인체 호를 수평선으로 제도하였다. 옆선(SS, side seam line)을 수직선으로 그리고 세부 길이(SS₁, SS₂, SS₃, SS₄, SS₅, SS₆, SS₇, SS₈, SS₉) 구간을 수직선 상에 표시하였다(부록 2-3, a). 옆선 지점에 맞추어 앞·뒤호 측정치(WB₁, WB₂, TH₁, TH₂, H₁, H₂, UH₁, UH₂, CR₁, CR₂, T₁, T₂, MT₁, MT₂, K₁, K₂, CA₁, CA₂, ML₁, ML₂)를 수평선으로 표시하고(부록 2-3, b) 외곽선을 직선으로 연결하였다(부록 2-3, c).

그런 다음, 뒤살솔기점 내림분량을 설정하고 가로선인 호를 회전하면서 정중앙·뒤선을 제도하였다. 본 연구에서는 살수준 호(CR₁, CR₂)와 무릎수준 호(K₁, K₂)만 수평선으로 고정시키고, 나머지 호는 수직선과의 교차점을 중심으로 회전 가능하다고 가정하였다. 세로선을 제도할 때 가로선을 회전시키면서 가로선과 세로선 길이를 맞추어 세로선을 배치하는 것이다. 이로 인해 허리앞점과 허리뒤점이 높이지점이 변동된다. 정중앙선(CF₁, CF₂, CF₃, CF₄)과 정중뒤선(CB₁, CB₂, CB₃, CB₄) 분량을 살수준으로부터 허리수준 방향으로 제도하여 곡선화하였다(부록 2-3, d). 이 때, CR_i는 살수평뒤호(CR₂)와 정중뒤선(CB₄)이 공유하는 분량이다(표 14). 따라서 살수평앞호(CR₁)를 수평선으로 고정하고 CR_i를 정중뒤선(CB₄) 곡선의 일부로서 사선 처리하였다.

뒤살솔기점 내림분량의 설정은, 의복이 인체 살앞뒤길이 곡선을 감싸는 맞음새를 좌우하므로 적절한 분량으로 이루어져야 한다. 기존 팬츠원형 제도법에서 뒤살솔기점 내림분량은 5~20mm(Aldrich, 2010; Chun & Oh, 2008; Kim, 1998; Lim, 2003; Nam et al., 2013; Yim & Jeong, 2003)로 제시되었으며, 타이즈형 팬츠의 뒤살솔기점 내림분량은 팬츠원형보다 더 크게 설정하여 23~38mm으로 제시되고 있다(Nam et al., 2020; Yoon, 2008). 뒤살솔기점 내림분량이 존재하는 이유는 살점보다 앞에 놓이는 안솔기선의 위치로 인한 살솔기점분량(CR_i)이 뒤판으로 이동하였기 때문이다. 뒤살솔기점 내림분량은 기존 제도법에서 특별한 규칙 없이 고정 분량으로 다양하게 제시되고 있다. Armstrong(2010)의 레깅스 제도법에 따라 제작된 1차 프로토타입 CL-01의 착의 평가 결과(부록 3-2, g), CL-01의 뒤살솔기점 내림분량은 28.4mm로 뒤판 넓다리 안솔기선에

군주름이 발생하였다. 군주름의 발생 원인은 뒤살술기점 내림분량보다는 뒤판 넓다리안길이와 앞판과의 편차 없이 동일하거나 레깅스 넓다리안길이 자체가 인체보다 길기 때문으로 판단된다. 따라서 2차 프로토타입(FCL, GCL) 제작에서는 뒤살술기점 내림분량을 30mm로 유지하고(부록 2-3, d) 레깅스 넓다리안길이를 1차 프로토타입보다 20mm 줄이고 뒤판 넓다리안길이를 앞판보다 10mm 짧게 진행하기로 하였다.

가로선인 호를 회전하면서 나머지 안술기선을 제도하였다. 수직선인 옆선을 중심으로 가로선인 호를 회전시키면서 길이를 맞추어 안술기선을 제도하였다(부록 2-3, e). 뒤판 넓다리안길이(IS_{THb} : IS_{1b} , IS_{2b} , IS_{3b})는 앞판 넓다리안길이(IS_{TH} : IS_1 , IS_2 , IS_3)보다 10mm 짧으며 장판지안길이(IS_{CA} : IS_4 , IS_5)는 앞판과 뒤판이 동일하게 설정하였다. 넓다리뒤의 인체 곡면이 오목하므로 맞음새를 위하여 뒤판 안술기선은 더 곡선으로 처리되며 뒤판 넓다리안길이는 앞판보다 짧게 제도되어 뒤판을 약간 눌러 박는 것이 일반적이기 때문이다(Nam et al., 2013).



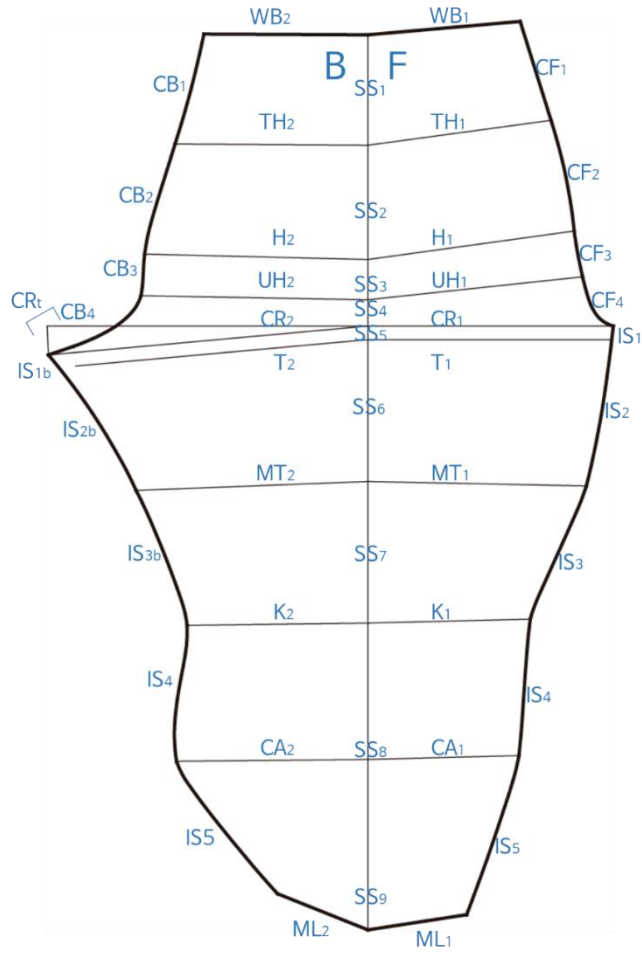


그림 47. 대응 측정 레깅스 원형 결과물

4.1.3. 신장률 적용비율 설정에 의한 축소 패턴

(1) 1차 프로토타입의 수정 및 보완점 도출

1차 프로토타입의 패턴치수를 대표 형상의 인체치수에 대입한 결과, 적용비율 및 패턴 축소율은 부록 3-2의 c와 같다. 지지패널 유무에 따른 내족지 보행 교정 효과의 차이를 알아보는 통계 분석 결과, CL-01의 지지패널 구조가 3.21mmHg 이하로 낮은 수준의 유의한 의복압 증가를 제공하며 족부 진행각을 외회전 방향으로 11.6~18.0%(0.51~0.98°) 증가시키고 피부 혈류량을 10.5%(11.85PU) 증가시키는 유의한 효과를 보였다(부록 3-2, e). 사용자 평가 결과, 사용자는 지지패널이 위치하는 넓다리를 중심으로 압박 강도와 지지 강도를 느꼈으며 하지 전체에서 방향성 장력 강도를 느꼈고 보행 교정 유용성을 인지하였다. 지지패널 구조가 압박을 추가함에도 불구하고 지지패널이 없는 조건인 NL-01에 비하여 외관 및 사이즈, 압박 만족도, 동작 용이성, 안전성을 확보하는 것으로 나타났다(부록 3-2, f).

참여자 c, 참여자 d를 대상으로 1차 프로토타입 CL-01에 대하여 정성적 착의 평가를 실시한 결과(부록 3-2, g), CL-01의 지지패널 구조가 낮은 수준의 의복압 증가를 제공하고 족부 진행각의 변화가 크지 않았기 때문에, 이에 대한 대안으로 2차 프로토타입 설계에서는 하지 전 영역에 대한 압박 수준을 증가시키기로 하였다. 엉덩이위둘레 및 엉덩이둘레의 축소율을 높이고 넓다리중간둘레 및 장딴지둘레의 축소율은 유지하되 내측슬괏근을 충분히 포함하도록 지지패널 면적을 늘리고 외측장딴지에 지지패널을 새롭게 추가하기로 하였다.

1차 프로토타입의 수정 및 보완 과정을 통해 2차 프로토타입 패턴 설계를 위한 고려사항이 도출되었다. 첫째, 하반신 근위부와 원위부 간에 의복압 수준의 조화가 필요하다. 보행 실험 및 정성적 착의 평가에서 참여자들은 장딴지가 넓다리에 비해 덜 조이고 보행 지원 효과가 작다고 인지하여 압박의 추가를 요구하였고, 허리·배 및 엉덩이 영역도 의복압 수준을 높일 여지가 있는 것으로 나타났다. 부위별 의복압 수준의 조화를 고려하여 적용비율을 설정해야 할 것이다. 둘째, 하반신 근위부 간에 의복압 수준의 조화가 필요하다. 허리밴드선둘레가 조여 옆허리 살집이 볼록한 현상이 시각적으로 나타나 허리밴드선둘레를 늘리고 엉덩이위둘레를 줄일 필요가 있었으며 엉덩이둘레의 지지 작용을 높이기 위하여 엉덩이둘레를 줄일 필요가 있었다. 셋째, 정중앞선길이와

정중뒤선길이의 적용비율은 다르게 설정되어야 한다. 정중앞선길이의 적용비율은 18.3%, 정중뒤선길이의 적용비율은 11.5%으로 다르지만, 착의 평가 결과 정중뒤선길이를 이보다 낮출 필요가 있었다. 넷째, 넓다리길이의와 장딴지길이의 적용비율은 다르게 설정되어야 한다. 넓다리옆길이의(2.6%)와 장딴지옆길이의(2.0%)에 유사한 적용비율을 설정하였을 때 넓다리옆길이가 상대적으로 길어 인체에 잘 맞지 않았고 장딴지옆길이의 적용비율은 적당하였으므로 넓다리옆길이는 장딴지보다 높은 적용비율이 필요하다. 다섯째, 넓다리안길이는 앞판과 뒤판 간에 차이가 있게 설정되어야 한다. 대응 측정 레깅스 원형(4.1.2.) 결과에서 언급한 바와 같이, 뒤판 넓다리안솔기선을 따라 가로로 균주름 발생하여 뒤판 넓다리안길이를 앞판보다 10mm를 줄이기로 하였다. 뒤판 넓다리영역에 웨일방향 신장률이 낮은 파워넛 소재의 지지패널로 인해 균주름이 두드러지게 나타난 것으로 사료된다.

(2) 점진적 신장률 적용비율 축소법에 의한 패턴 축소

1차 프로토타입의 보행 실험 및 정성적 착의 평가에서 도출된 수정 및 보완점을 적용하고 점진적 적용비율 축소법에 의해 2차 프로토타입 GCL(compression leggings with graduated application rate)을 제작하였다. 점진적 적용비율 축소법의 유효성을 확인하기 위하여 비교용으로 고정된 적용비율로 패턴 축소된 FCL(compression leggings with fixed application rate)을 함께 제작하였다.

FCL과 GCL에 길이 항목의 적용비율을 동일하게 설정하였다. 정중앞선길이의(CF_{CR}: 18%)의 적용비율은 정중뒤선길이의(CB_{CR}: 10%)와 다르고, 장딴지옆길이의 및 장딴지안길이의(SS_{CA}, IS_{CA}: 2%)의 적용비율은 밑위옆길이의, 넓다리옆길이의, 넓다리안길이의(IS_{CR}, SS_{TH}, IS_{TH}: 10%)와 다르게 설정하였다.

FCL과 GCL 간의 차이는 호 항목에 대한 적용비율이다. GCL의 경우, 호 항목에 대한 적용비율이 원위부로 갈수록 점진적으로 높게 설정되었다. WB/2는 엉덩이둘레를 통과하여 착용 가능하면서 맞음새를 고려하여 적용비율을 3%로 설정하였으며, TH/2 8%, H/2 10%, UH/2 10%, CR/2 12%, T 12%, MT 17%, K 17%, CA 20%로 설정되었다. ML은 점진적 적용비율의 제외 부위로서, 지지패널이 패치되어 발뒤꿈치둘레를 통과하여 착용가능한 최소의 둘레를 고려하여 적용비율을 6%로 설정하였다. FCL의 경우, 호 항목 TH/2, H/2, UH/2, CR/2, T, MT, K, CA에 대하여 고정된 적용비율인 12%로 설정하였다. WB/2과 ML를 12%로

진행할 경우 착용 자체가 불가능하므로 WB/2는 착용이 가능한 최대 적용비율인 5%로 설정하였으며, ML은 원위부 압박 증가 조건이 제거되도록 0%로 설정하였다. 웨일방향과 코스방향 적용비율이 다르게 설정된 이유는, 패턴 축소율 및 적용비율의 웨일방향과 코스방향 간에 다르게 제안되고 있는 선행 연구에 근거한다(Chun et al., 1998; Kim, 2016; Jeong, 1998).

대표 형상의 인체치수에 해당하는 레깅스 원형치수에 대하여 점진적 적용비율 축소법에 의해 축소된 GCL과 고정된 적용비율로 패턴 축소된 FCL의 패턴치수는 표 15와 같으며, 완성선 패턴으로서 2종의 컴프레션 레깅스형 보조기 프로토타입의 축소 패턴 결과물은 그림 48과 같다.

표 15. 레깅스 원형치수 및 적용비율, 패턴 축소율, 패턴치수

구분항목	원형 항목	원형 치수 (mm)	FCL				GCL			
			적용 비율 (%)	패턴 축소율 (%)	패턴 치수 (mm)	패턴 치수 (mm)	적용 비율 (%)	패턴 축소율 (%)	패턴 치수 (mm)	패턴 치수 (mm)
WB/2	WB ₁	159.8	5.0	8.4	146.3	302.6	3.0	5.1	151.7	313.7
	WB ₂	170.6	5.0	8.4	156.2		3.0	5.1	162.0	
TH/2	TH ₁	193.3	12.0	20.2	154.2	315.1	8.0	13.5	167.3	341.7
	TH ₂	201.6	12.0	20.2	160.9		8.0	13.5	174.4	
H/2	H ₁	217.7	12.0	20.2	173.7	360.0	10.0	16.8	181.0	375.2
	H ₂	233.5	12.0	20.2	186.3		10.0	16.8	194.2	
UH/2	UH ₁	225.8	12.0	20.2	180.2	369.6	10.0	16.8	187.8	385.2
	UH ₂	237.4	12.0	20.2	189.4		10.0	16.8	197.4	
호	CR ₁	256.6	12.0	20.2	204.8	472.4	12.0	20.2	204.8	472.4
	CR ₂ ^a	335.4	12.0	20.2	267.6		12.0	20.2	267.6	
	CR _t	27.4	12.0	20.2	21.9		12.0	20.2	21.9	
T	T ₁	257.3	12.0	20.2	205.3	454.8	12.0	20.2	205.3	454.8
	T ₂	312.7	12.0	20.2	249.5		12.0	20.2	249.5	
MT	MT ₁	228.4	12.0	20.2	182.3	375.8	17.0	28.6	163.0	336.1
	MT ₂	242.5	12.0	20.2	193.5		17.0	28.6	173.1	
K	K ₁	169.8	12.0	20.2	135.5	286.4	17.0	28.6	121.2	256.2
	K ₂	189.1	12.0	20.2	150.9		17.0	28.6	135.0	
CA	CA ₁	158.0	12.0	20.2	126.1	285.8	20.0	33.7	104.8	237.5
	CA ₂	200.1	12.0	20.2	159.7		20.0	33.7	132.7	
ML	ML ₁	104.5	0.0	0.0	104.5	206.1	6.0	10.1	93.9	185.3
	ML ₂	101.6	0.0	0.0	101.6		6.0	10.1	91.3	
길이	CF ₁	107.5	18.0	21.1	84.9	266.1	18.0	21.1	84.9	266.1
	CF ₂	117.5	18.0	21.1	92.8		18.0	21.1	92.8	
	CF ₃	48.3	18.0	21.1	38.1		18.0	21.1	38.1	
	CF ₄	63.8	18.0	21.1	50.4		18.0	21.1	50.4	

CB _{CR}	CB ₁	122.5	10.0	11.7	108.2	356.0	10.0	11.7	108.2	356.0
	CB ₂	118.6	10.0	11.7	104.7		10.0	11.7	104.7	
	CB ₃	43.4	10.0	11.7	38.3		10.0	11.7	38.3	
	CB ₄	118.7	10.0	11.7	104.8		10.0	11.7	104.8	
SS _{CR}	SS ₁	114.6	10.0	11.7	101.2	266.8	10.0	11.7	101.2	266.8
	SS ₂	118.5	10.0	11.7	104.6		10.0	11.7	104.6	
	SS ₃	41.7	10.0	11.7	36.8		10.0	11.7	36.8	
	SS ₄	27.3	10.0	11.7	24.1		10.0	11.7	24.1	
SS _{TH}	SS ₅	14.1	10.0	11.7	12.5	272.0	10.0	11.7	12.5	272.0
	SS ₆	147.1	10.0	11.7	129.9		10.0	11.7	129.9	
	SS ₇	146.8	10.0	11.7	129.6		10.0	11.7	129.6	
SS _{CA}	SS ₈	141.4	2.0	2.3	138.1	310.7	2.0	2.3	138.1	310.7
	SS ₉	176.7	2.0	2.3	172.6		2.0	2.3	172.6	
IS _{TH}	IS ₁	20.0	10.0	11.7	17.7	281.1	10.0	11.7	17.7	281.1
	IS ₂	148.3	10.0	11.7	130.9		10.0	11.7	130.9	
	IS ₃	150.1	10.0	11.7	132.5		10.0	11.7	132.5	
IS _{CA}	IS ₄	142.1	2.0	2.3	138.8	308.6	2.0	2.3	138.8	308.6
	IS ₅	173.9	2.0	2.3	169.8		2.0	2.3	169.8	

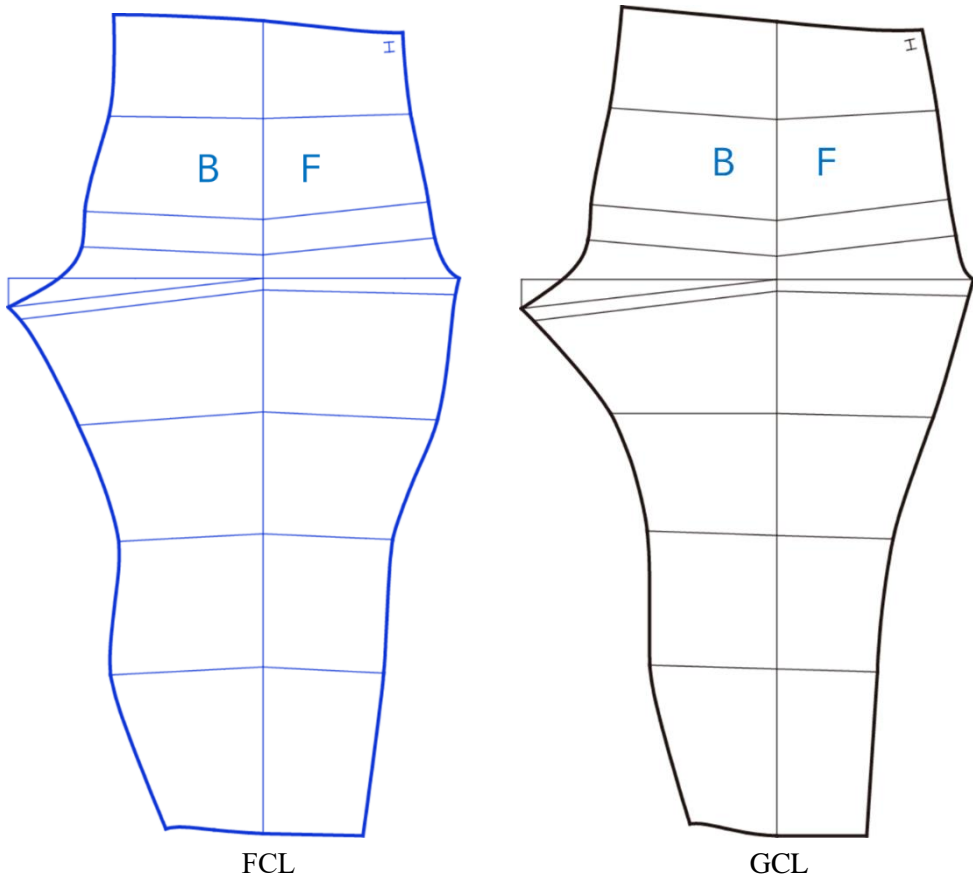


그림 48. 프로토타입의 축소 패턴 결과물

4.1.4. 프로토타입의 최종 패턴

고관절 내회전 작용을 억제시키기 위한 개발 보조기의 의복구성학적인 전략은 첫째, 바닥 소재에 의한 기본적인 컴프레션 부여를 위해 바닥 소재 신장률을 적용하여 패턴 축소한 레깅스를 설계하는 것이다. 바닥 소재에 의한 컴프레션 부여가 없다면 패널은 압박 및 지지 작용 생성이 불가능하다. 컴프레션이 클수록 지지 패널의 압박 및 지지 작용은 증가한다. 둘째, 앞은층에 위치하는 고관절의 내회전 근육인 중둔근 전섬유, 대퇴근막장근, 장내전근, 치골근, 반건양근, 반막양근과, 고관절 내회전을 유발하는 후족부의 외번 즉, 가쪽들림에 관여하는 장비골근과 단비골근(Hall, 1999; Neumann, 2010; 2016; Schamberger, 2002)의 위치에 지지패널 영역을 일치시키는 것이다. 개별 근육의 기시부(origin)와 삽입부(insertion)를 고려하여 제도된 레깅스 축소 패턴에 근육 위치 영역을 지정하였다. 셋째, 지지패널 영역의 근육 수축 방향을 따라 압박 및 지지 작용을 높일 수 있는 소재를 신장률의 차이가 나도록 배치하는 것이다. 본 연구에서는 지지패널용 소재의 웨일방향을 근육의 수축 방향선과 평행하도록 배치하였다. 이를 위한 지지패널용 소재 조건은 보조기 착용 시 인장력 조건에서 배치 방향의 신장률이 바닥 소재보다 현저히 낮아야 한다.

내족지 보행 교정을 위하여 설계된 지지패널 구조의 결과는 그림 49과 같으며 지지패널 구조가 삽입된 컴프레션 레깅스형 보조기 프로토타입의 최종 패턴은 그림 50과 같다.

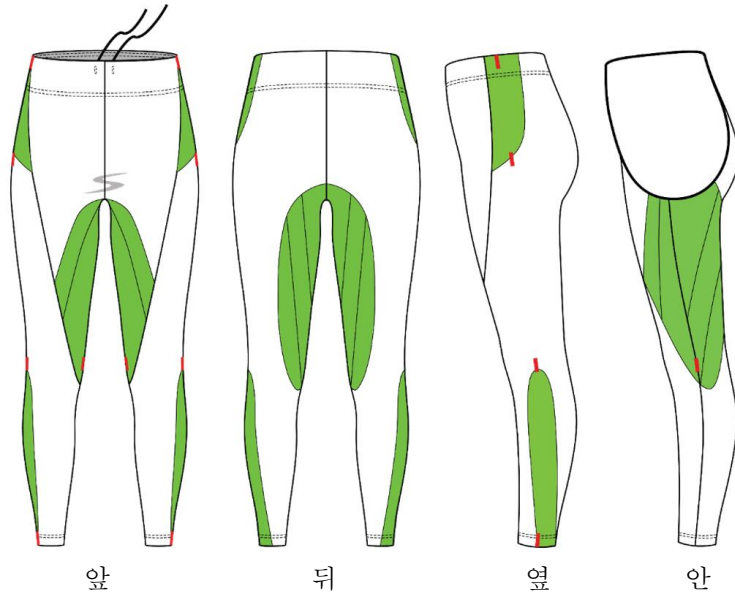


그림 49. 개발 보조기의 지지패널 구조
 (연두색: 지지패널, 빨간색: 착용 지점을 표시하는 배색 바텍 위치)

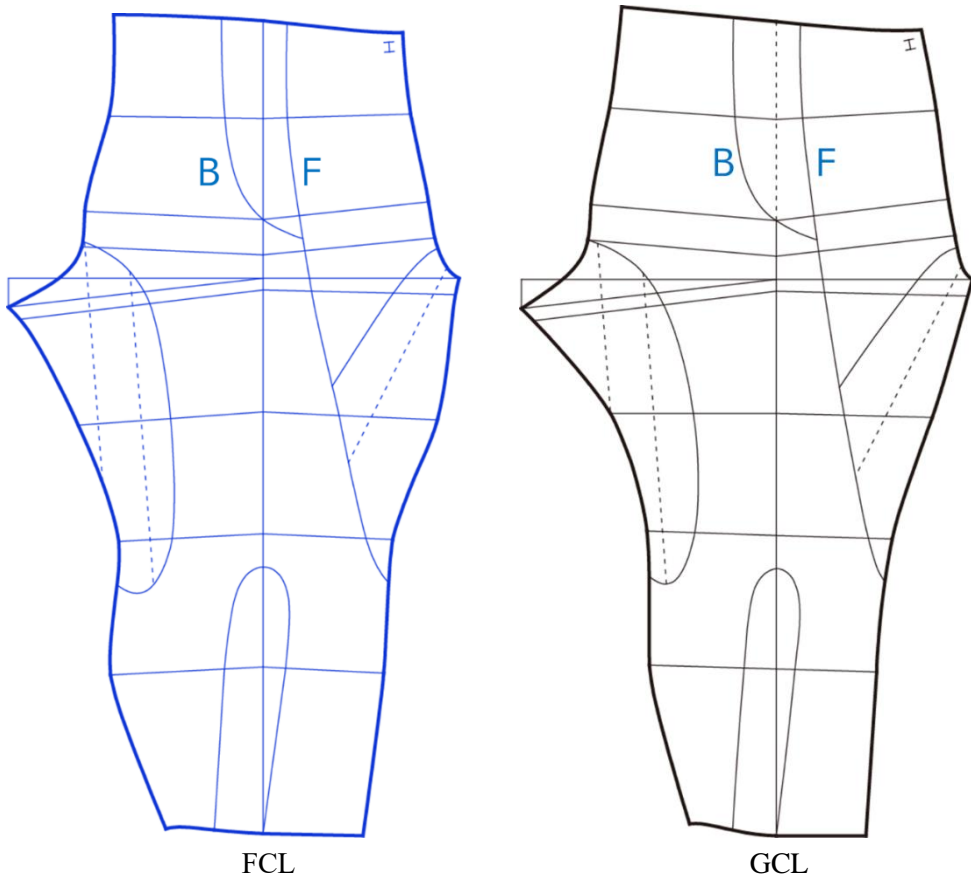


그림 50. 프로토타입의 최종 패턴 결과물

4.2. 개발 보조기 평가 결과

4.2.1. 데이터의 정규성

데이터의 정규성을 알아보기 위한 Kolmogorov-Smirnov 검정 결과, 의복압, 족부 진행각, 피부 혈류량의 모든 데이터는 정규성이 불인정되었다($p=0.000$). 하지 관절 각도의 경우에는 CON 조건에서의 고관절 내회전각 정점($p=0.200$)을 제외한 59개 실험복-관절 항목에서 정규성이 불인정되었다. Shapiro-Wilk 검정 결과, 사용자 평가 점수는 모든 항목에서 정규성이 불인정되었다($p=0.000$)(부록 5-1). 이와 같이, 거의 모든 항목에서 데이터의 정규성이 불인정되었으므로 차이 분석을 비모수통계로 실행하였다.

4.2.2. 참여자 신체 조건 및 증상, 착용 조건

(1) 참여자의 신체 조건

참여자의 신체 조건을 알아본 기술통계 분석 결과, 이환하지(affected leg)에 대한 높이 및 둘레의 평균 인체치수는 표 16과 같다. 참여자의 평균 몸무게는 $53.7 \pm 5.2 \text{kg}$, 체질량지수는 $20.8 \pm 1.6 \text{kg/m}^2$, 평균 체지방률은 $32.0 \pm 3.6\% \text{fat}$, 평균 골격근지수는 $36.3 \pm 2.3\% \text{SMM}$ 으로 나타났다. 평균 대퇴골 염전각은 좌 $27.1 \pm 4.4^\circ$, 우 $27.8 \pm 3.5^\circ$ 이며 평균 경골 염전각은 좌 $4.1 \pm 10.8^\circ$, 우 $6.9 \pm 10.1^\circ$ 로 나타났다. 대퇴골 염전각의 정상 범위는 $10 \sim 20^\circ$ 로(Tönnis & Skamel, 2003), 참여자 모두 과도한 대퇴골 전염전을 보였다. 복사 통과각의 정상 범위는 $13 \sim 18^\circ$ 로(Valmassy & Stanton, 1989), 경골은 1명(S08)이 외염전(좌 19° , 우 27°)을 보이고 1명(S04)이 정상(좌 14° , 우 12°)에 가까운 것을 제외하고 나머지 참여자가 경골 내염전을 보인 가운데, 이 중 3명(S03, S05, S07)이 음의 값을 보여 심한 내염전으로 나타났다(표 16).

참여자는 보조기 착용 시 인체 부위 지점에 바텍 위치를 맞추어 착용하였기 때문에(그림 25, 그림 49), 보조기 설계의 기준 인체치수인 대표 형상의 높이 지점에 대하여 참여자의 높이 지점이 대응하여 위치한다고 가정할 수 있다. 개별 참여자의 둘레치수 변화는 의복압 생성에 영향을 줄 수 있으므로 개별 적용비율을 도출하여 압박 관련 변수와의 관계를 살펴보고자 하였다. 따라서 대표 형상 대비 이환하지별 둘레치수 변화량과, 이환하지별 둘레치수에 대한 패턴치수를 역으로 환산하여 개별 적용비율을 도출하였다(표 17). 그 결과, 개별 적용비율이 평균적으로 FCL과 GCL에 설정된 적용비율보다 높은 부위는 WB/2(FCL: 6.5%, GCL: 4.5%), TH/2(13.4%, 9.5%)였으며 낮은 부위는 T(9.6%, 9.6%), MT(9.4%, 14.7%), CA(9.4%, 17.8%), ML(-0.7%, 5.4%)이었다. S02우와 S04좌는 대표 형상에 비하여 하반신 둘레가 전체적으로 컸고 S08좌·우는 하반신 둘레가 전체적으로 작은 것으로 나타났다. S01좌와 S06좌는 대표 형상에 비하여 근위부 둘레가 컸고 S07좌·우는 넓다리 부위 둘레는 작으나 장딴지 부위로 갈수록 커져 대표형상 수준인 것으로 나타났다. S05좌·우는 전반적으로 대표 형상과 유사한 가운데, 장딴지둘레가 작은 것으로 나타났다.

표 16. 인체치수(N=11) 및 체성분, 하지 염전각(N=8)

구분	항목	S01	S02	S03	S04	S05	S05	S06	S07	S07	S08	S08	Mean	SD	
		좌	우	좌	좌	좌	우	좌	좌	우	좌	우			
인체치수	1/2 허리밴드둘레 (mm)	343.7	376.4	371.3	358.3	332.2	332.2	339.5	327.7	327.7	319.3	319.3	340.7	19.8	
	1/2엉덩이위둘레 (mm)	395.0	430.9	434.1	424.7	409.6	409.6	418.3	393.0	393.0	385.7	385.7	407.2	17.9	
	1/2엉덩이둘레 (mm)	471.1	462.5	466.0	488.5	453.1	453.1	469.6	448.2	448.2	442.5	442.5	458.7	14.3	
	1/2엉덩이아래둘레 (mm)	480.2	476.0	470.8	511.2	457.3	457.3	480.0	447.7	447.7	448.3	448.3	465.9	20.0	
	넓다리둘레 (mm)	544.1	573.2	552.6	605.5	536.9	534.7	568.9	530.1	528.1	510.7	502.2	544.3	29.6	
	넓다리중간둘레 (mm)	444.4	478.3	482.6	485.7	477.0	479.9	452.2	425.6	415.1	396.2	393.6	448.3	35.6	
	무릎둘레 (mm)	363.7	371.8	337.6	379.5	363.8	361.3	358.9	340.8	335.0	330.7	330.9	352.2	17.6	
	장판지둘레 (mm)	345.2	372.4	337.2	358.2	340.0	338.7	336.3	358.2	367.2	305.6	298.8	341.6	23.1	
	종아리최소둘레 (mm)	209.4	217.1	208.2	211.9	209.5	205.1	196.6	225.0	367.2	168.0	182.6	218.2	51.9	
	키 (mm)	1553.0	1608.0	1620.0	1650.0	1609.0	1609.0	1607.0	1600.0	1600.0	1591.0	1591.0	1603.5	23.3	
체성분	허리높이 (mm)	980.0	1014.5	1015.0	1016.9	1008.0	1016.9	1020.0	990.0	990.0	1010.0	1010.0	1006.5	13.5	
	다리안쪽높이 (mm)	675.0	700.0	705.0	715.0	700.0	715.0	710.0	685.0	685.0	695.0	695.0	698.2	12.9	
	무릎가운데높이 (mm)	400.0	435.0	425.0	440.0	415.0	415.0	430.0	420.0	420.0	410.0	410.0	420.0	11.8	
	몸무게 (kg)	49.4	58.6	57.1	60.6	51.3		54.4	53.0		44.9		53.7	5.2	
	체질량지수 (kg/m ²)	20.5	22.7	21.8	22.3	19.8		21.1	20.7		17.7		20.8	1.6	
	체지방률 (%fat)	35.4	33.1	35.6	31.0	29.6		36.2	26.2		29.2		32.0	3.6	
	골격근지수 (%SMM)	33.4	35.8	34.5	37.5	37.6		33.6	40.0		37.6		36.3	2.3	
	하지염전각	대퇴골 염전각 (degree)	좌	22.0	27.0	35.0	22.0	28.0		30.0	24.0		29.0	27.1	4.4
		염전각 (degree)	우	20.5	28.0	26.0	30.0	30.5		26.0	30.0		31.0	27.8	3.5
		경골 염전각 (degree)	좌	11.0	9.0	-8.0	14.0	-5.0		3.0	-10.0		19.0	4.1	10.8
염전각 (degree)		우	8.0	9.0	-3.0	12.0	-1.0		7.0	-4.0		27.0	6.9	10.1	

표 17. 대표 형상 대비 이환하지별 둘레치수 변화량 및 개별 적용비율

구분	항목	S01 좌	S02 우	S03 좌	S04 좌	S05 좌	S05 우	S06 좌	S07 좌	S07 우	S08 좌	S08 우	Mean	SD
둘레 치수 변화 량 (mm)	WB/2	13.3	46	40.9	27.9	1.8	1.8	9.1	-2.7	-2.7	-11.1	-11.1	10.3	19.8
	TH/2	0.1	36	39.2	29.8	14.7	14.7	23.4	-1.9	-1.9	-9.2	-9.2	12.3	17.9
	H/2	19.9	11.3	14.8	37.3	1.9	1.9	18.4	-3.0	-3.0	-8.7	-8.7	7.5	14.3
	UH/2	17.0	12.8	7.6	48	-5.9	-5.9	16.8	-15.5	-15.5	-14.9	-14.9	2.7	20.0
	T	-25.9	3.2	-17.4	35.5	-33.1	-35.3	-1.1	-39.9	-41.9	-59.3	-67.8	-25.7	29.6
	MT	-26.5	7.4	11.7	14.8	6.1	9.0	-18.7	-45.3	-55.8	-74.7	-77.3	-22.7	35.6
	K	4.8	12.9	-21.3	20.6	4.9	2.4	0.0	-18.1	-23.9	-28.2	-28	-6.7	17.5
	CA	-12.9	14.3	-20.9	0.1	-18.1	-19.4	-21.8	0.1	9.1	-52.5	-59.3	-16.5	23.1
	ML	3.3	11	2.1	5.8	3.4	-1	-9.5	18.9	161.1	-38.1	-23.5	12.1	51.9
	개별 적용 비율 (%)	WB/2	7.1	11.6	11.0	9.2	5.3	5.3	6.5	4.6	4.6	3.1	3.1	6.5
TH/2		12.0	16.0	16.3	15.3	13.7	13.7	14.7	11.8	11.8	10.9	10.9	13.4	2.0
H/2		14.0	13.2	13.5	15.6	12.2	12.2	13.9	11.7	11.7	11.1	11.1	12.7	1.4
UH/2		13.7	13.3	12.8	16.5	11.4	11.4	13.7	10.4	10.4	10.4	10.4	12.2	2.0
FCL T		9.7	12.3	10.5	14.8	9.1	8.9	11.9	8.4	8.4	6.5	5.6	9.6	2.6
MT		9.2	12.7	13.1	13.4	12.6	12.9	10.0	7.0	7.0	3.1	2.7	9.4	4.0
K		12.6	13.6	9.0	14.6	12.6	12.3	12.0	9.5	9.5	8.0	8.0	11.1	2.3
CA		10.2	13.8	9.1	12.0	9.5	9.3	8.9	12.0	12.0	3.9	2.6	9.4	3.4
ML		0.9	3.0	0.6	1.6	1.0	-0.3	-2.9	5.0	5.0	-13.5	-7.6	-0.7	5.5
WB/2		5.2	9.9	9.2	7.4	3.3	3.3	4.5	2.5	2.5	1.0	1.0	4.5	3.1
TH/2		8.0	12.3	12.6	11.6	9.8	9.8	10.9	7.8	7.8	6.8	6.8	9.5	2.2
H/2		12.1	11.2	11.6	13.8	10.2	10.2	11.9	9.7	9.7	9.0	9.0	10.8	1.5
UH/2		11.7	11.3	10.8	14.6	9.4	9.4	11.7	8.3	8.3	8.4	8.4	10.2	2.0
GCL T		9.7	12.3	10.5	14.8	9.1	8.9	11.9	8.4	8.4	6.5	5.6	9.6	2.6
MT		14.5	17.7	18.0	18.3	17.5	17.8	15.2	12.5	12.5	9.0	8.7	14.7	3.6
K		17.6	18.5	14.3	19.3	17.6	17.3	17.0	14.7	14.7	13.4	13.4	16.2	2.1
CA	18.5	21.5	17.6	20.0	17.9	17.7	17.4	20.0	20.0	13.2	12.2	17.8	2.9	
ML	6.8	8.7	6.5	7.5	6.9	5.7	3.4	10.5	10.5	-6.1	-0.9	5.4	5.0	

변화량(mm) = (개별 둘레치수 - 대표 형상의 둘레치수)

개별 적용비율(%) = (개별 둘레치수 - 패턴치수 / 개별 둘레치수) × 100 / 바닥 소재 코스방향 유효신장률
 음영 표시: 개별 적용비율과 설정된 적용비율 간의 차이가 1% 이상인 경우

(2) 내족지 보행 증상

참여자의 평소 내족지 보행 증상을 알아보기 위하여 반바지(CON) 착용 상태에서 보행 훈련 6~11분 시점 구간으로 측정된 이환하지의 평균 족부 진행각은 $-3.56 \pm 2.48^\circ$ 로 나타났다. 내족지 증상을 보이는 이환하지를 파악한 결과, 8명 중 5명이 편측인 가운데 좌측이 4명, 우측이 1명이었고, 양측인 3명에서도 족부 진행각이 좌측이 더 내측을 향하는 것으로 나타났다. 대체적으로 좌측이 더 내족지 증상을 보이는

동적 비대칭 특성이 발견되었다.

편측 이환인 참여자 5명 모두 어느 쪽에 내족지 보행 증상이 나타나는지 모르거나 반대로 인지하고 있었다. 참여자들은 모두 어린 시절부터 내족지 보행 증상을 가지고 있었으며 주변 사람들로 부터 내족지 보행 증상을 지적받은 경험이 있었다. 타인으로부터 내족지 보행이 관찰되는 것을 꺼리고 심적으로 위축된다는 의견도 있었다.

보행 상의 애로 사항은 걸을 때 발이 모아짐으로 인해 다소 불편하기는 하나 심각하지는 않다고 답변하였으며, 대부분의 참여자가 오래 걸으면 쉽게 피로한 것과 내족지 보행이 관련이 있다고 생각하였다. 내족지 보행의 원인이 다리가 휘거나 골반 문제로 인한 것이라고 생각하고 있어 고관절을 언급하는 참여자는 전무하였다. 또한 내족지 보행 증상의 지속으로 추후에 있을 지 모르는 관절염에 대한 우려감을 표현하였다.

1명(S03)만이 청소년 시기에 물리 치료 및 운동 치료를 받은 경험이 있었다. 1명(S02)을 제외하여 대부분의 참여자들은 본인의 내족지 보행 증상에 대하여 전문적인 진단을 받은 적이 없었고 치료 및 중재 경험이 전무하였다. 일자로 걸으려고 노력한 경험을 가지고 있으나 의식하지 않을 때에는 내족지 보행으로 되돌아간다고 답변하였다.

증상이 경미하다고 답변한 참여자(S04)도 있었으나 증상의 심각도를 알 수 없다고 답변한 참여자가 대부분이었다. 자발적인 실험 참여의 계기는 진단을 받은 적이 없기 때문에 본인의 보행 증상을 정확히 진단받고자 하였으며 시판 제품으로는 본 적이 없는 교정용 레깅스 보조기 제품에 대한 궁금증이 있었고 사용 의사를 밝히기도 하였다.

살펴본 바와 같이, 경증 내족지 보행 증상을 보이는 20대 여성 참여자들은 병력이 없이 전반적으로 건강한 범주에 해당하지만 어린 시절부터 지속된 내족지 보행 증상을 가지고 있으며 내족지 증상을 인지하고 있으나 중재 방법을 모른 채 방치되고 있으며 신체적 또는 심리적인 애로 사항을 가지고 있는 것으로 파악되었다.

(3) 의복압 부여 조건

2종의 레깅스 실험복 조건의 의복압 분포를 살펴보면, 고정된 적용비율을 사용하여 동일한 패턴 축소율로 설계된 FCL에서는 부위별로 의복압이 다르게 분포하여 의복압이 비골근, 중둔근, 비복근, 내전근, 대둔근, 내측슬괏근 순으로 높은 것으로 나타났다. 따라서 고정된 적용비율은 동일한 의복압 분포의 컴프레션을 구현하지 않음을 알 수

있다. 점진적 적용비율로 설계된 GCL에서는 엉덩이, 넓다리, 장딴지 간에 원위부로 갈수록 의복압이 최대 9.70mmHg 폭으로 높아졌으나 중둔근 의복압이 슬괩근, 내전근, 대둔근보다 오히려 높게 나타나, 본 연구에서 설정된 점진적 적용비율(TH/2: 8%, T: 12%, MT: 17%, CA: 20%)은 위엉덩이로부터 장딴지까지의 완전한 점진적 컴프레션을 구현하지 않고 부분적인 점진적 컴프레션을 구현하는 것으로 나타났다(표 18).

하지 영역에 점진적 컴프레션을 구현하기 위하여 WB/2 패턴치수를 더 늘려 제작하는 방안은 사용자 평가 결과 허리밴드가 흘러내리는 착용감을 발생시킬 여지가 있어 WB/2 분량을 늘리는 조정은 어렵다고 판단된다. 대신에 내전근과 내측슬괩근의 의복압을 다소 높임으로써 점진적 컴프레션의 구현이 가능하기 때문에 넓다리 및 넓다리중간(T, MT)의 적용비율을 높이는 방안을 제안할 수 있다.

압박의 추가를 고려할 때 주목할 점은, 현재 GCL에서의 넓다리중간(7.96~8.46mmHg) 및 장딴지(16.08~13.31mmHg) 의복압은 Sigel et al.(1975)이 제시한 최적의 점진적 컴프레션 조건(넓다리중간 8mmHg, 장딴지 14mmHg)과 유사한 수준이라는 점이다. 따라서 고관절 및 대퇴골의 교정 기능을 높여야 하는 경우에 추가적인 압박을 고려할 수 있겠으나, 압박의 추가는 착용감의 불편을 야기할 수 있으므로 사용자 요구사항에 맞추어 적정 수준을 찾는 노력이 필요하다. 특히, 착탈의 용이성을 비롯한 사용 상의 착용감은 아동의 착용 준수의 중요한 조건이므로(Coghill & Simkiss, 2010; Rennie et al., 2000; Nicholson et al., 2001) 본 보조기가 아동에게 적용될 경우에는 현재의 조건이 더 적합할 가능성이 있다.

적용비율에 따른 FCL과 GCL 간의 의복압의 차이를 알아보는 대응표본 Wilcoxon 부호순위 검정의 결과, 중둔근 의복압을 제외한(p=0.714) 모든 부위 항목에서 GCL에서의 의복압이 FCL보다 유의하게 높은 것으로 나타났다(표 18). 중둔근과 대둔근 패턴치수에 설정된 적용비율은 FCL이 GCL보다 높지만 중둔근 의복압은 유의한 차이가 나타나지 않았고 대둔근 의복압은 오히려 GCL에서 유의하게 높게 나타났다. 중둔근 의복압이 유의한 차이가 나타나지 않은 것은 WB/2의 적용비율 차이가 2.0%(FCL: 5.0%, GCL: 3.0%)에 불과하였기 때문으로 판단된다. FCL에서는, 차이가 나타나지 않은 중둔근을 제외하여 엉덩이, 넓다리, 장딴지 간에 원위부로 갈수록 의복압이 최대 4.60mmHg 폭으로 높아지는 것으로 나타나 GCL(9.70mmHg)에 비해 낮은 의복압 차의 부분적인 점진적 컴프레션으로 볼 수 있다.

표 18. 적용비율에 따른 FCL과 GCL 간의 의복압 차이(mmHg, N=440)

부위 항목	FCL		GCL		z	p
	Mean	SD	Mean	SD		
중둔근	8.76	2.09	8.71	2.35	-0.366	0.714
대둔근	6.18	1.85	6.38	1.83	3.351	0.001**
내전근	6.40	2.03	7.96	2.36	13.090	0.000***
내측슬픽근	5.89	2.00	8.46	3.34	17.845	0.000***
비골근	10.78	2.45	16.08	3.93	18.238	0.000***
비복근	8.42	2.33	13.31	2.85	18.343	0.000***
가쪽발목	3.24	2.49	7.83	4.28	17.675	0.000***
안쪽발목	4.16	1.58	7.39	3.27	18.264	0.000***

대응표본 Wilcoxon 부호순위 검정

***: $p < 0.001$; **: $p < 0.01$

음영 표시: 유의한 차이가 나타나지 않음

Mosti and Partsch(2011)는 장딴지 의복압이 발목보다 높은 의복압 분포의 유효성을 검증하였지만 발목 의복압을 15mmHg로 제시하여 본 연구의 의복압 수준보다 높게 설정하였다. Lawrence and Kakkar(1980)와 Sigel et al.(1975)은 발목 의복압이 장딴지보다 더 높은 의복압 분포를 제시한 가운데, 8~18mmHg 범위의 중등 의복압 수준을 제시하였다. 본 연구는 발목보다 장딴지가 높은 의복압 분포와 6.39~16.08mmHg의 중등 의복압 수준을 병합하여 최적 의복압을 제안한 의미가 있다. 또한 선행 연구에서 장딴지 또는 넙다리까지의 범위(Lawrence & Kakkar, 1980; Sigel et al., 1975)로 제시한 것과는 달리, 허리까지 포함하여 하반신 전체 영역으로 확대하여 제시하였다. 사용자 착용 평가 선행 연구에서 제시한 적정 의복압 범위인 9.8~21.8mmHg 범위(Jeong, 2002; 2006; Jeong & Kim, 2006; Lee et al., 2013; Lee & Nam, 2002; Park & Chun, 2013)와 비교하여 의복압 수준이 다소 낮은 수준에 해당한다. 중등 의복압 수준의 제안은 높은 의복압에 의해 나타날 수 있는 통증(Ali et al., 2010) 및 피하 조직 손상(Lawrence & Kakkar, 1980)을 줄일 수 있기 때문에 의미가 있다.

개별 이환하지 평균 의복압의 범위를 파악한 결과, 실험복 조건 간에 두드러지게 차이가 나타나는 부위는 내측슬픽근, 비골근, 비복근, 가쪽발목, 안쪽발목이었다(표 19). 최대값은 내측슬픽근에서 FCL 9.10mmHg, GCL 15.88mmHg, 비골근에서 FCL 16.80mmHg, GCL 22.58mmHg, 비복근에서 FCL 11.03mmHg, GCL 17.00mmHg, 가쪽발목에서 FCL 6.40mmHg, GCL 16.00mmHg, 안쪽발목에서 FCL 6.00mmHg, GCL 14.00mmHg로 나타나, 참여자에 따라 의복압이 다양하게 나타났다.

개별 참여자의 둘레치수 변화로부터 도출된 개별 적용비율을 함께 살펴볼 때(표 17), 대표 형상보다 하반신 둘레가 전체적으로 큰 S02우와 S04좌가 내전근, 내측슬괵근, 비골근, 비복근에서 의복압이 높게 나타났다. 넓다리 부위 대비 장딴지 부위가 큰 경향이 있는 S07좌·우는 비골근, 비복근, 가쪽발목, 안쪽발목에서 의복압이 높게 나타났다. 하반신 둘레가 전체적으로 작은 S08좌·우는 대부분의 부위에서 가장 낮은 의복압을 보였다. Brophy-Williams et al.(2015)가 제시한 바와 같이, 제품이 인체보다 작은 사이즈를 입을 경우 의복압이 높아지는 경향을 발견할 수 있었다. 하지만 유사한 장딴지둘레를 가지는 S04좌와 S07좌·우 간에 비골근 및 비복근 의복압이 다르게 나타난 것으로 보아, 치수적 요소만으로 의복압 생성을 모두 설명하기는 힘들며 골격 돌출이나 피하지방 두께의 차이와 같이 피부 성분 분포에 의한 요인을 고려할 필요가 있다고 사료된다.

표 19. 실험복 조건에 따른 이환하지별 의복압(mmHg, N=40)

부위 항목	실험복 조건	S01 좌	S02 우	S03 좌	S04 좌	S05 좌	S05 우	S06 좌	S07 좌	S07 우	S08 좌	S08 우	Range
중둔 근	FCL	7.00	11.78	13.00	8.25	10.88	9.00	7.63	7.00	6.78	7.00	8.05	6.78 ~ 13.00
	GCL	9.85	11.13	12.25	8.93	11.30	9.00	6.35	8.13	8.78	5.33	4.83	4.83 ~ 12.25
대둔 근	FCL	5.00	6.13	5.08	7.00	5.58	5.28	11.48	5.18	5.03	5.23	7.00	5.00 ~ 11.48
	GCL	6.00	5.63	6.93	7.85	5.88	4.00	11.18	6.03	6.38	4.85	5.43	4.00 ~ 11.18
내전 근	FCL	4.00	8.03	8.00	11.05	7.00	7.18	5.23	5.00	5.00	5.90	4.00	4.00 ~ 11.05
	GCL	6.00	10.08	11.00	11.15	10.00	7.00	7.00	9.00	7.00	3.53	5.83	3.53 ~ 11.15
내측 슬괵 근	FCL	6.10	8.20	7.00	9.10	5.00	6.35	8.00	5.00	3.00	3.00	4.00	3.00 ~ 9.10
	GCL	6.88	13.83	8.00	15.88	8.48	7.53	8.65	7.83	6.93	4.13	5.00	4.13 ~ 15.88
비골 근	FCL	7.03	13.80	9.90	13.00	11.70	12.83	10.60	12.00	13.03	6.80	7.88	6.80 ~ 13.80
	GCL	13.55	22.58	13.23	16.78	17.65	16.60	16.60	21.00	19.00	10.00	9.93	9.93 ~ 22.58
비복 근	FCL	7.08	11.00	8.00	11.03	8.00	9.00	10.00	11.00	8.80	4.73	3.95	3.95 ~ 11.03
	GCL	11.90	14.93	14.00	16.03	14.23	13.30	14.00	17.00	15.00	7.00	9.00	7.00 ~ 17.00
가쪽 발목	FCL	0.00	6.00	4.00	5.00	5.00	2.00	0.33	6.40	5.88	0.00	1.03	0.00 ~ 6.40
	GCL	4.08	9.75	11.00	9.00	9.00	7.25	4.25	16.00	12.00	3.00	0.83	0.83 ~ 16.00
안쪽 발목	FCL	1.98	6.00	5.63	5.00	5.35	5.00	3.13	5.00	5.00	2.00	1.70	1.70 ~ 6.00
	GCL	5.73	7.93	7.50	12.08	7.18	6.95	5.00	14.00	9.00	2.93	3.00	2.93 ~ 14.00

볼드체: 최대값

4.2.3. 개발 보조기의 기능적 효과

(1) 실험복 조건 간의 족부 진행각 차이

족부 진행각은 본 연구에서 가장 핵심이 되는 기능적 효과 지표이다. 3종 실험복 조건 간에 30~35분 시점 구간에서의 족부 진행각 차이를 알아보기 위하여 대응표본 Friedman의 순위 이원분산분석을 실시한 결과, 족부 진행각은 3종의 실험복 조건 간에 유의한 차이를 보였다($p=0.000$)(표 20). 대응별 비교 결과, 족부 진행각은 GCL, FCL, CON 순으로 유의하게 외회전 방향으로 큰 것으로 나타났다($p=0.000$)(표 21). 35분의 보행 훈련에 의해 족부 진행각은 FCL에서 14.3%, GCL에서 31.1% 증가하는 것으로 나타났다.

표 20. 실험복 조건 간의 족부 진행각 차이(degree, N=2,635)

항목	CON		FCL		GCL		χ^2	p
	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD		
족부 진행각	-3.62	2.70	-3.10	2.56	-2.49	2.42	253.774	0.000***

대응표본 Friedman의 순위 이원분산분석

***: $p < 0.001$

표 21. 실험복 조건 대응별 족부 진행각 차이(degree, N=2,635)

항목	FCL-CON		GCL-CON		GCL-FCL	
	z	p	z	p	z	p
족부 진행각	7.693	0.000***	15.862	0.000***	8.169	0.000***

대응표본 Friedman의 순위 이원분산분석

***: $p < 0.001$

실험복 조건에 따른 이환하지별 족부 진행각은 그림 51과 같다. CON 대한 FCL과 GCL에서의 족부 진행각 변화율로 환산한 결과(표 22), CON 대비 FCL에서 외회전 방향으로 개선된 하지는 S01좌, S03좌, S04좌, S05우, S06좌, S07좌·우, S08좌로 8하지였으며, GCL에서 개선된 하지는 S01좌, S02우, S03좌, S04좌, S05좌·우, S06좌, S07좌, S08좌로 9하지였다. GCL의 변화율이 FCL보다 높은 하지는 S01좌, S02우, S03좌, S05좌·우, S06좌, S08좌·우로 8하지였으며, GCL의 변화율이 FCL보다 낮은 하지는 S04좌, S07좌·우로 3하지였다.

살펴본 바와 같이, 동일한 보행 훈련에서 개발 보조기의 착용은 미착용 조건과 비교하여 족부 진행각을 외회전시키는 효과를 가지는

것으로 확인되었으며, 점진적 적용비율로 설계된 보조기 GCL이 고정된 적용비율로 설계된 보조기 FCL보다 외회전 효과가 우수한 것으로 나타났다.

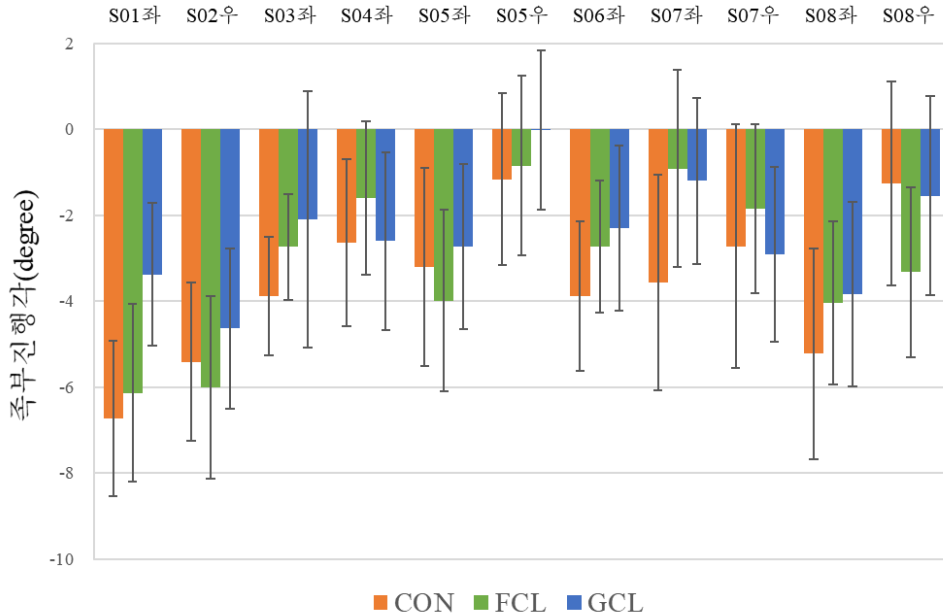


그림 51. 실험복 조건에 따른 이환하지별 평균 족부 진행각

표 22. CON 대비 이환하지별 족부 진행각의 변화량 및 변화율

이환하지	FCL		GCL	
	변화량(degree)	변화율(%)	변화량(degree)	변화율(%)
S01 좌	0.60	9.0%	3.36	49.9%
S02 우	-0.60	-11.1%	0.77	14.3%
S03 좌	1.15	29.7%	1.79	46.2%
S04 좌	1.05	39.7%	0.04	1.6%
S05 좌	-0.78	-24.5%	0.46	14.5%
S05 우	0.31	27.1%	1.15	98.5%
S06 좌	1.15	29.6%	1.57	40.6%
S07 좌	2.65	74.5%	2.36	66.3%
S07 우	0.87	32.1%	-0.18	-6.6%
S08 좌	1.19	22.7%	1.38	26.4%
S08 우	-2.06	-163.4%	-0.29	-22.8%

변화량(degree) = (레깅스 조건 족부 진행각 - CON 족부 진행각)

변화율(%) = (레깅스 조건 족부 진행각 - CON 족부 진행각) × 100 / |CON 족부 진행각|

(2) 실험복 조건 간의 하지 관절 각도 차이

보행 중 횡단면 상에서의 고관절 내회전은 족부 진행각 변화를 일으키는 주요한 요인인 기능적 지표이다. 보행 중 하지 관절 각도를 분석한 결과, 횡단면 상에서의 고관절 외회전각 보행주기 그래프에서 두드러진 변화가 발견되었다. CON에서 고관절은 입각기에 내회전되고(입각기 고관절 평균 외회전각 -3.16°) 유각기에 짧은 시간 동안 현저하게 외회전되는 것으로 나타나(유각기 고관절 평균 외회전각 3.60°), eggbeater 보행(Staheli, 1990)의 전형적인 특징을 보였다. 그에 반해 FCL과 GCL에서 고관절은 CON보다 입각기에 내회전에 저감되고(입각기 고관절 평균 외회전각: FCL -0.71° , GCL -0.90°) 유각기에 외회전이 저감되는(유각기 고관절 평균 외회전각: FCL 0.02° , GCL -0.17°) 경향으로 두드러지게 변화하였다($p=0.000$).

정상 보행의 경우, 보행주기 약 15~20%에서 하지는 내회전에서 외회전으로 전환되고(Neumann, 2016) 발가락 떼기(toe-off) 시점에 다시 외회전각 정점에 이르고 내회전으로 전환된다(Mann, 1975). 참여자들은 CON에서 이 시점에 외회전으로 전환되지 못하고 입각기 내내 보행주기 45% 시점까지 내회전 상태를 유지하는 경향을 보였고 유각기에서 내회전으로 전환되는 외회전각 정점이 유각기 중간인 보행주기 73% 시점에 나타났다. 이에 반해 FCL과 GCL 착용 시 보행주기 11% 시점에서 외회전으로 전환되었고 유각기에서 내회전으로 전환되는 외회전각 정점이 보행주기 65% 시점으로 당겨져 발가락 떼기 시점에 근접해지는 긍정적인 변화가 나타났다(그림 52). 정상 보행에서 고관절 ROM은 약 12° (Mann, 1983)로, CON에서 18.11° 로 나타나 과도한 ROM 상태를 보였으나 FCL과 GCL 착용 시 각각 8.74° , 9.84° 로 나타나 현저한 변화를 보였다.

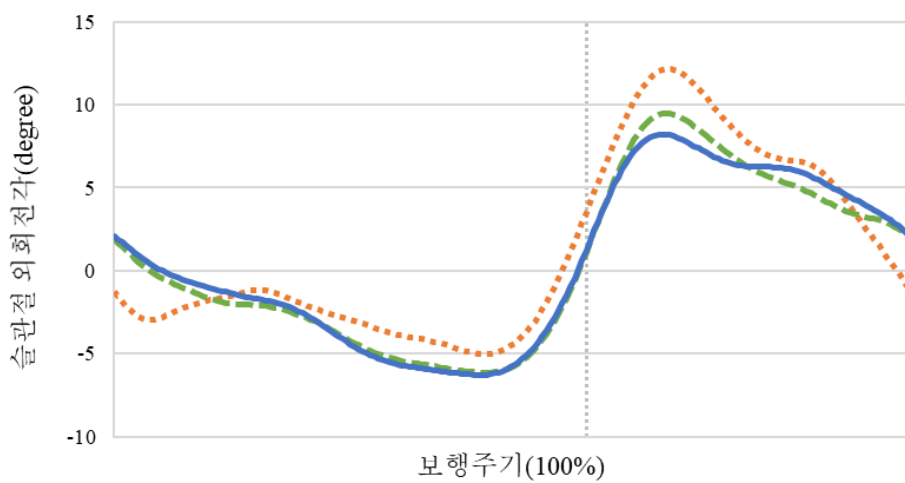
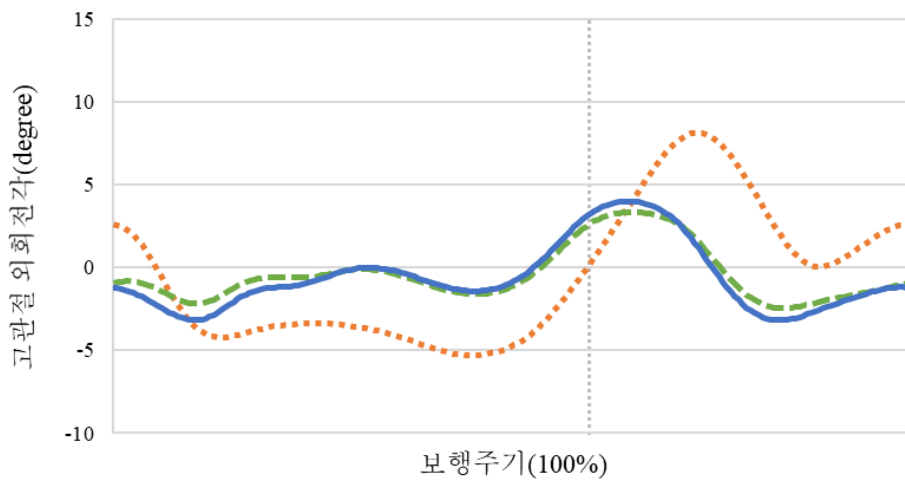
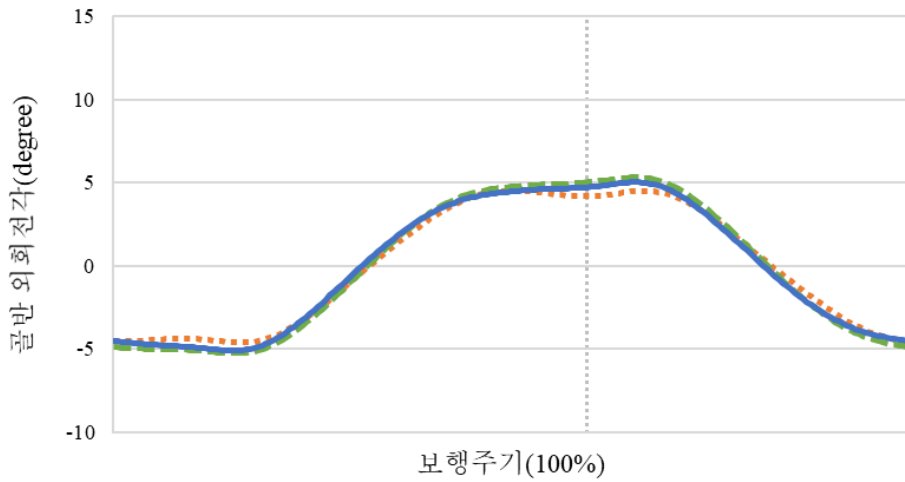
고관절 외회전각의 차이를 알아보기 위하여 대응표본 Friedman의 순위 이원분산분석의 대응별 비교 결과, CON과 FCL 및 GCL 간에 고관절의 외회전각은 모든 항목에서 유의한 차이가 발견되어($p=0.000$) 개발 보조기 모두 고관절 움직임에 효과를 발휘하는 것으로 나타났다. FCL과 GCL 간에는 입각기 평균 외회전각이 유일하게 유의한 차이를 보이지 않았다($p=0.411$)(표 23, 표 24).

골반의 경우, 외회전각 보행주기 그래프 및 기술통계 분석 결과, 현저한 변화가 발견되지 않았다(그림 52, 표 23). 정상 보행에서 횡단면 상에서의 골반 ROM은 약 8° 로(Chan, & Rudins, 1994; Mann, 1983), CON에서 12.39° 로 나타나 정상 수준을 넘는 ROM 상태가 FCL과 GCL 착용 시

개선되는 변화가 나타나지 않았으므로 보조기의 작용이 골반까지 영향을 미쳤다고 보기 어렵다. 대응별 비교 결과, 실험복 조건 간에 입각기($p=0.778$) 및 유각기($p=0.884$) 골반 평균 외회전각은 유의한 차이가 나타나지 않았다(표 24).

슬관절의 경우, 정상 보행에서 횡단면 상에서의 슬관절 ROM은 약 16° (Mann, 1983), CON에서 20.29° 로 나타나 정상 수준을 넘는 ROM 상태를 보였으나 FCL과 GCL 착용 시 각각 17.77° , 17.00° 로 나타나 정상 수준에 근접하는 변화를 보였다($p=0.000$). 입각기 슬관절 평균 외회전각과 내회전 정점은 FCL과 GCL에서 오히려 CON보다 내회전된 것으로 나타났다. CON에서 유각기 고관절의 현저한 외회전의 연장으로 슬관절도 외회전 경향이 나타났으나 FCL과 GCL 착용 시 외회전이 저감되는 양상을 보였다. 유각기 슬관절 평균 외회전각이 CON에서 7.00° 였으나 FCL과 GCL 착용 시 각각 5.76° , 5.75° 였으며, 슬관절 외회전각 정점이 CON에서 13.53° 였으나 FCL에서 11.04° , GCL에서 10.17° 로 나타났으며 실험복 조건 간의 유의한 차이를 보였다($p=0.000$)(그림 52, 표 23).

거퇴관절의 경우, 거퇴관절 ROM은 CON에서 29.70° 였으나 FCL과 GCL 착용 시 각각 26.02° , 25.51° 로 나타나 감소하는 경향을 보였다($p=0.000$). 정상 보행에서 입각기에서 거퇴관절의 각도가 양에서 음으로 전환되는 시점은 보행주기 20% 시점으로(Wright et al., 1964), CON에서 51% 시점이었으나 FCL과 GCL 착용 시 36% 시점으로 나타나 거퇴관절이 중립이 되는 시점이 당겨진 것으로 나타났다. 전유각기(pre-swing phase)에 거퇴관절이 급격하게 내전되어 내전각 정점에 이르는 현상은 입각기에 발 전체가 지평면에 고정되었다가 발뒤꿈치 들기에 이어 발가락 떼기까지 발이 바닥으로부터 자유로워지면서 거퇴관절이 내전되기 때문이다(Wright et al., 1964). 거퇴관절 내전각 정점은 CON에서 -21.46° 였으나 FCL과 GCL 착용 시 각각 -18.48° , -18.21° 로 나타났다($p=0.000$). 참여자의 거퇴관절 내전 경향이 개발 보조기 착용으로 인해 저감되었다고 해석할 수 있다(그림 52, 표 24). 이와 같이, 거퇴관절은 컴프레션 레깅스형 보조기로 덮는 부위가 아님에도 불구하고 개발 보조기 착용으로 인해 움직임 변화가 나타났다.



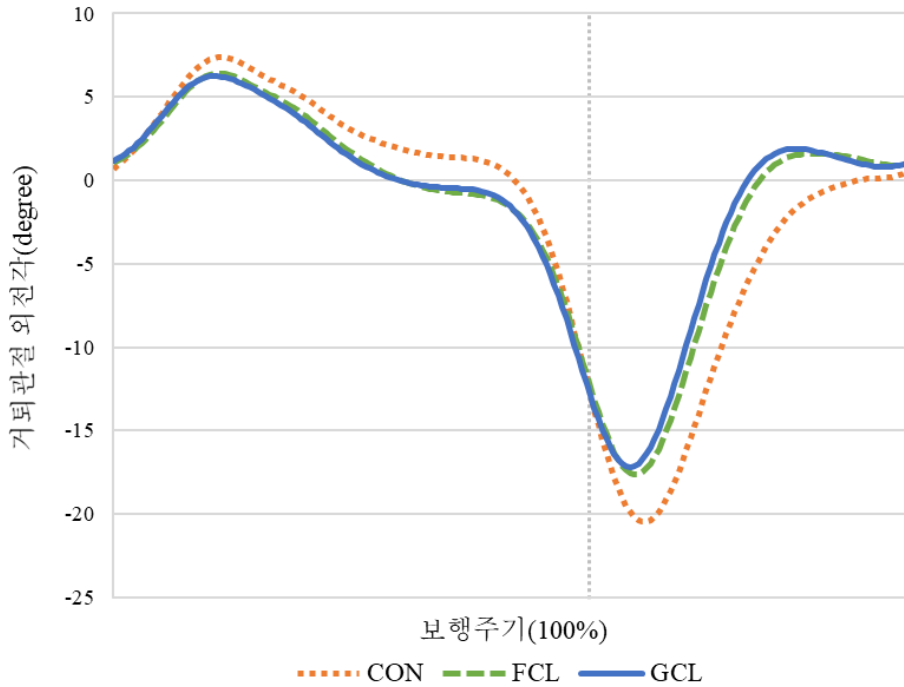


그림 52. 보행주기에 따른 횡단면 상에서의 하지 관절 각도

하지 관절 각도 결과를 정리해보면, 동일한 보행 훈련에서 개발 보조기의 착용은 고관절 움직임을 뚜렷하게 변화시켰다. 즉, 개발 보조기는 고관절의 입각기 내회전을 저감시키고 외회전으로의 전환 시점을 당기며, 유각기 외회전을 저감시키고 내회전으로의 전환 시점을 당기는 것으로 나타났다. 또한 개발 보조기는 ROM을 감소시키는 것으로 나타나, 횡단면 상에서의 보행 양상을 정상 범위에 근접하게 변화시킨 것으로 나타났다. Levine et al.(2012)이 하나의 관절 움직임 변화가 하지 전체에 영향을 미친다고 언급한 바와 같이, 개발 보조기의 착용으로 인해 나타난 횡단면 상에서의 고관절 움직임 변화가 하지의 다른 부위에도 영향을 미치고 있음을 알 수 있었다.

표 23. 실험복 조건 간의 보행 중 하지 관절 각도 차이(degree, N=2,735)

구분	항목	CON		FCL		GCL		χ^2	P
		Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD		
골반	입각기 골반 평균 외회전각	-0.40	1.25	-0.45	1.17	-0.38	1.08	0.502	0.778
	유각기 골반 평균 외회전각	0.55	1.84	0.62	1.72	0.52	1.57	0.246	0.884
	골반 내회전각 정점	-6.38	1.91	-6.79	1.92	-6.45	1.81	124.967	0.000***
	골반 외회전각 정점	6.01	1.89	6.40	1.86	6.04	1.85	127.378	0.000***
	골반 외회전 ROM	12.39	3.59	13.19	3.60	12.48	3.46	143.220	0.000***
고관절	입각기 고관절 평균 외회전각	-3.16	1.75	-0.71	1.69	-0.90	1.27	2984.785	0.000***
	유각기 고관절 평균 외회전각	3.60	2.38	0.02	1.65	-0.17	1.79	3591.217	0.000***
	고관절 내회전각 정점	-7.60	1.83	-4.31	1.57	-5.02	1.43	2872.292	0.000***
	고관절 외회전각 정점	10.52	3.43	4.43	1.66	4.84	1.56	3775.435	0.000***
	고관절 외회전 ROM	18.11	4.18	8.74	2.05	9.86	2.42	4041.921	0.000***
슬관절	입각기 슬관절 평균 외회전각	-2.55	1.60	-3.13	1.44	-3.00	1.31	335.269	0.000***
	유각기 슬관절 평균 외회전각	7.00	2.99	5.76	2.47	5.75	2.09	434.287	0.000***
	슬관절 내회전각 정점	-6.76	1.74	-6.73	1.78	-6.83	1.87	38.374	0.000***
	슬관절 외회전각 정점	13.53	4.41	11.04	3.85	10.17	3.18	1837.288	0.000***
	슬관절 외회전 ROM	20.29	4.77	17.77	4.35	17.00	3.94	957.651	0.000***
거퇴관절	입각기 거퇴관절 평균 외전각	2.14	2.35	0.97	2.46	0.87	2.42	751.109	0.000***
	유각기 슬관절 평균 외전각	-8.10	3.04	-5.12	4.06	-4.55	3.84	2426.012	0.000***
	거퇴관절 내전각 정점	-21.46	4.43	-18.48	6.79	-18.21	5.38	1176.573	0.000***
	거퇴관절 외전각 정점	8.25	2.48	7.54	2.28	7.30	2.43	387.822	0.000***
	거퇴관절 외전 ROM	29.70	5.32	26.02	7.50	25.51	5.63	1360.529	0.000***

대응표본 Friedman의 순위 이원분산분석

***: $p < 0.001$

음영 표시: 유의한 차이가 나타나지 않음

표 24. 실험복 조건 대응별 하지 관절 각도 차이(degree, N=2,735)

구분	항목	FCL-CON		GCL-CON		GCL-FCL	
		z	p	z	p	z	p
골반	골반 내회전각 정점	10.844	0.000***	3.069	0.006**	7.775	0.000***
	골반 외회전각 정점	10.587	0.000***	1.906	0.170	8.680	0.000***
	골반 외회전 ROM	11.655	0.000***	3.475	0.002**	8.180	0.000***
고관절	입각기 고관절 평균 외회전각	46.553	0.000***	48.040	0.000***	1.487	0.411
	유각기 고관절 평균 외회전각	48.770	0.000***	54.543	0.000***	5.773	0.000***
	고관절 내회전각 정점	52.137	0.000***	36.817	0.000***	15.319	0.000***
	고관절 외회전각 정점	57.221	0.000***	47.999	0.000***	9.221	0.000***
	고관절 외회전 ROM	61.507	0.000***	44.687	0.000***	16.820	0.000***
슬관절	입각기 슬관절 평균 외회전각	18.132	0.000***	6.855	0.000***	11.276	0.000***
	유각기 슬관절 평균 외회전각	19.200	0.000***	16.617	0.000***	2.582	0.029*
	슬관절 내회전각 정점	3.705	0.000***	6.152	0.000***	2.447	0.043*
	슬관절 외회전각 정점	28.529	0.000***	41.969	0.000***	13.440	0.000***
	슬관절 외회전 ROM	21.606	0.000***	29.989	0.000***	8.383	0.000***
거퇴관절	입각기 거퇴관절 평균 외전각	20.024	0.000***	26.217	0.000***	6.193	0.000***
	유각기 슬관절 평균 외전각	37.128	0.000***	46.593	0.000***	9.465	0.000***
	거퇴관절 내전각 정점	27.934	0.000***	31.206	0.000***	3.272	0.003**
	거퇴관절 외전각 정점	13.845	0.000***	19.051	0.000***	5.206	0.000***
	거퇴관절 외전 ROM	29.922	0.000***	33.640	0.000***	3.718	0.000***

대응표본 Friedman의 순위 이원분산분석

***: $p < 0.001$; **: $p < 0.01$; *: $p < 0.05$

음영 표시: 유의한 차이가 나타나지 않음

(3) 실험복 조건 간의 피부 혈류량 차이

분에 따른 피부 혈류량 추이를 볼 때 CON에서는 보행 훈련 게시로 초기에 혈류량이 떨어졌다가 3~4분을 기점으로 증가하기 시작하여 20~21분 시점에 휴식 상태 수준을 회복하였고, FCL에서는 5~6분만에 회복하였으며 GCL에서는 초기부터 100% 이상에 도달하여 있었다(그림 53). 피부 혈류량 초기값이 상이한 것은 실험복을 착용하여 5분 휴식을 취한 영향으로 보인다. 컴프레션 의복의 착용은 정적 자세를 취하는 것만으로도 정맥 혈류 속도를 증가시키는 것으로 보고되었기 때문이다(Sigel et al., 1975).

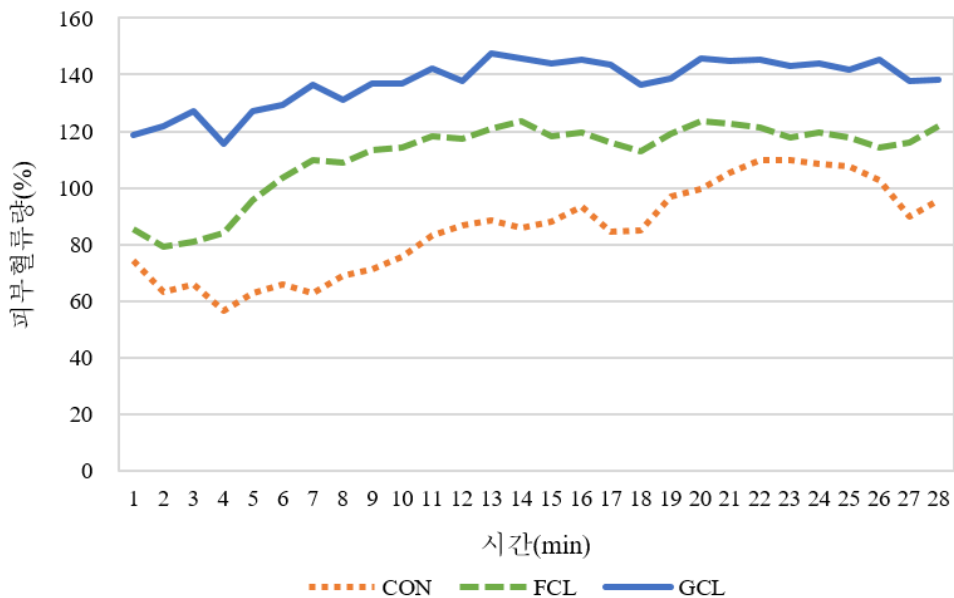


그림 53. 피부 혈류량 추이

보행 훈련 28분 동안의 평균 피부 혈류량은 휴식 상태 대비 CON에서 85.3%, FCL에서 111.3%, GCL에서 137.4%로 나타났다. 피부 혈류량은 평균적으로 FCL에서 CON 대비 30.5%, GCL에서 61.1% 증가한 것이다. 대응표본 Friedman 순위 이원분산분석을 실시한 결과, 보행 훈련 28분 동안에 분 구간별로 알아본 피부 혈류량은 3종의 실험복 조건 간에 유의한 차이를 보였다($p=0.000$)(표 25). 대응별 비교 결과, 1~2분 구간을 제외한 모든 분 구간에서 GCL에서의 피부 혈류량은 CON 및 FCL보다 유의하게 높았고, FCL에서의 피부 혈류량은 CON보다 유의하게 높다가 18~26분 구간에서 유의한 차이가 없는 것으로 나타났다(표 26). 이러한

GCL에서의 혈류 개선 효과 결과는 점진적 컴프레션에서 중요 부위인 넓다리과 장딴지 간의 의복압 차가 GCL에서 FCL보다 크기 때문으로 보인다.

표 25. 분 구간별 실험복 조건 간의 피부 혈류량 차이(% , N=660)

시간 항목	CON		FCL		GCL		χ^2	p
	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD		
0~1min	74.1	29.0	85.6	47.9	118.7	127.3	26.245	0.000***
1~2min	63.3	29.5	79.3	50.2	121.9	124.8	56.021	0.000***
2~3min	65.8	27.7	80.9	57.5	127.2	125.8	66.921	0.000***
3~4min	56.6	22.9	84.0	64.0	115.5	104.1	101.321	0.000***
4~5min	62.7	30.4	95.6	74.8	127.1	111.7	79.094	0.000***
5~6min	65.9	30.3	103.4	71.6	129.2	111.2	113.645	0.000***
6~7min	62.8	22.9	109.9	76.5	136.4	107.9	186.312	0.000***
7~8min	68.8	25.3	108.8	84.3	131.0	96.6	171.729	0.000***
8~9min	71.2	24.6	113.2	76.1	136.9	103.6	235.794	0.000***
9~10min	75.5	24.7	114.5	85.9	137.0	108.0	161.591	0.000***
10~11min	83.2	24.4	118.3	83.1	142.2	104.7	222.558	0.000***
11~12min	86.6	38.0	117.2	76.6	137.7	87.0	153.353	0.000***
12~13min	88.6	37.5	121.0	82.8	147.6	97.7	244.186	0.000***
13~14min	85.9	35.3	123.7	73.9	145.8	99.5	291.393	0.000***
14~15min	88.2	45.0	118.0	81.3	143.8	91.9	273.730	0.000***
15~16min	93.4	50.1	119.7	75.4	145.4	95.1	282.308	0.000***
16~17min	84.7	33.1	116.1	77.4	143.5	101.2	320.239	0.000***
17~18min	85.0	28.0	112.7	80.9	136.5	94.1	222.558	0.000***
18~19min	97.1	24.2	119.0	80.0	138.6	97.4	184.694	0.000***
19~20min	99.6	33.4	123.5	74.4	145.9	100.1	152.930	0.000***
20~21min	105.5	38.3	122.7	75.6	144.7	101.2	182.191	0.000***
21~22min	109.7	44.6	121.2	81.4	145.1	91.3	226.694	0.000***
22~23min	109.7	51.6	117.9	73.7	143.2	95.2	206.191	0.000***
23~24min	108.6	53.7	119.5	67.0	143.9	96.7	234.936	0.000***
24~25min	107.5	54.0	117.7	80.1	141.7	86.8	281.750	0.000***
25~26min	102.7	50.0	114.4	69.0	145.3	94.7	339.003	0.000***
26~27min	89.8	41.5	116.1	75.9	138.0	98.8	239.673	0.000***
27~28min	95.7	35.9	121.9	76.1	138.3	100.7	181.533	0.000***

대응표본 Friedman 순위 이원분산분석

***: p<0.001

표 26. 실험복 조건 대응별 피부 혈류량 차이(% , N=660)

시간 항목	FCL-CON		GCL-CON		GCL-FCL	
	z	p	z	p	z	p
0~1min	2.725	0.019*	5.119	0.000***	2.395	0.049*
1~2min	5.477	0.000***	7.156	0.000***	1.679	0.279
2~3min	2.697	0.021*	8.037	0.000***	5.340	0.000***
3~4min	6.220	0.000***	9.964	0.000***	3.743	0.000***
4~5min	2.505	0.037*	8.643	0.000***	6.138	0.000***
5~6min	5.697	0.000***	10.652	0.000***	4.954	0.000***
6~7min	8.065	0.000***	13.569	0.000***	5.505	0.000***
7~8min	7.280	0.000***	13.074	0.000***	5.794	0.000***
8~9min	5.340	0.000***	15.138	0.000***	9.799	0.000***
9~10min	3.716	0.000***	12.386	0.000***	8.670	0.000***
10~11min	3.908	0.000***	14.423	0.000***	10.514	0.000***
11~12min	4.032	0.000***	12.152	0.000***	8.120	0.000***
12~13min	3.262	0.003**	14.863	0.000***	11.601	0.000***
13~14min	9.565	0.000***	17.024	0.000***	7.459	0.000***
14~15min	4.321	0.000***	15.991	0.000***	11.670	0.000***
15~16min	7.129	0.000***	16.735	0.000***	9.606	0.000***
16~17min	7.376	0.000***	17.808	0.000***	10.432	0.000***
17~18min	5.835	0.000***	14.808	0.000***	8.973	0.000***
18~19min	0.303	1.000	11.615	0.000***	11.918	0.000***
19~20min	0.688	1.000	10.349	0.000***	11.037	0.000***
20~21min	0.413	1.000	11.890	0.000***	11.478	0.000***
21~22min	2.009	0.134	11.918	0.000***	13.927	0.000***
22~23min	1.734	0.249	11.478	0.000***	13.212	0.000***
23~24min	1.486	0.412	12.468	0.000***	13.955	0.000***
24~25min	1.239	0.646	13.872	0.000***	15.111	0.000***
25~26min	1.459	0.434	16.625	0.000***	15.166	0.000***
26~27min	4.294	0.000***	15.028	0.000***	10.734	0.000***
27~28min	4.197	0.000***	13.184	0.000***	8.987	0.000***

대응표본 Friedman 순위 이원분산분석

***: p<0.001; **: p<0.01; *: p<0.05

GCL에서의 피부 혈류량 개선 결과를 선행 연구와 비교해보면, Baek and Choi(2008)은 정적 앉은 자세로 1개의 국소부위 압박 시 의복압을 측정하여 장딴지 17.8mmHg 압박 시 피부 혈류량이 14.11%, 넙다리 26.8mmHg 압박 시 32.66%, 허리 10.2mmHg 압박 시 31.30% 감소한다고 보고하였다. 선행 연구의 허리와 장딴지의 의복압이 본 연구와 차이가 크지 없음에도 불구하고 피부 혈류량이 감소한 것은, 압박을 국소부위에만 가하는 것과 하지부를 넓게 감싸 점진적으로 가하는 것에서 오는 차이일 것으로 사료된다. 선행 연구와 본 연구는 측정 자세 및 동작의 차이가 있으나, 동적 움직임이 아니더라도 혈류량이 증가될 수 있는 여지가 있는 이유는, Charles et al.(2011)의 연구에서 16-21mmHg 범위의 의복압을 제공하는 무릎 높이의 점진적 컴프레션 스타킹 제품을 착용하여 정적 앉은 자세 1시간 경과 후 슬와정맥(popliteal vein)의 평균 혈류 속도($p=0.011$)와 혈류량($p=0.017$)이 미착용 조건보다 유의하게 크다고 보고되었기 때문이다.

실험복 조건에 따른 참여자별 피부 혈류량을 살펴본 결과, CON 대비 FCL에서 피부 혈류량이 개선된 참여자는 S01, S03, S04, S05, S08로 5명이었으며, GCL에서 개선된 하지는 S01, S02, S03, S04, S07, S08로 6명이었다. GCL에서 FCL보다 큰 참여자는 S01, S02, S03, S06, S07, S08로 6명이었다(표 27).

이와 같이, 동일한 보행 훈련에서 개발 보조기의 착용은 미착용 조건과 비교하여 피부 혈류량을 유의하게 증가시키는 것으로 나타났으며, 점진적 적용비율로 설계된 보조기 GCL이 고정된 적용비율로 설계된 보조기 FCL보다 혈류 촉진 기능이 우수한 것으로 나타났다.

표 27. 참여자별 피부 혈류량(% , N=1,680)

참여자	CON		FCL		GCL	
	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD
S01	148.2	73.8	314.1	61.8	431.5	46.9
S02	79.8	22.5	56.5	21.8	100.6	6.6
S03	61.5	31.9	80.5	19.4	82.0	33.4
S04	74.7	12.6	165.0	10.5	98.5	7.4
S05	86.9	22.6	106.9	32.7	72.8	26.8
S06	70.8	12.0	51.1	10.1	52.1	9.4
S07	89.8	10.4	69.6	17.6	162.2	16.2
S08	74.9	44.3	101.9	8.6	138.6	27.0

4.2.4. 개발 보조기의 사용자 평가 결과

(1) 실험복 조건 간의 인지 강도 및 사용성, 수용도 차이

인지 강도에 대한 기술통계 분석 결과, CON에서의 평균 인지 강도는 1.00에 근접한 수준이며 FCL에서 3.82 이하로 나타났으며, GCL에서 FCL보다 높은 가운데 넓다리의 압박 강도, 넓다리 및 장딴지 지지 강도가 4점 이상으로 나타났다. 대응표본 Friedman 순위 이원분산분석 결과, 장딴지를 제외한 인지 강도는 3종 실험복 조건 간에 모든 부위에서 유의한 차이가 나타났다(표 28). 대응별 비교 결과, 허리·배, 엉덩이, 넓다리의 압박 강도 및 지지 강도, 넓다리의 방향성 장력 강도는 FCL 및 GCL에서 CON보다 유의하게 높았고 FCL과 GCL 간에 유의한 차이가 나타나지 않았다(표 29). 대응표본 Wilcoxon 부호순위 검정 결과, 장딴지 부위에 대한 인지 압박, 지지, 방향성 장력 강도는 GCL에서 FCL보다 유의하게 높은 것으로 나타났다($p < 0.05$)(표 28). 이러한 결과는 개발 보조기가 미착용 조건인 CON과 비교하여 기능을 위하여 부여된 강도가 사용자로 하여금 인지되었음을 보여주는 가운데, FCL과 GCL 간에 내전근 1.56mmHg, 내측슬괵근 2.57mmHg의 의복압 차가 유의하게 인지되지 않았으며 비괵근 5.30 mmHg, 비복근 4.89 mmHg의 의복압 차가 유의하게 인지되었음을 보여준다.

Lee et al.(2013)의 거들 연구에서는 평소 느슨하게 입는 성향의 사용자의 경우에 의복압 크기와 조임, 답답함, 압박 선호의 주관적 감각 간에 유의한 상관이 나타났으며, 평소 조이게 입는 성향의 사용자의 경우에 의복압 크기와 주관적 감각 간에는 유의한 상관이 나타나지 않았다고 보고하였다. Nam and Lee(2002)도 의복압의 크기와 구속감이 비례하지 않는다고 보고한 바 있다. 본 연구에서도 이와 유사하게 FCL과 GCL 간에 의복압 측정치의 유의한 차이가 있음에도 불구하고 유의한 인지적 차이를 보이지 않은 것으로 나타나, 의복압의 객관적 측정만으로 착용자가 실제 주관적으로 느끼는 감각을 평가하기에 충분하지 않음을 보여주고 있다.

사용성의 만족도 측면에서는, 3종 실험복 조건의 평균 제품 만족도와 외관 만족도는 4점 이상으로 우수한 것으로 나타났다. 3종 실험복 조건의 평균 사이즈 만족도는 FCL의 허리·배(3.91)를 제외한 실험복-부위 항목에서 4점 이상으로 나타났다. CON에서는 압박이 전무함에도 불구하고 압박 만족도가 4점 이상으로 나타났다. 참여자들은 CON의 압박을 만족하는 이유를 공통적으로 자극 요소가 없는 편한 착용감

때문이라고 진술하였다. FCL에서의 압박 만족도는 허리·배 3.64, 엉덩이 3.91, 넓다리 4.27, 장딴지 4.18, GCL에서의 압박 만족도는 허리·배 3.82, 엉덩이 4.00, 넓다리 4.55, 장딴지 4.00으로 나타나, FCL과 GCL에서의 압박 만족도는 허리·배는 중등 수준이지만 엉덩이, 넓다리, 장딴지는 CON 수준으로 우수하게 나타났다. 대부분의 참여자들은 GCL의 압박을 만족하는 이유를 걸을 때 근육을 잡아주고 운동에 도움이 되기 때문이라고 진술하였다. 이에 덧붙여, 일부 참여자(S03, S05, S06)는 소재 촉감이 부드러워 운동하기에 아주 적합하다고 진술하였다. 3종 실험복 조건 간에 유의한 차이가 나타난 항목은 엉덩이 및 넓다리의 사이즈 만족도(엉덩이: $p=0.022$; 넓다리: $p=0.024$), 허리·배의 압박 만족도($p=0.042$)였다. FCL과 GCL 간에 장딴지의 사이즈 만족도와 압박 만족도는 유의한 차이가 나타나지 않았다(표 28).

사용성의 인지 효과성 및 효율성 측면에서는, CON에서 동작 용이성 및 착탈의 용이성, 안전성이 최대값인 5점으로 나타났으나 보행 교정 유용성은 2점 이하로 나타나, 착용감이 매우 편하고 사용 상에 용이하나 기능성은 거의 없는 것으로 평가되었다. GCL에서의 평균 보행 교정 유용성은 FCL보다 높은 것으로 나타났다. FCL에서의 보행 교정 유용성은 3.87 이하의 중등으로 나타났으며 GCL에서는 허리·배 3.45, 엉덩이 3.55로 중등이나 넓다리 4.36, 장딴지 4.27로 우수한 것으로 나타났다. FCL과 GCL에서의 동작 용이성, 세척 관리성, 안전성은 4점 이상으로 우수한 것으로 나타났다. 3종 실험복 조건 간에 유의한 차이가 나타난 항목은 허리·배, 엉덩이, 넓다리의 보행 교정 유용성($p=0.000$), 넓다리의 동작 용이성($p=0.018$), 착탈의 용이성($p=0.000$)이었다(표 28). 착탈의 용이성은 CON, FCL, GCL 순으로 큰 것으로 나타난 가운데, GCL에서는 넓다리와 장딴지를 중심으로 인지 강도가 높음에도 불구하고 착탈의 용이성이 3.27로 중등 수준으로 파악되었다. 대응별 비교 결과, FCL에서의 착탈의 용이성은 CON과 유의한 차이가 없었다($p=0.602$)(표 29).

Kim and Lee(2019)는 7점 리커트 척도로 평가한 압박 만족도가 발목 5.03mmHg에서 4.5, 장딴지 13.65mmHg에서 5.5, 넓다리 9.08mmHg에서 5.1로 평가된 컴프레션 레깅스 조건을 가장 우수한 압박 조건으로 제시하였다. 이 때의 동작 용이성은 4.9, 운동 적합성은 6.1로, 본 연구의 GCL에서의 비복근과 내측슬픽근 의복압 수준과 유사하게 제시한 바 있다.

수용도는 보조기의 사용 준수를 예상할 수 있는 중요한 변수이다.

수용도에서는 FCL과 GCL에서의 평균 구매 의사 및 사용 의사는 4점이상으로 우수하였고 CON에서는 3.82 이하로 중등 수준으로 나타났다. 3종 실험복 조건 간에 구매 의사는 유의한 차이가 나타났으나($p=0.025$) 사용 의사는 유의한 차이가 나타나지 않았다(표 28). 구매 의사는 돈을 지불하는 조건으로 인해 차이가 나타난 것으로 해석된다. 따라서 개발 보조기가 높은 구매 의사와 사용 의사를 확보하고 있음을 확인할 수 있었다.

컴프레션 의복형 보조기의 채택 여부는 기능적 효과보다 압박으로 인한 편의성의 부족에 의해 좌우되므로(Luder et al., 2016; Nichoson et al., 2001; Rennie et al., 2000) 본 연구에서는 보행 교정 유용성과 함께 동작 용이성, 압박 만족도, 착탈의 용이성을 검토하였다. 개발 보조기는 압박의 부여에도 불구하고 동작 용이성과 압박 만족도가 우수한 것으로 나타났으므로, 사용 준수를 위해 본 보조기에서 주의가 요망되는 사용성 항목은 Coghill & Simkiss(2010)와 Rennie et al.(2000)이 제시한 바와 같이 착탈의 용이성으로 사료된다. 사용자들은 장딴지 부위가 좁아 착탈의 시 발뒤꿈치를 통과할 때 다소 불편하다고 진술하였다. 아동의 경우, 다소의 불편함을 용인하기 어려울 수 있으므로 비골근 지지패널 부위에 지퍼 여밈을 추가하여 장딴지의 착용을 용이하게 하는 방안을 검토할 수 있다. 본래 지지패널이 없는 부위에 지퍼 여밈의 추가는 또 다른 압박 및 지지 자극을 유발할 수 있으므로 주의가 필요하다.

살펴본 바와 같이, 참여자들은 CON과 비교하여 개발 보조기에 대하여 뚜렷한 압박 및 지지, 방향성 장력 강도를 인지하였으며 사용성에서는 보행 교정 유용성을 우수하게, 착탈의 용이성을 중등으로 평가하였다. 개발 보조기는 사용성과 수용도가 전반적으로 높은 가운데, 압박 만족도가 여유 있는 반바지 수준으로 높으며 점진적 적용비율로 설계된 보조기 GCL은 보행 교정 유용성이 우수하고 착탈의 용이성은 중등 수준이며 고정된 적용비율로 설계된 보조기 FCL은 착탈의 용이성이 우수하고 보행 교정 유용성이 중등인 것으로 나타났다. 이러한 제품 및 사이즈, 압박 만족도, 동작 용이성, 보행 교정 유용성, 수용도로 구성된 사용자 중심적 평가 결과는, 3차원 인체 형상의 측정만으로 레깅스 패턴을 바로 구현할 수 있는 컴프레션 레깅스형 보조기의 설계 방법론이 유효성을 확보하고 있음을 보여준다. 이러한 유효성의 확인은 사용자군의 대표 형상 추출을 통해 제품화하여 여러 인체에 착용하여 나타난 결과이므로, 본 연구의 레깅스형 보조기의 설계 방법론이 대량 생산 시스템에도 충분히 활용 가능함을 확인할 수 있었다.

표 28. 실험복 조건 간의 인지 강도 및 사용성, 수용도 차이(5점 리커트 척도, N=11)

구분	평가 항목 부위	CON		FCL		GCL		χ^2, z	p	
		Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD			
인지 강도	압박 강도	허리배	1.00	0.00	2.64	0.92	3.27	1.01	18.571	0.000***
		엉덩이	1.00	0.00	2.91	0.94	3.18	1.08	17.590	0.000***
		넓다리	1.00	0.00	3.27	0.79	4.00	1.18	18.476	0.000***
		장딴지 ^a	-	-	3.09	0.83	3.91	0.83	2.251	0.024*
	지지 강도	허리배	1.09	0.30	2.73	0.79	3.00	0.89	20.667	0.000***
		엉덩이	1.00	0.00	2.82	0.60	3.00	0.77	20.971	0.000***
		넓다리	1.00	0.00	3.82	0.87	4.09	0.83	18.821	0.000***
		장딴지 ^a	-	-	3.36	1.03	4.36	0.67	2.428	0.015*
	방향성 장력 강도	엉덩이	1.00	0.00	1.73	0.90	2.18	1.08	11.143	0.004**
		넓다리	1.00	0.00	3.36	1.12	3.82	1.08	16.732	0.000***
		장딴지 ^a	-	-	2.82	0.98	3.45	0.93	2.121	0.034*
	사용성	제품 만족도	전체	4.09	0.83	4.27	0.79	4.55	0.69	1.800
외관 만족도			전체	4.00	1.55	4.18	0.60	4.18	0.60	0.286
사이즈 만족도		허리배	4.55	0.69	3.91	1.22	4.00	0.89	1.462	0.482
		엉덩이	4.91	0.30	4.27	0.90	4.27	0.65	7.600	0.022*
		넓다리	4.91	0.30	4.27	0.90	4.45	0.69	7.429	0.024*
		장딴지 ^a	-	-	4.36	0.92	4.36	1.03	-0.138	0.890
		허리밴 드선위 치	4.64	0.67	4.55	0.69	4.27	0.65	5.200	0.074
		팬츠 길이	4.36	0.92	4.00	0.63	4.18	0.75	1.556	0.459
		압박 만족도	허리배	4.27	0.79	3.64	0.50	3.82	0.87	6.324
엉덩이		4.09	1.14	3.91	0.83	4.00	0.77	4.188	0.123	
넓다리		4.09	1.14	4.27	0.79	4.55	0.52	1.750	0.417	
장딴지 ^a		-	-	4.18	0.75	4.00	1.10	-0.412	0.680	
인지 효과성	보행 교정 유용성	허리배	2.00	0.89	3.09	0.70	3.45	1.04	14.800	0.000***
		엉덩이	2.00	0.89	3.27	0.47	3.55	0.93	16.632	0.000***
		넓다리	2.00	0.89	3.82	0.75	4.36	0.50	19.436	0.000***
		장딴지	1.82	0.98	3.73	1.10	4.27	0.90	16.722	0.000***
인지 효율성	동작 용이성	넓다리	5.00	0.00	4.73	0.47	4.45	0.69	8.000	0.018*
		장딴지	5.00	0.00	4.73	0.47	4.55	0.69	5.375	0.068
	착탈의 용이성	전체	5.00	0.00	4.36	0.67	3.27	0.79	18.667	0.000***
		세척 관리성	전체	4.64	0.92	4.55	1.04	4.55	1.04	2.000
	안전성	전체	5.00	0.00	5.00	0.00	5.00	0.00	0.000	1.000
수용도	구매 의사-	3.55	1.21	4.27	0.79	4.36	0.81	7.357	0.025*	
	사용 의사-	3.82	1.47	4.64	0.50	4.64	0.81	2.000	0.368	

대응표본 Friedman 순위 이원분산분석(χ^2)

^a 대응표본 Wilcoxon 부호순위 검정(z)

***: $p < 0.001$; **: $p < 0.01$; *: $p < 0.05$

표 29. 실험복 조건 대응별 인지 강도 및 사용성, 수용도 차이(5점 리커트 척도, N=11)

구분	평가 항목	부위	FCL-CON		GCL-CON		GCL-FCL	
			z	p	z	p	z	p
인지 강도	압박 강도	허리배	2.665	0.023*	3.731	0.000***	1.066	0.859
		엉덩이	2.985	0.009**	3.731	0.000***	0.746	1.000
		넓다리	2.985	0.009**	4.051	0.000***	1.066	0.859
	지지 강도	허리배	3.198	0.004**	3.838	0.000***	0.640	1.000
		엉덩이	3.305	0.003**	3.731	0.000***	0.426	1.000
		넓다리	3.305	0.003**	3.731	0.000***	0.426	1.000
	방향성 장력 강도	엉덩이	1.599	0.329	2.239	0.076	0.640	1.000
넓다리		2.985	0.009**	3.731	0.000***	0.746	1.000	
만족도	사이즈	엉덩이	1.492	0.407	1.706	0.264	0.213	1.000
	만족도	넓다리	1.492	0.407	1.066	0.859	0.426	1.000
	압박 만족도	허리배	2.239	0.076	1.599	0.329	0.640	1.000
사용성 효과성	인지 효과성	허리배	2.452	0.043*	3.305	0.003**	0.853	1.000
		보행 교정 엉덩이	2.772	0.017*	3.624	0.000***	0.853	1.000
		유용성 넓다리	3.091	0.006**	3.944	0.000***	0.853	1.000
	장판지	2.452	0.043*	3.624	0.000***	1.173	0.723	
인지 효율성	동작 용이성 넓다리	0.853	1.000	1.706	0.264	0.853	1.000	
	착탈의 용이성 전체	1.279	0.602	3.838	0.000***	2.558	0.032*	
수용도	구매 의사	-	1.386	0.497	2.132	0.099	0.746	1.000

대응표본 Friedman의 순위 이원분산분석

***: $p < 0.001$; **: $p < 0.01$; *: $p < 0.05$

5. 결론 및 제언

본 연구는 사용자 스스로 일상생활에서 쉽게 접근하여 보행 훈련할 수 있는 내족지 보행 교정용 컴프레션 레깅스형 보조기를 소재 신장 특성과 지지패널 구조에 의한 압박 및 지지 특성을 적용하고 3차원 인체 형상으로부터 구현하여 설계하였으며, 정량적 기능 및 사용자 평가 측면에서 개발 보조기의 내족지 보행 교정 효과를 검증하였다.

그 결과, 본 연구에서 제안한 점진적 적용비율이 중둔근을 제외한 부분적인 점진적 컴프레션을 구현함을 확인하였다. 또한 고정된 적용비율이 작은 의복압 차의 부분적인 점진적 컴프레션을 구현하고 있음을 확인하였다.

개발 보조기의 기능적 효과 평가 결과, 지지패널이 장착된 점진적 컴프레션 레깅스형 보조기는 이환하지의 족부 진행각을 외회전 방향으로 FCL에서 14.3%, GCL에서 31.1% 증가시켰으며 피부 혈류량을 휴식 상태 대비 FCL에서 11.3%, GCL에서 37.4% 증가시키는 것으로 나타났다. 하지 관절 각도 분석 결과, CON과 비하여 FCL 및 GCL에서의 횡단면 상에서 고관절은 입각기 시 외회전되고 유각기 시 내회전되는 경향을 변환하였다. 다수의 선행 연구에서 고관절 내회전은 족부 진행각의 주요 원인임을 밝히고 있으므로, 이러한 결과는 족부 진행각의 외측으로의 변화가 고관절의 외회전으로의 변화에 기인한다고 해석된다. 따라서 단시간 보행 훈련 결과의 검증을 통해 개발 보조기가 고관절 내회전을 저감시키고 족부 진행각을 교정하는 기능을 갖추고 시킬 수 있음을 확인하였다. 하지 관절 각도 개선 측면에서 보았을 때, 고정된 적용비율로 설계한 FCL에 의한 중재도 의미가 있겠으나 족부 진행각 교정과 혈류 촉진 기능 측면에서 점진적 적용비율로 설계한 GCL이 FCL보다 월등히 우수함을 확인하였다.

개발 보조기의 사용자 평가 결과, 사용자는 지지패널이 위치하는 넓다리과 장딴지를 중심으로 압박 및 지지 작용, 방향성 장력 강도를 느꼈고 우수한 보행 교정 유용성을 인지하였다. 지지패널을 장착한 보조기는 증가된 압박을 제공함에도 불구하고 중등 이상의 착탈의 용이성을 제공하며, 우수한 제품 및 외관, 사이즈 만족도, 압박 만족도, 동작 용이성, 안전성, 세척 관리성을 함께 제공하는 것으로 확인하였다. 높은 수용도 결과의 확인으로, 개발 보조기에 대한 사용자의 채택 및

사용 준수를 기대할 수 있을 것으로 사료된다. 이와 같이, 본 연구에서는 기능성과 함께 사용성이 확보된 새로운 유연한 착용형 보조기를 제안하였음을 입증하였다.

현재에도 보조기 상용 제품들은 강제 위주로 제작되고 있어 유연한 착용형 보조기는 여전히 새로운 개척 영역이다. 본 연구는 기존에 연구가 부족한 내족지 보행을 교정하는 유연한 착용형 보조기를 제안함으로써, 기능성 및 사용성을 확보할 수 있는 유연한 착용형 보조기 설계법의 기초적 자료를 제공하는 가치가 있다. 본 연구는 소재 신장 특성과 지지패널 구조에 의한 압박 및 지지 특성을 체계적으로 종합하여 3차원 인체 형상의 측정만으로 레깅스 패턴을 바로 구현할 수 있는 컴프레션 레깅스형 보조기의 설계 방법론을 제시하였다. 이러한 방법론은 기능적 효과를 비롯하여 제품 및 사이즈, 압박 만족도, 동작 용이성, 보행 교정 유용성, 수용도의 평가 결과에 의해 입증되었다. 제안된 레깅스 설계법은 맞춤 제작과 더불어 사이즈별 대표 형상 추출을 통해 대량 생산에도 활용이 가능한 의미를 지닌다.

또한 본 연구에서 개발된 사용자 평가 설문지는 기존의 보조기 사용자 평가법을 보완하여 인체 부위별로 조사하되, 일반 사용자도 충분히 평가 가능한 평가 부위의 세분화로 제안되었다. 평가 부위의 적정한 세분화는 사용자 중심적인 평가를 체계화하는 데 기여하는 의미가 있다. 넓다리과 장딴지에 대한 사용자의 두드러진 인지 결과는, 주요 자극 부위에 대한 인지적 반응을 조사하기 위하여 인체 부위로 세분화된 설문 방법이 유용함을 보여주고 있다.

사용자 평가에서의 주목할 점은 일반 사용자들이 기능성 및 사용성을 충분히 감각적으로 인지한다는 사실이다. 또한 인체 부위별로 선호되는 의복압의 수치가 다르며 압박이 없는 조건과 압박이 부여된 조건이 모두 압박 만족도가 높게 나타났고 정량적 의복압의 차이를 사용자가 유의하지 않게 인지한 점은, 의복압의 정량적 측정만으로 평가가 충분하지 않다는 것을 보여준다. 정량적 의복압, 피부 혈류량 측정과 함께 압박 및 사이즈 만족도가 함께 확인되어야 의복압이 적정한지 여부를 판단할 수 있었다. 이러한 사실들은 제품 검증 단계에서 정량적 기능 측정과 함께 사용자 중심적 평가가 필요함을 시사한다. 본 연구는 보행 보조를 위한 유연한 착용형 보조기 개발을 위해 의복압-혈류량-사용성 간의 최적화된 균형을 찾았다는 데 의의가 있다.

본 연구의 결과는, 기존의 대량 생산 시스템에 의한 제품화를

가정하여 하나의 사이즈로 프로토타입을 제작하여 레깅스 사이즈에 적합한 인체치수를 가진 참여자를 모집하여 나타난 결과이다. 맞춤 제작에 의한 정확한 결과는 개인 맞춤형 프로토타입 제작에 의한 실험을 추가적으로 진행하여 보완될 수 있을 것이다. 본 연구의 범위는 개발 보조기의 단기적 착용에 의한 보행 훈련 효과를 검증한 것이므로, 지속적 긴장 완화를 부여하는 개발 보조기의 장기적 착용에 의한 보행 훈련 효과에 대한 검증이 추가적으로 필요하다. 개발 보조기는 점진적 컴프레션을 좀 더 구현하기 위하여 넓다리에 대한 적용비율 및 의복압을 높이는 보완 작업이 검토될 수 있다. 하지만 본 연구의 참여자의 넓다리 및 장딴지 둘레치수가 대표 형상에 비하여 전반적으로 작은 경향을 보였기 때문에 보완 작업이 필요하지 않을 가능성이 존재한다. 또한 의복압의 추가는 동작 용이성과 착탈의 용이성을 감소시킬 수 있으므로 교정 목표나 대상에 맞추어 주의가 요구된다. 연구의 참여자들은 평소 보행에 다소 불편함을 느끼는 정도로 체력 및 근력이 약하거나 병력을 가지고 있지 않은 대상자들이었다. 개발 보조기의 압박 및 지지 작용이 내원이 필요한 내족지 보행 환자나 유약한 대상들에게 미치는 영향은 추가적인 확인이 필요하므로 이들을 대상으로 하는 검증 연구를 후속으로 진행할 예정이다.

본 연구에서 개발된 컴프레션 레깅스형 보조기는 향후 맞춤 제작되어 뇌성마비, 척추이분증과 같은 신경근골격계 질환과 결합하여 나타나는 내족지 보행이나 대퇴골 전염전과 함께 진단된 아동의 내족지 보행 교정을 돕는 데 활용될 수 있을 것이다. 단, 중증 내족지 보행에 대하여 개발 보조기의 중재가 수술적 치료를 대체할 수 없음을 명시한다. 중증 내족지 보행에 대하여 개발 보조기는 교정술 후 보행 적응을 위한 재활 훈련에 활용되는 것이 적합할 것이다. 자연 치유의 가능성으로 인해 치료를 유보한 경증인 내족지 보행 아동에게 본 보조기를 적용할 경우에는 선행 연구에서 밝힌 바와 같이 7세 이후에 착용을 권장한다(McDonough, 1984; Svenningsen et al., 1989b). 개발 보조기는 수술 자체를 시도할 수 없는 경증 내족지 보행을 겪는 사람들에게 대하여 일상생활 속에서 쉽게 착용하여 자유로운 움직임을 보장하면서 교정 기회를 제공하는 의미가 있다. 이를 통해 추후 나타날 수 있는 골관절염의 위험을 줄이는 이점을 제공할 것이며 건강한 보행에 기여할 것이다.

참고 문헌

- Abu-Hijleh, M., Dharap, A. S., & Harris, P. F. (2012). Fascia superficialis. In R. Schleip, T. Findley, L. Chaitow & P. Huijing (Eds.), *Fascia: The Tensional Network of the Human Body* (pp. 19-23). Churchill Livingstone; Elsevier.
- Abu-Hijleh, M., Dharap, A. S., & Harris, P. F. (2012). Fascia superficialis. In R. Schleip, T. Findley, L. Chaitow & P. Huijing (Eds.), *Fascia: The Tensional Network of the Human Body* (pp. 19-23). Churchill Livingstone; Elsevier.
- Adaptive Specialties. (n.d). *FDA class I medical devices*.
<https://www.adaptivespecialties.com/TheraTogs-ULTRA-Full-Body-System---Adult-Male.aspx>
- Akbaş, E., Atay, A. Ö., & Yüksel, I. (2011). The effects of additional kinesio taping over exercise in the treatment of patellofemoral pain syndrome. *Acta Orthopædica et Traumatologica Turcica*, 45(5), 335–341.
- Aldrich, W. (2010). *Metric Pattern Cutting for Women's Wear* (5th ed.). Blackwell Publishing.
- Alexander, C. M., Stynes, S., Thomas, A., Lewis, J., & Harison, P. J. (2003). Does tape facilitate or inhibit the lower fibres of trapezius? *Manual Therapy*, 8(1), 37–41.
- Alexander, M. A., McMullan, M., & Harrison, P. J. (2008). What is the effect of taping along or across a muscle on a motorneurone excitability? a study using the triceps surae. *Manual Therapy*, 13(1), 57–62.
- Ali, A., Caine, M. P., & Snow, B. G. (2007). Graduated compression stockings: physiological and perceptual responses during and after exercise. *Journal of Sports Sciences*, 25(4), 413-419.
- Ali, A., Creasy, R. H., & Edge, J. A. (2010). Physiological effects of wearing graduated compression stockings during running. *European journal of applied physiology*, 109, 1017-1025.
- Ali, A., Creasy, R. H., & Edge, J. A. (2011). The effect of graduated compression stockings on running performance. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 25(5), 1385-1392.
- Allan, A., Williams, J. T., Bolton, J. P., & Le Quesne, L. P. (1983). The use of graduated compression stockings in the prevention of postoperative deep vein thrombosis. *Journal of British Surgery*, 70(3), 172-174.
- Allsop, C. A. (2012). *An Evaluation of Base Layer Compression Garments for Sportswear* [Unpublished master's dissertation]. Manchester Metropolitan University.
- Aminaka, N., & Gribble, P. A. (2008). Patellar taping, patellofemoral pain syndrome,

- lower extremity kinematics, and dynamic postural control. *Journal of Athletic Training*, 43(1), 21–28.
- Andersson, C., & Mattsson, E. (2001). Adults with cerebral palsy: a survey describing problems, needs, and resources, with special emphasis on locomotion. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 43(2), 76-82.
- Arkin, A. M., & Katz, J. F. (1956). The effects of pressure on epiphyseal growth: the mechanism of plasticity of growing bone. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 38(5), 1056-1076.
- Armstrong, H. J. (2010). *Patternmaking for Fashion Design* (5th ed.). Pearson Prentice Hall.
- Arnold, A. S., & Delp, S. L. (2001). Rotational moment arms of the medial hamstrings and adductors vary with femoral geometry and limb position: implications for the treatment of internally rotated gait. *Journal of Biomechanics*, 34(4), 437-447.
- Arnold, A. S., Komattu, A. V., & Delp, S. L. (1997). Internal rotation gait: a compensatory mechanism to restore abduction capacity decreased by bone deformity? *Developmental Medicine and Child Neurology*, 39(1), 40-44.
- Aronson, D. D., Zak, P. J., Lee, C. L., Bollinger, R. O., & Lamont, R. L. (1991). Posterior transfer of the adductors in children who have cerebral palsy: a long-term study. *The Journal of Bone and Joint Surgery (Am)*, 73(1), 59-65.
- Ashdown, S. P. (2020). Full body 3-D scanners. In N. Zakaria & D. Gupta (Eds.), *Anthropometry, Apparel Sizing and Design* (2nd ed.). Woodhead Publishing.
- Ashton, H. (1966). Effect of inflatable plastic splints on blood flow. *British Medical Journal*, 2(5527), 1427-1430.
- ASTM International. (2016). *Standard test method for stretch properties of knitted fabrics having low power* (ASTM Standard No. D2594 - 04:2016).
- Attard, J., & Rithalia, S. (2010). Physiological effects of lycra® pressure garments on children with cerebral palsy. In S. C. Anand, J. F. Kennedy, M. Miraftab & S. Rajendran (Eds.), *Medical and Healthcare Textiles*. Woodhead Publishing.
- Baek, Y. J., & Choi, J. W. (2008). Determination of the garment pressure level using the elastic bands by human body parts. *Journal of the Korean Society of Clothing and Textiles*, 32(10), 1651-1658.
- Baek, Y. J., Seo, W., Kim, H. C., & Lee, J. Y. (2020). Influences of wearing far-infrared indoor clothing on skin blood flow, perceptual and thermal responses. *Journal of the Korean Society of Clothing and Textiles*, 44(2), 342-353.
- Bahramizadeh, M., Rassafiani, M., Aminian, G., Rashedi, V., Farmani, F., & Mirbagheri, S. S. (2015). Effect of dynamic elastomeric fabric orthoses on postural control in children with cerebral palsy. *Pediatric Physical Therapy*,

27(4), 349-354.

- Berry, K. M. (2018). Evidence-based management of in-toeing children. *Clinical Pediatrics*, 57(11), 1261-1265.
- Blair, E., Ballantyne, J., Horsman, S., & Chauvel, P. (1995). A study of a dynamic proximal stability splint in the management of children with cerebral palsy. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 37(6), 544-554.
- Bobroff, E. D., Chambers, H. G., Sartoris, D. J., Wyatt, M. P., & Sutherland, D. H. (1999). Femoral anteversion and neck-shaft angle in children with cerebral palsy. *Clinical Orthopedics and Related Research*, 364, 194-204.
- Booth, C. M., Cortina-Borja, M. J., & Theologis, T. N. (2001). Collagen accumulation in muscles of children with cerebral palsy and correlation with severity of spasticity. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 43(5), 314-320.
- Brandjes, D. P., Büller, H. R., Heijboer, H., Huisman, M. V., de Rijk, M., Jagt, H., & Cate, J. W. T. (1997). Randomised trial of effect of compression stockings in patients with symptomatic proximal-vein thrombosis. *Lancet*, 349(9054), 759-762.
- Broatch, J. R., Bishop, D. J., & Halson, S. (2018). Lower limb sports compression garments improve muscle blood flow and exercise performance during repeated-sprint cycling. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 13(7), 882-890.
- Brophy-Williams, N., Driller, M. W., Halson, S. L., Fell, J. W., & Shin, C. M. (2014). Evaluating the Kikuhime pressure monitor for use with sports compression clothing. *Sports Engineering*, 17, 55-60.
- Brophy-Williams, N., Driller, M. W., Halson, S. L., Fell, J. W., & Shin, C. M. (2015). Confounding compression: the effects of posture, sizing and garment type on measured interface pressure in sports compression clothing. *Journal of Sports Sciences*, 33(13), 1403-1410.
- Bunka Fashion College. (2009). *Fukushoku Zoukei Kouza 2: Skirt · Pants*. Bunka Fashion College.
- Bye, E., & McKinney, E. (2010). Fit analysis using live and 3D scan models. *International Journal of Clothing Science and Technology*, 22(2/3), 88-100.
- Callaghan, M. J., Selfe, J., McHenry, A., & Oldham, J. A. (2008). Effects of patellar taping on knee joint proprioception in patients with patellofemoral pain syndrome. *Manual Therapy*, 13(3), 192-199.
- Campion, E. C., Hoflhan, D. C., & Jepson, R. P. (1968). The effects of external pneumatic splint pressure on muscle blood flow. *Australian and New Zealand Journal of Surgery*, 38(2), 154-157.
- Carty, C. P., Walsh, H. P. J., Gillett, J. G., Phillips, T., Edwards, J. M., deLacy, R. M.,

- & Boyd, N. (2014). The effect of femoral derotation osteotomy on transverse plane hip and pelvic kinematics in children with cerebral palsy: systematic review and meta-analysis. *Gait & Posture*, *40*(3), 333-340.
- Chan, C. W., & Rudins, A. (1994). Foot biomechanics during walking and running. *Mayo Clinic Proceedings*, *69*(5), 448.
- Chang, W. D., Chen, F. C., Lee, C. L., Lin, H. Y., & Lai, P. T. (2015). Effects of Kinesio taping versus McConnell taping for patellofemoral pain syndrome: a systematic review and meta-analysis. *Evidence-based Complementary and Alternative Medicine*, *2015*, 471208.
- Charles, T., Mackintosh, D., Healy, B., Perrin, K., Weatherall, M., & Beasley, R. (2011). Merino wool graduated compression stocking increases lower limb venous blood flow: a randomized controlled trial. *Advances in Therapy*, *28*, 227-237.
- Chen, R. K., Jin, Y. A., Wensman, J., & Shih, A. (2016). Additive manufacturing of custom orthoses and prostheses: a review. *Additive Manufacturing*, *12*(Part A), 77-89.
- Chen, S. M., Alexander, R., Lo, S. K., & Cook, J. (2012). Effects of Functional Fascial Taping on pain and function in patients with non-specific low back pain: a pilot randomized controlled trial. *Clinical Rehabilitation*, *26*(10), 924-933.
- Cheng, J. C., Evans, J. H., Leung, K. S., Clark, J. A., Choy, T. T., & Leung, P. C. (1984). Pressure therapy in the treatment of post-burn hypertrophic scar: a critical look into its usefulness and fallacies by pressure monitoring. *Burns*, *10*(3), 154-163.
- Choi, K. B., & Kim, S. H. (1990). The study on skin blood flow in Korean. *Chung-Ang Journal of Medicine*, *15*(1), 35-41.
- Cho, K. H. (1999). Stretch aesthetics in contemporary fashion design. *Journal of the Korean Society of Costume*, *46*, 67-88.
- Cho, S. H. (1982). *A Study on Slacks Pattern for Women's Clothing* [Unpublished master's dissertation]. Seoul National University.
- Choi, J. (2011). *Engineering Design of 3D Tight-fit Garment Using Skin Surface Mapping Based on the Skin Deformation of Lower Body* [Unpublished master's dissertation]. Chungnam National University.
- Choi, J., Kim, N., Wu, Y., & Hong, K. (2014). Effects of 3D compression suits on EEG analysis during and after walking. *Journal of the Korean Society of Clothing and Textiles*, *38*(4), 440-454.
- Choi, Y. L., Han, S. A., & Cui, M. H. (2010). *Innerwear Pattern Making*. Kyohaksa.
- Chun, J. S., & Oh, S. Y. (2008). *Pattern Design for Fashion Design*. Gyomunsa.
- Chun, J. S., Suk, E., & Park, S. J. (1998). A case study on methodology applying

- fabric stretch property for pants pattern drafting. *Journal of the Korean Society of Clothing and Textiles*, 22(2), 185-192.
- Chung, C. Y., Choi, I. H., Lee, D. Y., Yoon, K. S., Lee, D. H., & Sohn, C. S. (1996). Steel's gluteus medius and minimus advancement for in-toeing in spastic cerebral palsy. *Journal of the Korean Orthopedic Association*, 31(1), 27-32.
- Chung, C. Y., Kim, H. O., Choi, I. H., Cho, T. J., & Sohn, C. S. (1998). Effect of intertrochanteric femoral derotation osteotomy on sagittal plane. *Journal of the Korean Orthopedic Association*, 33(7), 1753-1766.
- Chung, C. Y., Park, M. S., Choi, I. H., Cho, T. J., Yoo, W. J., & Cho, S. J. (2005). Gait patterns according to the transverse plane deformities in spastic diplegia: a preliminary report. *Journal of the Korean Orthopedic Association*, 40(7), 949-957.
- Chung, C. Y., Wang, K. C., Bang, M. S., Lee, J. H., & Park, M. S. (2013). *Introduction to Cerebral Palsy*. Gunja Publishing.
- Cibulka, M. T., Winters, K., Kampwerth, T., McAfee, B., Payne, L., Roeckenhaus, T., & Ross, S. A. (2016). Predicting foot progression angle during gait using two clinical measures in healthy adults: a preliminary study. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 11(3), 400-408.
- Coghill, J. E., & Simkiss, D. E. (2010). Question 1 Do lycra garments improve function and movement in children with cerebral palsy? *Archives of Disease in Childhood*, 95(5), 393-395.
- Cook, C. E., Showalter, C., Kabbaz, V., & O'Hallorand, B. (2012). Can a within/between-session change in pain during reassessment predict outcome using a manual therapy intervention in patients with mechanical low back pain? *Manual Therapy*, 17(4), 325-329.
- Cooke, E. A., Benko, T., O'Connell, B. M., McNally, M. A., & Mollan, R. A. B. (1996). The effect of graduated compression stockings on lower limb venous haemodynamics. *Phlebology*, 11(4), 141-146.
- Corn, K., Imms, C., Timewell, G., Carter, C., Collins, L., Dubbeld, S., Schubiger, S., & Froude, E. (2003). Impact of second skin lycra splinting on the quality of upper limb movement in children. *British Journal of Occupational Therapy*, 66(10), 464-472.
- Cornwall, M. W., & McPoil, T. G. (1999). Three-dimensional movement of the foot during the stance phase of walking. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 89(2), 56-66.
- Dalstra, M., & Huiskes, R. (1995). Load transfer across the pelvic bone. *Journal of Biomechanics*, 28(6), 715-724.
- Davies, V., Thompson, K. G., & Cooper, S. M. (2009). The effect of compression garments on recovery. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 23(6),

1786-1794.

- Davids, J. R., Benfanti, P., Blackhurst, D. W., & Allen, B. L. (2002). Assessment of femoral anteversion in children with cerebral palsy: accuracy of the trochanteric prominence angle test. *Journal of Pediatric Orthopedics*, 22(2), 173-178.
- Davis, F. D. (1989). Perceived usefulness, perceived ease of use, and user acceptance of information technology. *MIS Quarterly*, 13(3), 319-340.
- de Witt, B., & Venter, R. (2009). The 'Bunkie' test: assessing functional strength to restore function through fascia manipulation. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 13(1), 81-88.
- Demers, L., Weiss-Lambrou, R., & Ska, B. (2002). The Quebec User Evaluation of Satisfaction with Assistive Technology (QUEST 2.0): an overview and recent progress. *Technology and Disability*, 14(3), 101-105.
- Dietz, F. R. (1994). Intoeing: fact, fiction and opinion. *American Family Physician*, 50(6), 1249-1259.
- Drake, R. L., Vogl, A. W., & Mitchell, A. W. M. (2020). *Gray's Atlas of Anatomy* (3rd ed.). Churchill Livingstone; Elsevier.
- Duda, G. N., Heller, M., Albinger, J., Schulz, O., Schneider, E., & Claes, L. (1998). Influence of muscle forces on femoral strain distribution. *Journal of Biomechanics*, 31(1), 841-846.
- Ejnisman, L., Philippon, M. J., Lertwanich, P., Pennock, A. T., Herzog, M. M., Briggs, K. K., & Ho, C. P. (2013). Relationship between femoral anteversion and findings in hips with femoroacetabular impingement. *Orthopedics*, 36(3), 293-300.
- Ellis, B., Kirkpatrick, E., Phan, S. K., Imler, S., & Beckham, H. (2018). Measuring compression caused by garments. *International Journal of Clothing Science and Technology*, 30(2), 138-151.
- Eo, M. K. (2005). *Ready-to-wear Industrial Pattern*. Kyohaksa.
- European Committee for Standardisation. (2009). *Method for testing compression in medical hosiery* (CEN/TR No. 15831:2009).
- Fabry, G., Cheng L. X., & Molenaers, G. (1994). Normal and abnormal torsional development in children. *Clinical Orthopedics and Related Research*, 302, 22-26.
- Fabry, G., MacEwen, G. D., & Shands, A. R. (1973). Torsion of the femur: a follow-up study in normal and abnormal conditions. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 55(8), 1726-1738.
- Findley, T. Chaudhry, H., & Dhar, S. (2015) Transmission of muscle force to fascia during exercise. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 19(1), 119-123.

- Finlayson, J., Crockett, J., Shanmugam, S., & Stansfield, B. (2018). Lycra splinting garments for adults with intellectual disabilities who fall due to gait or balance issues: a feasibility study. *Journal of Intellectual Disability Research*, 62(5), 391-406.
- Flack, N., Nicholson, H. D., & Woodley, S. J. (2014). The anatomy of the hip abductor muscles. *Clinical Anatomy*, 27(2), 241-253.
- Friden, J., Sfakianos, P. N., & Hargens, A. R. (1986). Muscle soreness and intramuscular fluid pressure: comparison between eccentric and concentric load. *Journal of Applied Physiology*, 61(6), 2175-2179.
- Frost, H. M. (1990a). Skeletal structural adaptations to mechanical usage (SATMU): 1. Redefining Wolff's law: the bone modeling problem. *Anatomical Record-Advances in Integrative Anatomy and Evolutionary Biology*, 226(4), 403-413.
- Frost, H. M. (1990b). Skeletal structural adaptations to mechanical usage (SATMU): 2. Redefining Wolff's law: the remodeling problem. *Anatomical Record-Advances in Integrative Anatomy and Evolutionary Biology*, 226(4), 414-422.
- Geum, W. S. (2008). *Wi-Su Geum's Mens Wear Pattern*. Kyohaksa.
- González-Iglesias, J., Fernández-de-Las-Peñas, C., Cleland, J., Huijbregts, P., & Gutiérrez-Vega, M. D. R. (2009). Short-term effects of cervical kinesio taping on pain and cervical range of motion in patients with acute whiplash injury: a randomized clinical trial. *Journal of Orthopedic and Sports Physical Therapy*, 39(7), 515-521.
- Grinnell, F. (1994). Fibroblasts, myofibroblasts, and wound contraction. *The Journal of Cell Biology*, 124(4), 401-404.
- Ha, H. J., & Sung, O. J. (2013). Developing a prototype of bi- stretch pants for women in their 205 and 305 with overweight lower bodies. *The Research Journal of the Costume Culture*, 21(2), 246-260.
- Hafner, J., Lüthi, W., Hänssle, H., Kammerlander, G., & Bueg, G. (2000). Instruction of compression therapy by means of interface pressure measurement. *Dermatologic Surgery*, 26(5), 481-487.
- Hagan, M. J., & Lambert, S. M. (2008). A randomised crossover study of low-ankle-pressure graduated-compression tights in reducing flight-induced ankle oedema. *Medical Journal of Australia*, 188(2), 81-84.
- Hall, S. J. (1999). *Basic Biomechanics*. WCB; McGraw-Hill.
- Han, J., & Jo, J. S. (2000). A study on appropriate size tolerances for the female shirts blouse of stretchable fabric. *Journal of the Korean Society of Clothing and Textiles*, 24(3), 289-300.
- Han, J., Kamber, M., & Pei, J. (2011). *Data Mining: Concepts and Techniques*. Morgan Kaufmann Publishers.
- Hastings, M. K., Gelber, J. R., Isaac, E. J., Bohnert, K. L., Strube, M. J., & Sinacore,

- D. R. (2010). Foot progression angle and medial loading in individuals with diabetes mellitus, peripheral neuropathy, and a foot ulcer. *Gait & Posture*, 32(2), 237-241
- Heinemann, A. W., Bode, R. K., & O'Reilly, C. (2003). Development and measurement properties of the Orthotics and Prosthetics Users' Survey (OPUS): a comprehensive set of clinical outcome instruments. *Prosthetics and Orthotics International*, 27(3), 191-206.
- Heller, M. O., Bergmann, G., Deuretzbacher, G., Claes, L., Haas, N. P., & Duda, G. N. (2001). Influence of femoral anteversion on proximal femoral loading: measurement and simulation in four patients. *Clinical Biomechanics*, 16(8), 644-649.
- Heo, I. A., & Seo, Y. H. (2001). *Toddler Book*. Kyohaksa.
- Hoffer, M. M. (1986). Management of the hip in cerebral palsy. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 68(4), 629-631.
- Hoffmann, A., & Pfirrmann, C. W. A. (2012). The hip abductors at MR imaging. *European Journal of Radiology*, 81(12), 3755-3762.
- Hong, L., Dongsheng, C., Qufu, W., & Ruru, P. (2011). A study of the relationship between clothing pressure and garment bust strain, and Young's modulus of fabric, based on a finite element model. *Textile Research Journal*, 81(13), 1307-1319.
- Huang, C. Y., Hsieh, T. H., Lu, S. C., & Su, F. C. (2011). Effect of the Kinesio tape to muscle activity and vertical jump performance in healthy inactive people. *Biomedical Engineering Online*, 10, 70(2011).
- Hunt, A. E., & Smith, R. M. (2004). Mechanics and control of the flat versus normal foot during the stance phase of walking. *Clinical Biomechanics*, 19(4), 391-397.
- Hutter, C. G., & Scott, W. (1949). Tibial torsion. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 31(3), 511-518.
- Hylton, N., & Allen, C. (1997). The development and use of SPIO lycra compression bracing in children with neuromotor deficits. *Pediatric Rehabilitation*, 1(2), 109-116.
- International Organization for Standardization. (1991). *Stitch types - Classification and terminology* (ISO Standard No. 4915:1991).
- International Organization for Standardization. (2005). *Textiles - Standard atmospheres for conditioning and testing* (ISO Standard No. 139:2005).
- International Organization for Standardization. (2017). *Size designation of clothes - Part 1: Anthropometric definitions for body measurement* (ISO Standard No. 8559-1:2017).
- International Organization for Standardization. (2017). *Size designation of clothes -*

- Part 2: Primary and secondary* (ISO Standard No. 8559-2:2017).
- International Organization for Standardization. (2018). *Ergonomics of human-system interaction - Part 11: Usability: Definitions and concepts* (ISO Standard No. 9241-11:2018).
- International Organization for Standardization. (2019). *Metallic Materials - Tensile Testing - Part 1: Method of Test at Room Temperature* (ISO Standard No. 6892-1:2019).
- Jaffe, H., & Relis, N. (2005). *Draping for Fashion Design* (4th ed.). Pearson Prentice Hall.
- Jahnsen, R., Villien, L., Aamodt, G., Stanghelle, J. K., & Holm, I. (2004b). Musculoskeletal pain in adults with cerebral palsy compared with the general population. *Journal of Rehabilitation Medicine*, *36*, 78-84.
- Jahnsen, R., Villien, L., Egeland, T., Stanghelle, J. K., & Holm, I. (2004a). Locomotion skills in adults with cerebral palsy. *Clinical Rehabilitation*, *18*(3), 309-316.
- Jahnsen, R., Villien, L., Stanghelle, J. K., & Holm, I. (2003). Fatigue in adults with cerebral palsy in Norway compared with the general population. *Developmental Medicine and Child Neurology*, *45*(5), 296-303.
- Jang, S. H., Woo, B. S., Park, S. B., & Lee, S. G. (1999). Relationship between femoral anteversion and tibial torsion in intoeing gait. *Annals of Rehabilitation Medicine*, *23*(2), 390-396.
- Jeong, H. S. (1998). *A Study on Slacks Using Fabric Extensibility: For Young Women* [Unpublished master's dissertation]. Seoul National University.
- Jeong, J. R., & Kim, H. E. (2006). Comparative evaluation of clothing pressure and subjective sensation exerted by foundation. *Journal of the Korean Society of Clothing and Textiles*, *30*(11), 1531-1537.
- Jeong, M. S. (2002). *The Effect of Physical Characteristics of Foundation Knitted Fabrics of the Clothing Pressure and the Wearing Sensation* [Unpublished doctoral dissertation]. Keimyung University.
- Jeong, Y. (2006). 2D pattern development of tight-fitting bodysuit from 3D body scan data for comfortable pressure sensation. *Korean Journal of Human Ecology*, *15*(3), 481-490.
- Jeong, Y. (2007). Fundamental relationship between the reduction rates of stretch fabrics and clothing pressure. *Korean Journal of Human Ecology*, *17*(5), 963-973.
- Jeong, Y. (2008). Fundamental relationship between reduction rates of stretch fabrics and clothing pressure. *Korean Journal of Human Ecology*, *17*(5), 963-973.
- Johnston, R. C. (1973). Mechanical considerations of the hip joint. *Archives of Surgery*, *107*(3), 411-417.

- Jones, F. W. (1944). *Structure and Function as Seen in the Foot*. Tindal and Cox.
- Kaariainen, M., Jarvinen, T., Jarvinen, M., Rantanen, J., & Kalimo, H. (2000). Relation between myofibers and connective tissue during muscle injury repair. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, *10*, 332-337.
- Karatsidis, A., Richards, R. E., Konrath, J. M., van den Noort, J. C., Schepers, H. M., Bellusci, G., Harlaar, J., & Veltink, P. H. (2018). Validation of wearable visual feedback for retraining foot progression angle using inertial sensors and an augmented reality headset. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, *15*, 78(2018).
- Kase, K., Wallis, J., & Kase, T. (2003). *Clinical Therapeutic Applications of the Kinesio Taping® Method*. Ken Ikai Co.
- Khermost, O., Lior, G., & Weissman, S. (1971). Tibial torsion in children. *Clinical Orthopedics and Related Research*, *79*, 25-31.
- Kids Care Therapy Center (n.d.). *TheraSuit® method intensive pediatric therapy*. <https://kidscaretherapycenterinc.net/therasuit-method-intensive-pediatric-therapy-miami-fl.html>
- Kim, E. K., & Choi, H. S. (1997). A study on slacks suitable for riding a bicycle. *The Korean Society of Living Environmental System*, *4*(1), 65-78.
- Kim, H. S., & Lee, S. Y. (2009). *Pants Pattern Book*. Kyohaksa.
- Kim, H., & Lee, B. (2013). The effects of kinesio tape on isokinetic muscular function of horse racing jockeys. *Journal of Physical Therapy Science*, *25*(10), 1273–1277.
- Kim, J. Y. (2008). *Biomechanical Analysis Using a 3 Dimensional Skeletal-muscle Model for Correctional Surgery of Crouch Gait in Cerebral Palsy Patients Afflicted by Femoral Torsion and Pelvic Rotation* [Unpublished doctoral dissertation]. Yonsei University.
- Kim, J. Y., Lee, J. S., & Han, G. H. (2006). A study of the visual image by variations in the location of the waistline and the width of the round belt of the basic pants. *Journal of Fashion Business*, *10*(5), 15-27.
- Kim, K. H., & So, Y. J. (2009). A Study of the visual image by pattern making of jeans. *Journal of the Korean Society of Clothing and Textiles*, *33*(10), 1541-1551.
- Kim, K. S. (1998). *Patternmaking*. Kohakyeongusa.
- Kim, K. S. (2018). *Automatic Body Classification using Artificial Neural Network and Development of Automatic Pattern Alteration System* [Unpublished doctoral dissertation]. Seoul National University.
- Kim, N. Y., & Lee, H. (2019). Influence of clothing pressure on blood flow and subjective sensibility of commercial sports compression wear. *Fashion & Textile Research Journal*, *21*(4), 459-467.

- Kim, S. (2000). *Developing of Bodice and Slacks Patter of Stretch Fabric and Application as Garment for Measurement* [Unpublished master's dissertation]. Seoul National University.
- Kim, S., & Hong, K. (2012). Engineering design process of tight-fit sportswear using 3D information of dermatomes and skin deformation in dynamic posture. *Korean Journal of Human Ecology*, 21(3), 551-565.
- Kim, S., & Nam, Y. J. (2016). Establishing quantitative evaluation standards for the mobility test of slacks. *Fashion & Textile Research Journal*, 18(1), 80-90.
- Kirk, J. W., & Ibrahim, S. M. (1966). Fundamental relationships of fabric extensibility to anthropometric requirements and garment performance. *Textile Research Journal*, 36(1), 37-47.
- Klein, P., Mattys, S., & Rooze, M. (1996). Moment arm length variations of selected muscles acting on talocrural and subtalar joints during movement: an in vitro study. *Journal of Biomechanics*, 29(1), 21-30.
- Knittel, G., & Staheli, L.T. (1976). The effectiveness of shoe modifications for intoeing. *Orthopedic Clinics of North America*, 7(4), 1019-1025.
- Ko, M. S., Lee, J. A., Kang, S. Y., & Jeon, H. S. (2015). Effect of Adeli suit treatment on gait in a child with cerebral palsy: a single-subject report. *Physiotherapy Theory and Practice*, 31(4), 275-282.
- Koblauch, H., Heilskov-Hansen, T., Alkjær, T., Simonsen, E. B., & Henriksen, M. (2013). The effect of foot progression angle on knee joint compression force during walking. *Journal of Applied Biomechanics*, 29(3), 329-335.
- Kobyliansky, E., Weissman, S. L., & Nathan, M. (1979). Femoral and tibial torsion. *International Orthopedics*, 3, 145-147.
- Korean Agency for Technology and Standards. (2004). *A Book on Anthropometric Standard Terminology*.
- Korean Agency for Technology and Standards. (2010). *The 6th Size Korea: Final Report of Korean 3-dimensional Figure Measurement Survey*. <https://sizekorea.kr/page/report/2>
- Korean Agency for Technology and Standards. (2015). *Textiles - Tensile properties of fabrics - Determination of maximum force and elongation at maximum force using the grab method* (Korean Standard No. KS K 0520:2015).
- Korean Agency for Technology and Standards. (2017). *Size designation of clothes - Part 1: Anthropometric definitions for body measurement* (Korean Standard No. KS K ISO 8559-1:2017).
- Korean Agency for Technology and Standards. (2019). *Sizing systems for female adult's garments* (Korean Standard No. KS K 0051:2019).
- Kraemer, W. J., Volek, J. S., Bush, J. A., Gotshalk, L. A., Wagner, P. R., Gomez, A. L., Zatsiorsky, V. M., Duarte, M., Ratamess, N. A., Mazzetti, S. A., & Selle,

- B. J. (2000). Influence of compression hosiery on physiological responses to standing fatigue in women. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 32(11), 1849-1858.
- Kulig, K., Harper-Hanigan, K., Souza, R. B. & Powers, C. M. (2010). Measurement of femoral torsion by ultrasound and magnetic resonance imaging: concurrent validity. *Physical Therapy*, 90(11), 164-1648.
- Kutzner, I., Heinlein, B., Graichen, F., Bender, A., Rohlmann, A., Halder, A., Beier, A., & Bergmann, G. (2010). Loading of the knee joint during activities of daily living measured in vivo in five subjects. *Journal of Biomechanics*, 43(11), 2164-2173.
- Kwon, D. G., Lee, S. Y., Kim, T. W., Chung, C. Y., Lee, K. M., Sung, K. H., Akhmedov, B., Choi, I. H., Cho, T. J., Yoo, W. J., & Park, M. S. (2013). Short-term effects of proximal femoral derotation osteotomy on kinematics in ambulatory patients with spastic diplegia. *Journal of Pediatric Orthopedics Part-B*, 22(3), 189-194.
- Kwon, S. A. (2012). The effect of the skinny pants on the physiological responses and subjective pressure. *Korean Journal of Human Ecology*, 21(3), 567-576.
- Kwon, S. H., Lee, B. S., Lee, H. J., Kim, E. J., Lee, J. A., Yang, S. P., Kim, T. Y., Pak, H. R., Kim, H. K., Kim, H. Y., Jung, J. H., & Oh, S. W. (2020). Energy efficiency and patient satisfaction of gait with knee-ankle-foot orthosis and robot (ReWalk)-assisted gait in patients with spinal cord injury. *Annals of Rehabilitation Medicine*, 44(2), 131-141.
- LaBat, L. K., & DeLong, R. M. (1990). Body cathexis and satisfaction with fit of apparel. *Clothing and Textiles Research Journal*, 8(2), 43-48.
- Lai, Y. C., Lin, H. S., Pan, H. F., Chang, W. N., Hsu, C. J., & Renn, J. H. (2014). Impact of foot progression angle on the distribution of plantar pressure in normal children. *Clinical Biomechanics*, 29(2), 196-200.
- Lang, L. M. G., & Volpe, R. G. (1998). Measurement of tibial torsion. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 88(4), 160-165.
- Lawrence, D., & Kakkar, V. V. (1980). Graduated, static, external compression of the lower limb: a physiological assessment. *Journal of British Surgery*, 67(2), 119-121.
- Le Damany, P. (1909). La torsion du tibia normale pathologique et experimentale. *J Anat Physiol*, 45, 598-615.
- Lee, D. C. W., Lee, S. W. Y., Khaw, K., Ali, A., Sheridan, S. E., & Wonga, S. H. S. (2018). Haemodynamic responses of wearing low-pressure sports compression tights during an orthostatic challenge in healthy individuals. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 21(10), 1062-1067.
- Lee, E. H. (2013). A study on the current state of skinny pants wearing among college

- students for better wearing sensations. *The Journal of Korean Society of Design Culture*, 19(3), 593-606.
- Lee, H., Hong, K., Kim, Y. W., & Park, S. J. (2013). Clothing pressure evaluation of girdle and waist nipper and related wearing conditions. *Korean Journal of the Science of Emotion & Sensibility*, 16(1), 1-10.
- Lee, J. H., & Do, W. H. (2012). A study on the denim fit and favorite style according to the gender of college students. *The Journal of Korean Society of Design Culture*, 18(2), 378-385.
- Lee, J. O., & Nam, Y. J. (2002). A study on feeling of wearing and clothing pressure of custom-made girdles. *Textile Science and Engineering*, 39(4), 503-513.
- Lee, J. Y. (2006). *The Therapeutic Effect of Tibia Counter Rotator with Seriously Tibial External Torsion Children* [Unpublished master's dissertation]. Kookmin University.
- Lee, M. K. (2021, September 14). *As if wearing it or not wearing it... The evolution of eye-catching leggings*. <https://www.hankyung.com/economy/article/202109131808g>
- Lee, R. D., & Niteman, D. C. (1998). *Nutritional Assessment* (2nd ed.). McGraw-Hill.
- Lee, S. H., Chung, C. Y., Park, M. S., Choi, I. H., & Cho, T. J. (2009). Tibial torsion in cerebral palsy: validity and reliability of measurement. *Clinical Orthopedics and Related Research*, 467, 2098-2104.
- Lei, M., & Lomax, R. G. (2005). The effect of varying degrees of non-normality in structural equation modeling. *Structural Equation Modeling-A Multidisciplinary Journal*, 12(1), 1-27.
- Levine, D., Richards, J., & Whittle, M. W. (2012). *Whittle's Gait Analysis* (5th ed.). Churchill Livingstone.
- Lieber, R. L., & Fridén, J. (2002). Spasticity causes a fundamental rearrangement of muscle-joint interaction. *Muscle & Nerve*, 25(2), 265-270.
- Lim, C., Park, Y., & Bae, Y. (2013). The effect of the kinesio taping and spiral taping on menstrual pain and premenstrual syndrome. *Journal of Physical Therapy Science*, 25(7), 761-764.
- Lim, W. J. (2006). *Clothing Construction* (2nd ed.). Gyomunsa.
- Lohman, T. G. (1992). *Advances in Body Composition Assessment, Current Issues in Exercise Science Monograph*. Human Kinetics Publishers Campaign.
- Lovejoy, S. A., Tylkowski, C., Oeffinger, D., & Sander, L. (2007). The effects of hamstring lengthening on hip rotation. *Journal of Pediatric Orthopedics*, 27(2), 142-146.
- Luder, C., Dziunycz, P., Omid, N., Radetzki, A. L., Lang, C., Hübner, M., & Hafner, J. (2016). A compression kit of a stocking and three superimposed leggings

- is easy to don and dose adjustable. *European Journal of Vascular and Endovascular Surgery*, 51, 434-440.
- Macdonald, R. (2010). Introduction. In R. Macdonald (Eds.), *Pocketbook of Taping Techniques* (pp. 3-10). Churchill Livingstone; Elsevier.
- MacGregor, K., Gerlach, S., Mellor, S. et al. (2005). Cutaneous stimulation from patella tape causes a differential increase in vasti muscle activity in people with patellofemoral pain. *Journal of Orthopedic Research*, 23(2), 351-358.
- Macintyre, L. (2007). Designing pressure garments capable of exerting specific pressures on limbs. *Burns*, 33(5), 579-586.
- Mahani, M. K., Karimloo, M., & Amirsalari, S. (2011). Effects of modified Adeli suit therapy on improvement of gross motor function in children with cerebral palsy. *Hong Kong Journal of Occupational Therapy*, 21(1), 9-14.
- Maklewska, E., Nawrocki, A., Kowalski, K., Andrzejewska, E., & Kuzański, W. (2007). New measuring device for estimating the pressure under compression garments. *International Journal of Clothing Science and Technology*, 19(3/4), 215-221.
- Mann, R. (1983). Biomechanics in cerebral palsy. *Foot & Ankle International*, 4(3), 114-119.
- Mann, R. A. (1975). Biomechanics of the foot. In American Academy of Orthopedic Surgeons (Eds.), *Atlas of Orthotics: Biomechanical Principles and Application*. Mosby.
- Martínez-Gramage, J., Merino-Ramire, M. A., Amer-Cuenca, J. J., & Lisóna, J. F. (2016). Effect of Kinesio taping on gastrocnemius activity and ankle range of movement during gait in healthy adults: a randomized controlled trial. *Physical Therapy in Sport*, 18, 56-61.
- Martorelli, S. S., Martorelli, A. S., Pereira, M. C., Rocha-Junior, V. A., Tan, J. G., Alvarenga, J. G., Brown, L. E., & Bottaro, M. (2015). Graduated compression sleeves: effects on metabolic removal and neuromuscular performance. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 29(5), 1273-1278.
- Matsas, A., Taylor, N. & McBurney, H. (2000). Knee joint kinematics from familiarised treadmill walking can be generalised to overground walking in young unimpaired subjects. *Gait & Posture*, 11(1), 46-53.
- Matthews, M. J., Watson, M., & Richardson, B. (2009). Effects of dynamic elastomeric fabric orthoses on children with cerebral palsy. *Prosthetics and Orthotics International*, 33, 339-347.
- McConnell, J. (1986). The management of chondromalacia patellae: a long term solution. *The Australian Journal Physiotherapy*, 32(4), 215-223.
- McDonough, M. W. (1984). Angular and axial deformities of legs of children.

- Clinics in Podiatry*, 1(3), 601-620.
- Menz, H. B., Latt, M. D., Tiedemann, A., Kwan, M. M. S., & Lord, S. R. (2004). Reliability of the GAITRite® walkway system for the quantification of temporo-spatial parameters of gait in young and older people. *Gait & Posture*, 20(1), 20-25.
- Merriam-Webster. (2017, April 13). *The athleisure trend*. <https://web.archive.org/web/20170413071037/https://www.merriam-webster.com/words-at-play/athleisure-words-were-watching>
- Meyer, C., Killeen, T., Easthope, C. S., Curt, A., Bolliger, M., Linnebank, M., Zörner, B., & Filli, L. (2019). Familiarization with treadmill walking: how much is enough? *Scientific Reports*, 9, 5232.
- Miyamoto, N., & Kawakami, Y. (2015). No graduated pressure profile in compression stockings still reduces muscle fatigue. *International Journal of Sports Medicine*, 36(03), 220-225.
- Moffatt, C. J., Franks, P. J., Oldroyd, M., Bosanquet, N., Brown, P., Greenhalgh, R. M., & McCollum, C. N. (1992). Community clinics for leg ulcers and impact on healing. *British Medical Journal*, 305, 1389-1392.
- Moffatt, C., Martin, R., & Smithdale, R. (2007). *Leg Ulcer Management*. Blackwell Publishing.
- Mohamed, R. A. & Eid, M. A. (2013). Twister wraps versus twister cables on gait pattern and in-toeing in children with diplegic cerebral palsy. *Sc J Az Med Fac (Girls)*, 1(1), 1-14.
- Moraes, D. S., Teixeira, R. S., & Santos, M. S. (2019). Profile of the judicialization of the Therasuit Method and its direct cost in the scope of the state of Rio de Janeiro. *Revista Brasileira de Epidemiologia*, 22, E190006.
- Mostamand, J., Bader, D. L., & Hudson, Z. (2010). The effect of patellar taping on joint reaction forces during squatting in subjects with patellofemoral pain syndrome (PFPS). *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 14(4), 375-381.
- Mosti, G., & Partsch, H. (2011). Compression stockings with a negative pressure gradient have a more pronounced effect on venous pumping function than graduated elastic compression stockings. *European Journal of Vascular and Endovascular Surgery*, 42(2), 261-266.
- Mosti, G., & Partsch, H. (2012). High compression pressure over the calf is more effective than graduated compression in enhancing venous pump function. *European Journal of Vascular and Endovascular Surgery*, 44(3), 332-336.
- Mueller, M. J., Hastings, M., Commean, P. K., Smith, K. E., Pilgram, T. K., Robertson, D., & Johnson, J. (2003). Forefoot structural predictors of plantar pressures during walking in people with diabetes and peripheral neuropathy.

- Journal of Biomechanics*, 36(7), 1009-1017.
- Murray, H. (2000). Kinesio taping, muscle strength and ROM after ACL repair. *Journal of Orthopedic & Sports Physical Therapy*, 30(1), 14.
- Myers, T. W. (2009). *Anatomy Trains: Myofascial Meridians for Manual and Movement Therapists* (3rd ed.). Churchill Livingstone; Elsevier.
- Nagamine, R. (2003). Medial torsion of the tibia in Japanese patient with osteoarthritis of the knee joint pathology. *Clinical Orthopedics and Related Research*, 408, 218-224.
- Nair, K. P. S., & Marsden, J. (2014). The management of spasticity in adults. *British Medical Journal*, 349, g4737.
- Nam, Y. J. (1991). *A Study on Classification of Somatotype Based on the Lateral View of Women's Upper Body* [Unpublished doctoral dissertation]. Seoul National University.
- Nam, Y. J., & Lee, H. S. (2005). *Menswear Patternmaking*. Kyohaksa.
- Nam, Y. J., Lee, H. S., & Yoon, M. K. (2020). *Patternmaking for Menswear*. Kohakyeongusa.
- Nam, Y. J., Park, J. K., Lee, H. S., & Choi, K. M. (2013). *Apparelmaking: Skirt and Pants*. Kohakyeongusa.
- Neumann, D. A. (2010). Kinesiology of the hip: a focus on muscular actions. *Journal of Orthopedic & Sports Physical Therapy*, 40(2), 82-94.
- Neumann, D. A. (2016). *Kinesiology of the Musculoskeletal System: Foundations for Rehabilitation* (3rd ed.). Elsevier.
- Ng, S. F. F., & Hui, C. L. P. (1999). Effect of hemedges on the interface pressure of pressure garments. *International Journal of Clothing Science and Technology*, 11(5), 251-261.
- Nicholson, J. H., Morton, R. E., Attfield, S., & Rennie, D. (2001) Assessment of upper-limb function and movement in children with cerebral palsy wearing lycra garments. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 43(6), 384-391.
- O'Meara, S., Cullum, N., Nelson, E. A., & Dumville, J. C. (2012). Compression for venous leg ulcers. *Cochrane Database of Systematic Reviews*, 11, CD000265.
- Oh, J. E. (2021, February 1). *Pants or underwear? Leggings are trending anyway... they are a selling item alone.* Money Today. <https://news.mt.co.kr/mtview.php?no=2021020113374877790>
- Oner, E., Durur, G., & Cansunar, H. E. (2018). A new technique to measure pressure in medical compression stockings. *Textile Research Journal*, 88(22), 2579-2589.
- Paek, S. L., & Davis, S. G. (1975). The wear-comfort prediction of specified knit garments. *Textile Research Journal*, 45(11), 763-766.

- Park, & Chang (2005). A study on the body type of wheelchair using disabled women. *Journal of the Korean Society of Costume*, 55(5), 131-145.
- Park, H. J., & Nam, Y. J. (2001). A study on the basic slacks pattern by the automatic drafting for the order: focused on young women in their twenties. *Journal of the Korean Society of Clothing and Textiles*, 25(1), 91-102.
- Park, H. S. (1982). A study on correlation with every parts of bodice and the difference between front and back in clothing construction concentrate on the difference between front and back of side seam line. *Journal of Human Environment and Art*, 5, 15-24.
- Park, J. H. (2003). *A Thesis on Developing the Patterns of Blue Jean Slacks according to the Types of Lower Body* [Unpublished doctoral dissertation]. Catholic University of Daegu.
- Park, J. H., & Chun, J. (2013). Comparison of evaluation methods for measuring pressure of compression wear. *The Research Journal of the Costume Culture*, 21(4), 535-545.
- Park, J. K. (1994). *A Study on the Ease of the Total Crotch Length of Slacks* [Unpublished master's dissertation]. Seoul National University.
- Park, J. K., & Lim, W. J. (1994). A study on the ease of the total crotch length of slacks. *Journal of the Korean Society of Clothing and Textiles*, 18(5), 620-614.
- Park, Y. D., & Hahm, O. S. (1982). The study on the lower limb surface changes caused by the limb movements (part 1): on the movements of the hip joint and knee joint. *Family and Environment Research*, 20(4), 1-12.
- Patla, A. (1995). A framework for understanding mobility problems in the elderly. In R. L. Crail & C. A. Oatis (Eds.), *Gait Analysis: Theory and Application*. Mosby.
- Paulsen, F., & Waschke, J. (2011). *Sobotta Atlas of Human Anatomy, Vol.1: General Anatomy and Musculoskeletal System* (15th ed.). Churchill Livingstone.
- Payne, L. Z., & DeLuca, P. A. (1994). Intertrochanteric versus supracondylar osteotomy for severe femoral anteversion. *Journal of Pediatric Orthopedics*, 14(1), 39-44.
- Perrey, S., Bringard, A., Racinais, S., Puchaux, K., & Belluye, N. (2008). Graduated compression stockings and delayed onset muscle soreness (P105). *The Engineering of Sport*, 7(1), 547-554.
- Pirpiris, M., Trivett, A., Baker, R., Rodda, J., Natrass, G. R., & Graham, H. K. (2003). Femoral derotation osteotomy in spastic diplegia: proximal or distal? *The Journal of Bone and Joint Surgery (Br)*, 85-B(2), 265-72.
- Priego, J. I., Lucas-Cuevas, A. G., Aparicio, I., Giménez, J. V., Cortell-Tormo, J. M., & Pérez-Soriano, P. (2015). Long-term effects of graduated compression

- stockings on cardiorespiratory performance. *Biology of Sport*, 32(3), 219-223.
- Ramelet, A. A. (2002). Compression therapy. *Dermatologic Surgery*, 28(1), 6-10.
- Rang, M. (1993). Toeing in and toeing out: gait disorders. In D. R. Wenger & M. Rang (Eds.), *The Art and Practice of Children's Orthopedics*. Raven Press, 50-76.
- Reich-Schupke, S., Murmann, F., Altmeyer, P., & Stücker, M. (2009). Quality of life and patients' view of compression therapy. *International Angiology*, 28(5), 385-393.
- Reischl, S. F., Powers, C. M., Rao, S., & Perry, J. (1999). Relationship between foot pronation and rotation of the tibia and femur during walking. *Foot & Ankle International*, 20(8), 513-520.
- Rennie, D. J., Attfield, S. F., Morton, R. E., Polak, F. J., & Nicholson, J. (2000). An evaluation of lycra garments in the lower limb using 3-D gait analysis and functional assessment (PEDI). *Gait & Posture*, 12(1), 1-6.
- Resende, R. A., Deluzio, K. J., Kirkwood, R. N., Hassan, E. A., & Fonseca, S. T. (2015). Increased unilateral foot pronation affects lower limbs and pelvic biomechanics during walking. *Gait & Posture*, 41(2), 395-401.
- Rethlefsen, S. A., Healy, B. S., Wren, T. A. L., Skaggs, D. L., & Kay, R. M. (2006). Causes of intoeing gait in children with cerebral palsy. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 88(10), 2175-2180.
- Richards, A., Morcos, S., Rethlefsen, S., & Ryan, D. (2012). The use of TheraTogs versus twister cables in the treatment of in-toeing during gait in a child with spina bifida. *Pediatric Physical Therapy*, 24(4), 321-326.
- Richardson, K. (2008). *Designing and Patternmaking for Stretch Fabrics*. Fairchild Books, Inc.
- Rimmer, J. H. (1999). Health promotion for people with disabilities: the emerging paradigm shift from disability prevention to prevention of secondary conditions. *Physical Therapy*, 79(5), 495-502.
- Riter, M. A., Derosa, G. P., & Babcock, J. L. (1976). Tibial Torsion? *Clinical Orthopedics and Related Research*, 120, 159-163.
- Rithalia, S. V. S. (1991). Reviews Articles: pressure sores: methods used for the assessment of patient support surfaces. *Clinical Rehabilitation*, 5(4), 323-329.
- Roberts, E. B., & Onishenko, G. (1998). *Fundamentals of Men's Fashion Design: A Guide to Casual Clothes*. Fairchild Publications.
- Rodenberger, C. A. (1981). Torqheels: relevance, mechanics, analysis, clinical evaluation. In D. N. Ghista & R. Roaf (Eds.), *Orthopedic Mechanics: Procedures and Devices* (pp. 175-198). Academic Press.
- Rosenbaum, D. (2013). Foot loading patterns can be changed by deliberately walking with in-toeing or out-toeing gait modifications. *Gait & Posture*,

- 38(4), 1067-1069.
- Rugg, S., & Sternlicht, E. (2013). The effect of graduated compression tights, compared with running shorts, on counter movement jump performance before and after submaximal running. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 27(4), 1067-1073.
- Ruwe, P. A., Gage, J. R., Ozonoff, M. B., & DeLuca, P. A. (1992). Clinical determination of femoral anteversion: a comparison with established techniques. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 74(6), 820-830.
- Ryan, D. J. (2001). Intoeing: a developmental norm. *Orthopedic Nursing*, 20(2), 13-18.
- Sachdeva, A., Dalton, M., & Lees, T. (2018). Graduated compression stockings for prevention of deep vein thrombosis. *Cochrane Database of Systematic Reviews*, 11, CD001484.
- Saparin, P., Scherf, H., Hublin, J. J., Fratzl, P., & Weinkamer, R. (2011). Structural adaptation of trabecular bone revealed by position resolved analysis of proximal femora of different primates. *Anatomical Record-Advances in Integrative Anatomy and Evolutionary Biology*, 294(1), 55-67.
- Sawada, Y. (1993). Pressure developed under pressure garment. *British Journal of Plastic Surgery*, 46(6), 538-541.
- Schamberger, W. (2002). *The Malalignment Syndrome: Implications for Medicine and Sports*. Churchill Livingstone.
- Schleip, R., Findley, T., Chaitow, L., & Huijing, P. (2012). *Fascia: The Tensional Network of the Human Body* (pp. 157-164). Churchill Livingstone; Elsevier.
- Schleip, R., Klingler, W., & Lehmann-Horn, F. (2005). Active fascial contractility: fascia may be able to contract in a smooth muscle-like manner and thereby influence musculoskeletal dynamics. *Medical Hypotheses*, 65(2), 273-277.
- Schleip, R., Zorn, A., & Klingler, W. (2010). Biomechanical properties of fascial tissues and their role as pain generators. *Journal of Musculoskeletal Pain*, 18(4), 393-395.
- Second Skin. (n.d.). *Core stability splint*. https://www.secondskin.com.au/Products/core_stability_splint
- Seoul National University. (2020). *Project completion report: Development of compression wear that augments human motor performance by tactile feedback* (700-20190090).
- Sgarlato, T. E. (1965). The angle of gait. *Journal of the American Podiatry Association*, 55(9), 645-650.
- Shands, A. R., & Steele, M. K. (1958). A followup on the use of the Dunlap method for its determination of torsion of the femur. *The Journal of Bone and Joint Surgery (Am)*, 40-A, 803-816.

- Shantavasinkul, P. C., Phanachet, P., Puchaiwattananon, O., Chailurkit, L., Lapananon, T., Chanprasertyotin, S., Ongphiphadhanakul, B., & Warodomwichit, D. (2015). Vitamin D status is a determinant of skeletal muscle mass in obesity according to body fat percentage. *Nutrition*, *31*(6), 801-806.
- Sharps, C. H., Clancy, M., & Steel, H. H. (1984). A long-term retrospective study of proximal hamstring release for hamstring contracture in cerebral palsy. *Journal of Pediatric Orthopedics*, *4*(4), 443-447.
- Shefelbine, S. J., & Carter, D. R. (2004). Mechanobiological predictions of femoral anteversion in cerebral palsy. *Annals of Biomedical Engineering*, *32*(2), 297-305
- Shevell, M. I., Dagenais, L., & Hall, N. (2009). The relationship of cerebral palsy subtype and functional motor impairment: a population-based study. *Developmental Medicine and Child Neurology*, *51*(11), 872-877.
- Shim, Y. H., Park, J. M., & Yu, S. H. (2017). Effects of manual therapy and therapeutic exercise on chronic pain and body function in elder women with chronic low back pain. *The Journal of Korean Academy of Orthopedic Manual Physical Therapy*, *23*(2), 51-57.
- Shin, S. L., & Kim, S. R. (2010). Torsional deformities of the lower extremities in children. *The Journal Medicine and Life Science*, *7*(1), 32-34.
- Shortland, A. P., Harris, C. A., Gough, M., & Robinson, R. O. (2002). Architecture of the medial gastrocnemius in children with spastic diplegia. *Developmental Medicine and Child Neurology*, *44*(3), 158-163.
- Sigel, B., Edelstein A. L., Savitch, L., Hasty, J. H., & Felix, W. R. (1975). Type of compression for reducing venous stasis: a study of lower extremities during inactive recumbency. *Archives of Surgery*, *110*(2), 171-175.
- Simon, A. L., Presedo, A., Ilharreborde, B., Cindy, M., Keyvan, M., & Georges-François, P. (2014). Can turned inward patella predict an excess of femoral anteversion during gait in spastic diplegic children? *Journal of Pediatric Orthopedics*, *34*(4), 405-410.
- Slupik, A., Dwornik, M., Bialoszewski, D., & Zych, E. (2007). Effect of Kinesio taping on bioelectrical activity of vastus medialis muscle: preliminary report. *Ortopedia, Traumatologia, Rehabilitacja*, *9*(6), 644-651.
- Song, D. H., Eun, B. L., Park, S. H., Lee, J. Y., & Tockgo, Y. C. (2005). Tibial torsion in children of the Jeju area. *Korean Journal of Pediatrics*, *48*(1), 75-80.
- Song, D. H., Lee, Y., Eun, B. L., Lee, K. J., Kang, S. K., Vaq, S. G., You, S., Shin, J. B., & Kim, B. O. (2007). Usefulness of tibia counter rotator (TCR) for treatment of tibial internal torsion in children. *Korean Journal of Pediatrics*, *50*(1), 79-84.

- Song, H. K., & Ashdown, S. P. (2011). Categorization of lower body shapes for adult females based on multiple view analysis. *Textile Research Journal*, 81(9), 914-931.
- Spina, R., Cameron, M., & Alexander, R. (2002). The effect of functional fascial taping on Morton's neuroma. *Australasian Chiropractic & Osteopathy*, 10(1), 45-50.
- Staheli L. T., Corbett, M., Wys, C., & King, H. (1985). Lower-extremity rotational problems in children: normal values to guide management. *The Journal of Bone and Joint Surgery (Am)*, 67(1), 39-47.
- Staheli, L. T. (1987). Rotational problems of the lower extremities. *Orthopedic Clinics of North America*, 18(4), 503- 512.
- Staheli, L. T. (1990). The lower limb. In R. T. Morrissy & S. L. Weinstein (Eds.), *Lovell and Winter's Pediatric Orthopedics* (3rd ed., pp. 741-766). Lippincott Williams & Wilkins.
- Stecco, C., Pavan, P. G., Porzionato, A., Macchi, V., Lancerotto, L., Carniel, E. L., Natali, A. N., & de Caro, R. (2009). Mechanics of crural fascia: from anatomy to constitutive modelling. *Surgical and Radiologic Anatomy*, 31, 523-529.
- Steel, H. H. (1980). Gluteus medius and minimus insertion advancement for correction of internal rotation gait in spastic cerebral palsy. *The Journal of Bone and Joint Surgery (Am)*, 62(6), 919-927.
- Stiegler, M., & Krolopp, L. (2012). *System M. Müller & Sohn: Metric Patternmaking for Skirts and Trousers*. Rundschau Publishing.
- Strauss, D., Brooks, J., Rosenbloom, L., & Shavelle, R. (2008). Life expectancy in cerebral palsy: an update. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 50(7), 487-493.
- Sul, K. H., & Suh, M. A. (2002). A study on ease for the skirt of stretch fabric according to the fat body types. *The Research Journal of the Costume Culture*, 10(4), 392-403.
- Sullivan, J. A. (1996). The child's foot. In R. T. Morrissy & S. L. Weinstein (Eds.), *Lovell & Winter's Pediatric Orthopedics* (4th ed.). Lippincott-Raven.
- Sung, K. H., Kwon, S. S., Chung, C. Y., Lee, K. M., Cho, G. H., & Park, M. S. (2018). Long-term outcomes over 10 years after femoral derotation osteotomy in ambulatory children with cerebral palsy. *Gait & Posture*, 64, 119-125.
- Sung, O. J. (2000). *A Study on the Slack Slopers for Stretch Fabrics: Focused on the Changes on Slack Slopers due to the Elasticity Direction* [Unpublished master's dissertation]. Sung Kyun Kwan University.
- Svenningsen, S., Apalset, K., Terjesen, T., & Anda, S. (1989a). Regression of femoral anteversion: a prospective study of in-toeing children. *Acta Orthopædica*

- Scandinavica*, 60(2), 170-173.
- Svenningsen, S., Terjesen, T., Auflem, M., & Berg, V. (1989b). Hip motion related to age and sex. *Acta Orthopædica Scandinavica*, 60(1), 97-100.
- Svenningsen, S., Terjesen, T., Auflem, M., & Berg, V. (1990). Hip rotation and intoeing gait. *Clinical Orthopedics and Related Research*, 251, 177-182.
- Takai, S., Sakakida, K., Yamashta, F., Suzu, F., & Izuta, F. (1985). Rotational alignment of the lower limb in osteoarthritis of the knee. *International Orthopedics*, 9, 209-215.
- Taylor, N. F., Evans, O. M. & Goldie, P. A. (1996). Angular movements of the lumbar spine and pelvis can be reliably measured after 4 minutes of treadmill walking. *Clinical Biomechanics*, 11(8), 484-486.
- TC². (2004). *Size USA: The national sizing survey final report*.
- The Lakes Orthotics. (n.d.). Lycra suit. <https://www.thelakesorthotics.co.uk/what-we-do/lycra-garments/>
- TheraTogs. (n.d.). *Fit and customize TheraTogs applications*. <https://theratogs.com/how-to/how-to-fitapply-theratogs/>
- TheraTogs. (n.d.). *Lower extremity system*. <https://theratogs.com/product/lower-extremity-system/>
- Thomas, R. G. (1919). *Applied Calculus Principles and Applications*. D. Van Nostrand Company.
- Thomas, S. (1998). *Compression bandaging in the treatment of venous leg ulcers*. World Wide Wounds. <http://www.worldwidewounds.com/1997/september/Thomas-Bandaging/bandage-paper.html>
- Tobin, S., & Robinson, G. (2000). The effect of vastus lateralis inhibition taping technique on vastus lateralis and vastus medialis obliquus activity. *Physiotherapy*, 86(4), 173–183.
- Tomasek, J. J., Gabbiani, G., Hinz, B., Chaponnier, C., & Brown, R. A. (2002). Myofibroblasts and mechano-regulation of connective tissue remodelling. *Nature Reviews Molecular Cell Biology*, 3, 349-363.
- Tome, J., Nawoczinski, D. A., Flemister, A., & Houck, J. (2006). Comparison of foot kinematics between subjects with posterior tibialis tendon dysfunction and health controls. *Journal of Orthopedic & Sports Physical Therapy*, 36(9), 635-644.
- Tönnis, D., & Skamel, H. J. (2003). Computerized tomography in evaluation of decreased acetabular and femoral anteversion. *Radiologe*, 43(9), 735-739.
- Tsai, C. T. Chang, W. D., & Lee, J. P. (2010). Effects of short-term treatment with kinesiostaping for plantar fasciitis. *Journal of Musculoskeletal Pain*, 18(1), 71–80.

- Tsubota, K., Suzuki, Y., Yamada, T., Hojo, M., Makinouchi, A., & Adachi, T. (2009). Computer simulation of trabecular remodeling in human proximal femur using large-scale voxel FE models: approach to understanding Wolff's law. *Journal of Biomechanics*, 42(8), 1088-1094.
- Turner, M. S., & Smillie, I. S. (1981). The effect of tibial torsion of the pathology of the knee. *The Journal of Bone and Joint Surgery (Br)*, 63-B(3), 396-398.
- Valmassy, R. L., Lipe, L., & Falconer, R. (1988). Pediatric treatment modalities of the lower extremity. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 78(2), 69-80.
- Valmassy, R., & Stanton, B. (1989). Tibial torsion: normal values in children. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 79(9), 432-435.
- van den Kerckhove, E., Fieuws, S., Massagé, P., Hierner, R., Boeckx, W., Deleuze, J. P., Laperre, J., & Anthonissen, M. (2007). Reproducibility of repeated measurements with the Kikuhime pressure sensor under pressure garments in burn scar treatment. *Burns*, 33(5), 572-578.
- van der Dussen, L., Nieuwstraten, W., Roebroek, M., & Stam, H. J. (2001). Functional level of young adults with cerebral palsy. *Clinical Rehabilitation*, 15(1), 84-91.
- van Geest, A. J., Franken, C. P. M., & Neumann, H. A. M. (2003). Medical elastic compression stockings in the treatment of venous insufficiency. In P. Elsner K. Hatch & W. Wigger-Alberti (Eds.), *Textiles and the Skin. Current Problems in Dermatology*. Karger.
- Warman, J. R. (2000). Intoeing. In J. D. Heckman, A. Agarwal & R. C. Schenck (Eds.), *Current Orthopedic Diagnosis & Treatment* (pp. 100-101). Current Medicine Group.
- Weiner, D. S., & Jones, K. (2004). *Pediatric Orthopedics for Primary Care Physicians* (2nd ed.). Cambridge University Press.
- well & able. (n.d.). *SDO® suit*. <https://www.wellandable.com.au/dynamic-compression/sdo-garment-range/sdo-suit/>
- Weseley, M. S., Barenfeld, P. A., & Eienstein, A. L. (1981). Thoughts on in-toeing and out-toeing: twenty years' experience with over 5000 cases and a review of the literature. *Foot & Ankle International*, 2(1), 49-57.
- Westerhoff, P., Graichen, F., Bender, A., Halder, A., Beier, A., Rohlmann, A., & Bergmann, G. (2012). In vivo measurement of shoulder joint loads during walking with crutches. *Clinical Biomechanics*, 27(7), 711-718.
- Willie, B., Duda, G. N., & Weinkamer, R. (2013). Bone Structural Adaptation and Wolff's Law. In P. Fratzl, J. W. C. Dunlop & R. Weinkamer (Eds.), *Materials Design Inspired by Nature: Function Through Inner Architecture*. Royal Society of Chemistry Publishing.

- Wolff, J. (1986). *The Law of Bone Remodeling* (P. Maquet & R. Furlong, Trans.). Springer. (Original work published 1892)
- Wright, D. G., Desai, S. M., & Henderson, W. H. (1964). Action of the subtalar and ankle-joint complex during the stance phase of walking. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 46(2), 361-464.
- Yagi, T. (1994). Tibial torsion in patients with medial-type osteoarthrotic knees. *Clinical Orthopedics and Related Research*, 302, 52-56.
- Yahia, L. H., Pigeon, P., & DesRosiers, E. A. (1993). Viscoelastic properties of the human lumbodorsal fascia. *Journal of Biomedical Engineering*, 15(5), 425-429.
- Yim, B. R., & Jeong, H. M. (2003). *How to Make Pants That Can be Easily Learned from Photosgraphs by a Professional*. Jeon-Won Co.
- Yoon, M. K. (2008). *A Study on the Pattern Design for Mass Customization according to the Styles of Women's Pants Using 3D Body Scan Data* [Unpublished doctoral dissertation]. Seoul National University.
- Yoon, M. K., & Nam, Y. J. (2016). Women`s pant pattern design according to the style using 3D body scan data. *Journal of the Korean Society of Clothing and Textiles*, 40(1), 97-113.
- Zajt-Kwiatkowska, J., Rajkowska-Labon, E., Skrobot, W., Bakula, S., & Szamotulska, J. (2007). Application of kinesio taping for treatment of sports injuries. *Research Yearbook*, 13(1), 130-134.
- Zeni, J. A., & Higginson, J. S. (2010). Gait parameters and stride-to-stride variability during familiarization to walking on a split-belt treadmill. *Clinical Biomechanics*, 25(4), 383-386.
- Ziegert, B., & Keil, G. (1988). Stretch fabric interaction with action wearables: defining a body contouring pattern system. *Clothing and Textiles Research Journal*, 6(4), 54-64.

부 록

[부록 1-1] 대표 형상 후보의 인체치수와 표준점수 z값

(a) 대표 형상 후보의 인체치수

항목	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11
허리둘레(mm)	649.1	704.5	674.8	694.1	708.2	663.1	663.6	654.3	687.0	708.1	699.9
엉덩이위둘레(mm)	767.3	816.4	763.1	803.6	818.2	789.8	744.6	769.2	802.2	788.5	840.1
엉덩이둘레(mm)	915.1	919.9	937.6	920.9	893.6	907.6	946.5	890.9	936.9	914.0	922.4
넙다리둘레(mm)	562.8	541.4	559.2	530.4	512.3	568.1	567.1	542.8	559.6	520.2	556.7
무릎둘레(mm)	347.1	348.5	357.9	331.4	334.2	360.9	334.5	338.9	357.6	366.4	351.4
장딴지둘레(mm)	343.2	359.0	324.3	332.7	337.9	360.9	344.8	330.1	350.5	336.9	341.2
종아리최소둘레(mm)	213.7	206.7	201.1	190.5	199.4	209.7	208.0	207.5	203.6	195.0	204.1
키(mm)	1611.0	1606.0	1610.0	1634.0	1588.0	1619.0	1635.0	1585.0	1609.0	1585.0	1620.0
허리높이(mm)	1012.6	994.6	1003.5	1034.2	988.1	1011.6	1015.7	1011.5	989.5	1004.0	1025.3
다리안쪽높이(mm)	701.6	698.1	714.7	723.2	686.1	701.3	714.2	715.7	692.1	686.6	718.4
무릎가운데높이(mm)	420.7	428.8	428.5	440.7	414.2	417.7	429.0	437.1	431.2	418.0	430.8
몸무게(kg)	54.7	53.6	53.2	53.2	52.7	57.1	54.7	51.4	54.9	54.6	57.6
체질량지수(kg/m ²)	21.1	20.8	20.5	19.9	20.9	21.8	20.5	20.5	21.2	21.7	21.9

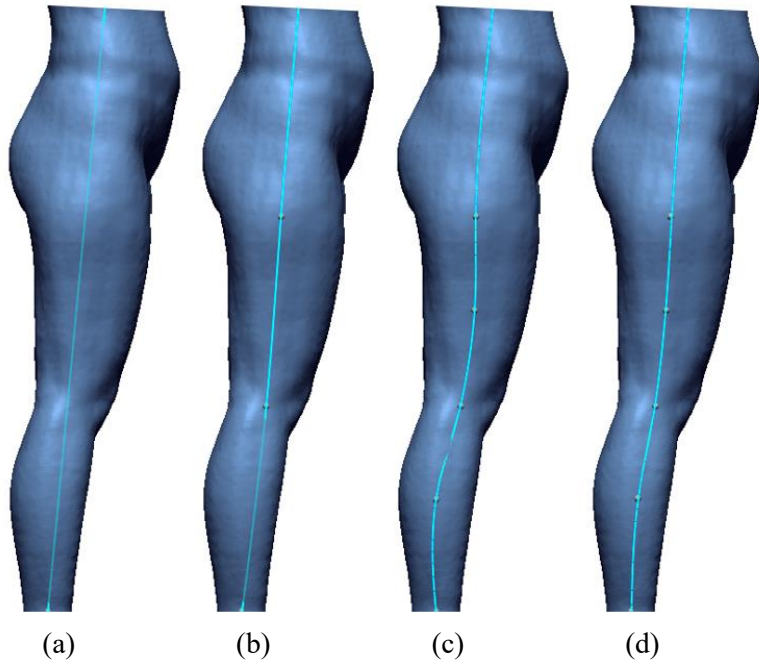
볼드체: 대표 형상

(b) 대표 형상 후보의 표준점수 z값

항목	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11
허리둘레(mm)	-0.675	0.382	-0.185	0.183	0.452	-0.408	-0.399	-0.576	0.048	0.451	0.294
엉덩이위둘레(mm)	-0.421	0.469	-0.497	0.237	0.502	-0.013	-0.832	-0.386	0.212	-0.036	0.899
엉덩이둘레(mm)	0.027	0.138	0.547	0.161	-0.469	-0.146	0.753	-0.531	0.531	0.002	0.196
넙다리둘레(mm)	0.394	-0.183	0.297	-0.480	-0.969	0.537	0.510	-0.146	0.308	-0.756	0.230
무릎둘레(mm)	0.017	0.087	0.557	-0.768	-0.628	0.707	-0.613	-0.393	0.542	0.982	0.232
장딴지둘레(mm)	0.156	0.837	-0.659	-0.297	-0.072	0.919	0.225	-0.409	0.471	-0.116	0.070
종아리최소둘레(mm)	0.979	0.459	0.043	-0.745	-0.084	0.682	0.556	0.519	0.229	-0.411	0.266
키(mm)	0.196	0.097	0.176	0.649	-0.258	0.353	0.668	-0.317	0.156	-0.317	0.373
허리높이(mm)	0.220	-0.260	-0.022	0.796	-0.433	0.193	0.303	0.191	-0.396	-0.009	0.559
다리안쪽높이(mm)	0.024	-0.081	0.417	0.672	-0.441	0.015	0.402	0.447	-0.261	-0.426	0.528
무릎가운데높이(mm)	-0.275	0.156	0.140	0.790	-0.621	-0.435	0.167	0.598	0.284	-0.419	0.263
몸무게(kg)	0.177	-0.006	-0.073	-0.073	-0.156	0.576	0.177	-0.372	0.210	0.160	0.659
체질량지수(kg/m ²)	0.047	-0.089	-0.209	-0.486	-0.035	0.375	-0.237	-0.238	0.107	0.352	0.451

볼드체: 대표 형상

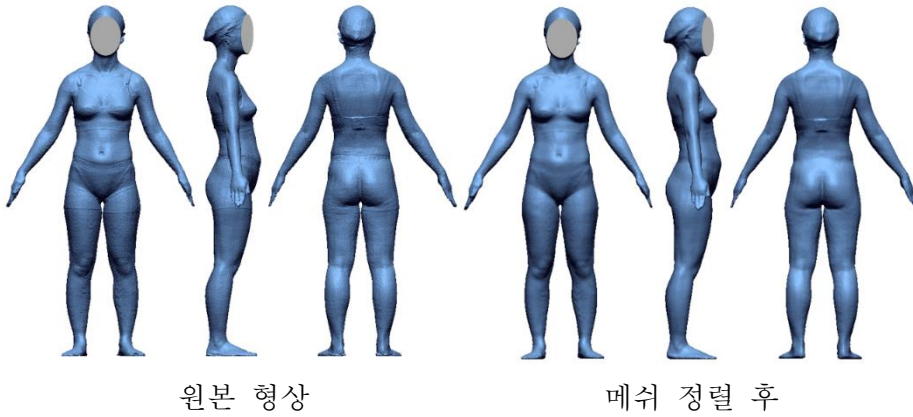
[부록 2-1] 기준점에 따른 옆선 스플라인 곡선 후보



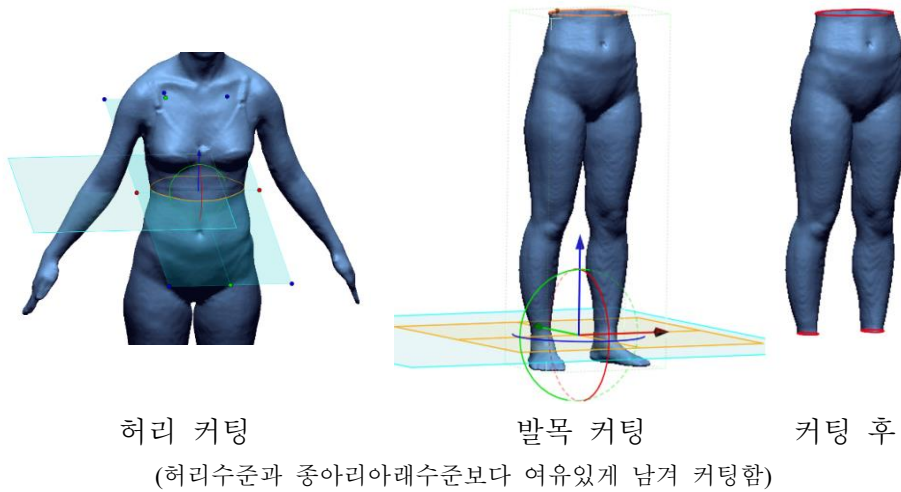
- (a) 옆선이 허리, 종아리아래의 두께 이등분점을 지나는 직선일 때
- (b) 옆선의 기준점이 허리, 넓다리, 무릎, 종아리아래의 두께 이등분점일 때
- (c) 옆선의 기준점이 허리, 넓다리, 넓다리중간, 무릎, 장딴지, 종아리아래의 두께 이등분점일 때
- (d) 옆선의 기준점이 허리두께이등분점, 넓다리두께이등분점, 넓다리중간옆점, 무릎두께이등분점, 장딴지옆점, 종아리최소두께의 이등분점일 때

[부록 2-2] 레깅스 원형 제도를 위한 3차원 인체 형상 측정 과정

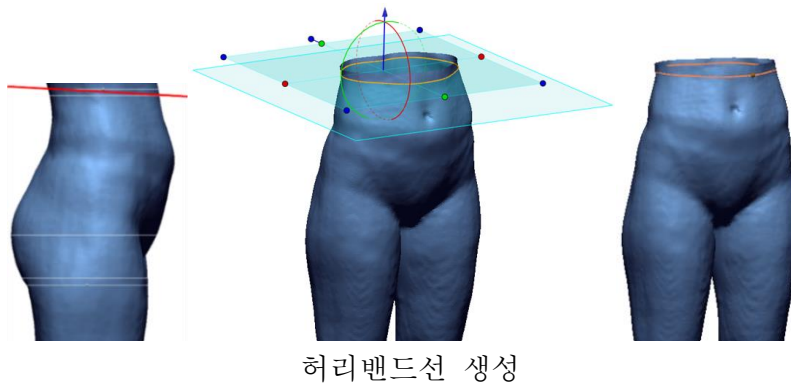
(a) 글로벌 리메쉬(global remesh) 및 디피처(defeature)에 의한 메쉬(mesh) 정렬

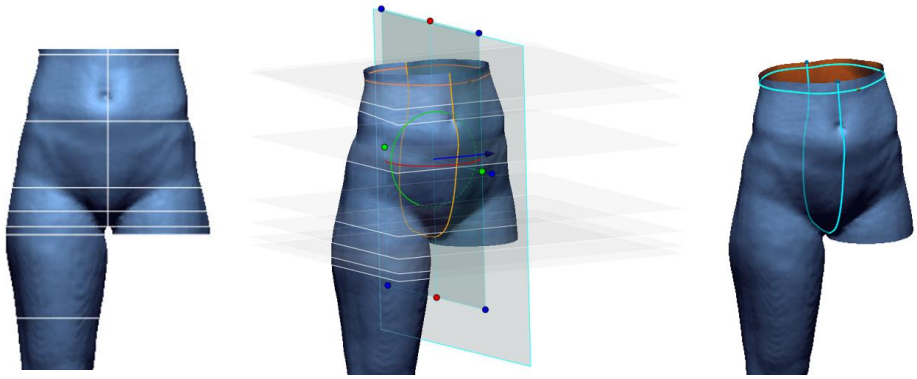


(b) 트림(trim) 및 스플리트(split)에 의한 허리 및 발목 커팅(cutting)

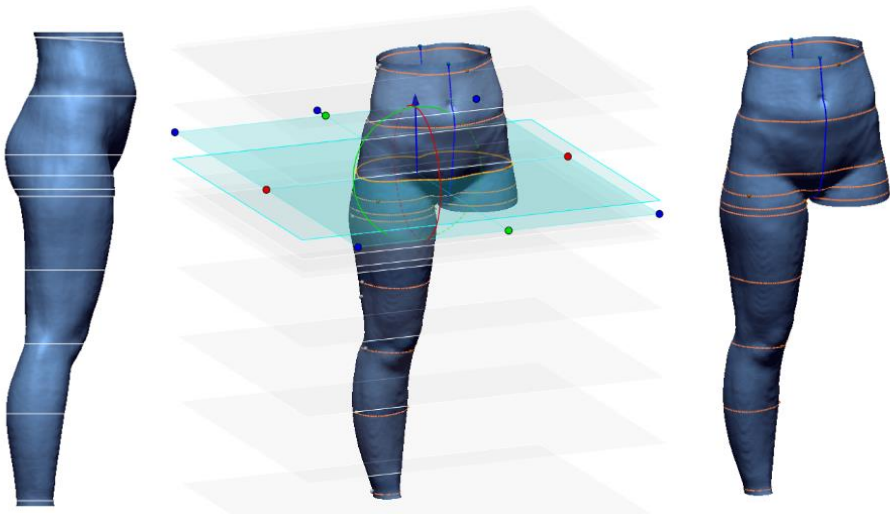


(c) 플레인(plane) 및 섹션(section)에 의한 가로 및 세로 기준선 생성

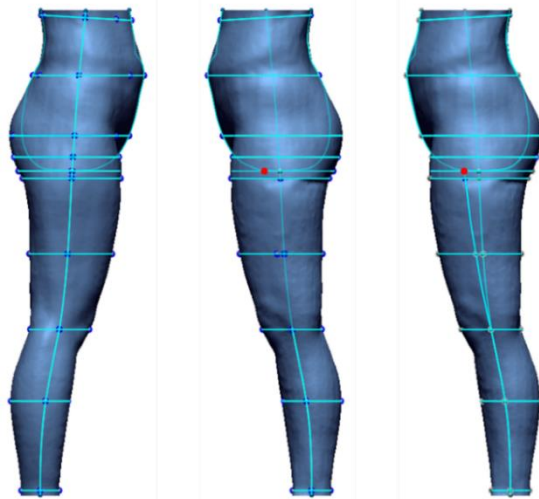




정중앙 · 뒤선 생성



가로 기준선 생성

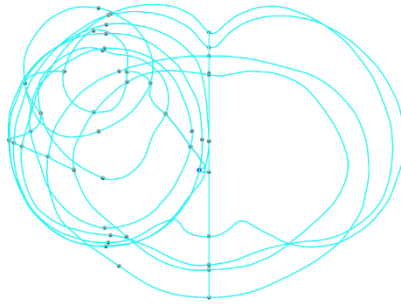
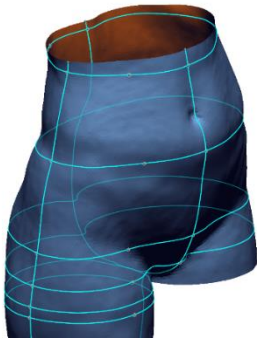


옆선 생성

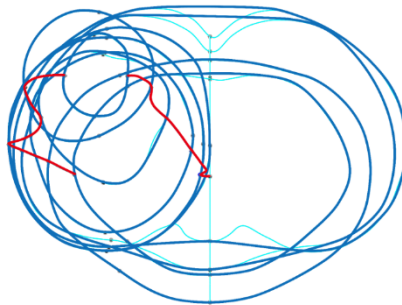
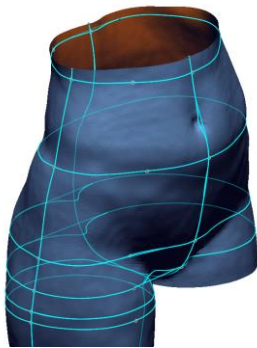
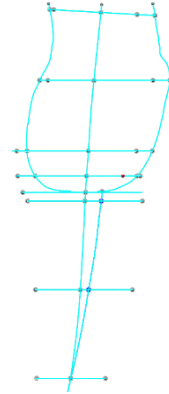
살숭기점 설정

안숭기선 생성

(d) 컨벡스헬 커브(convex hull curve) 생성

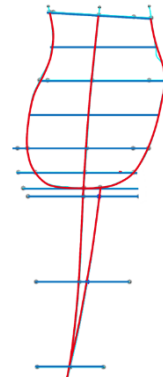


체표선

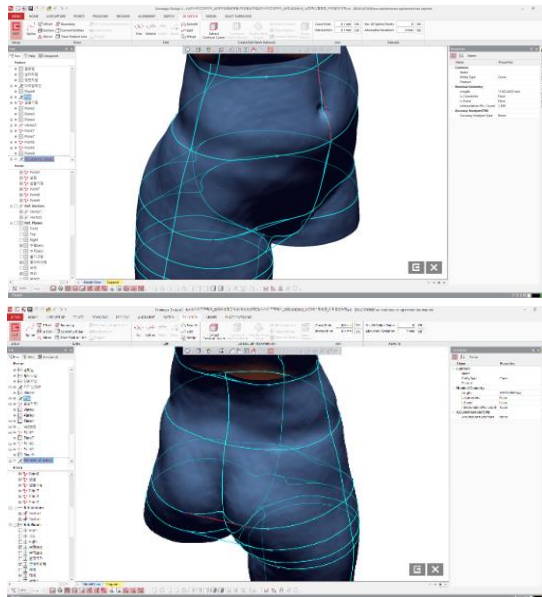


컨벡스헬 커브

(빨간색: 세로 기준선, 파란색: 가로 기준선)



(e) 체표길이 측정



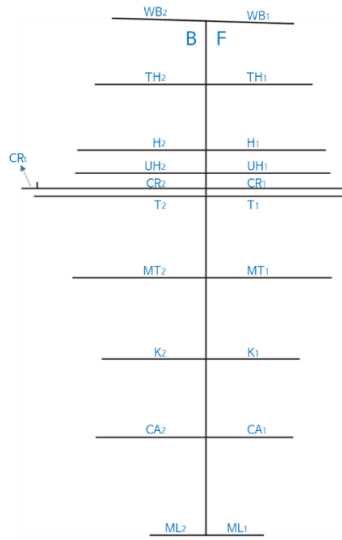
컨벡스헬 커브 측정

[부록 2-3] 레깅스 원형 제도 과정

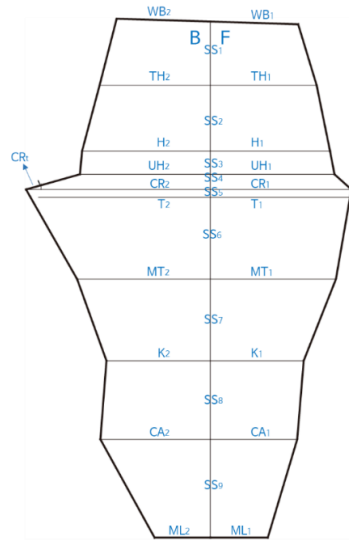
(a) 수직선 제도



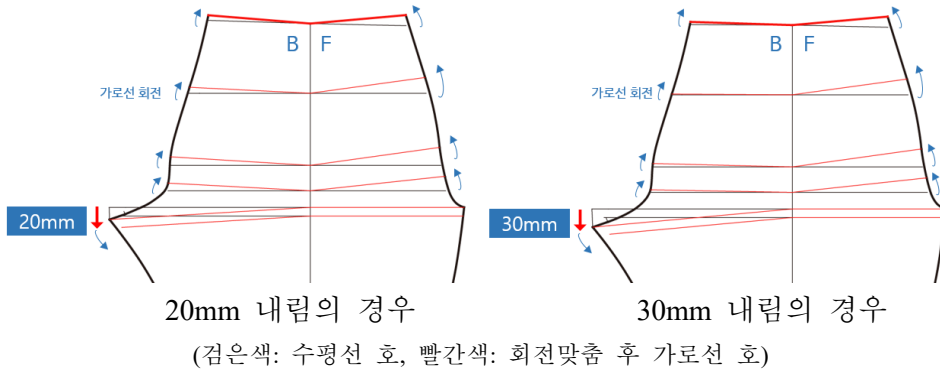
(b) 수평선 제도



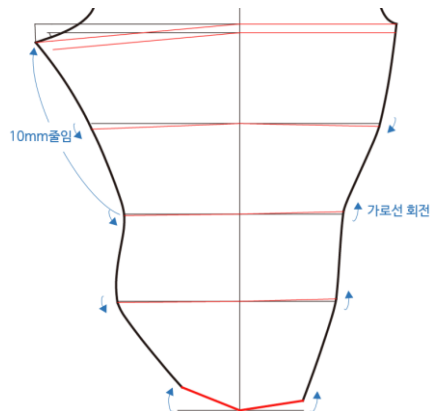
(c) 외곽선 직선 연결



(d) 뒤살슬기점 내림분량 설정 및 정중앞·뒤선 제도



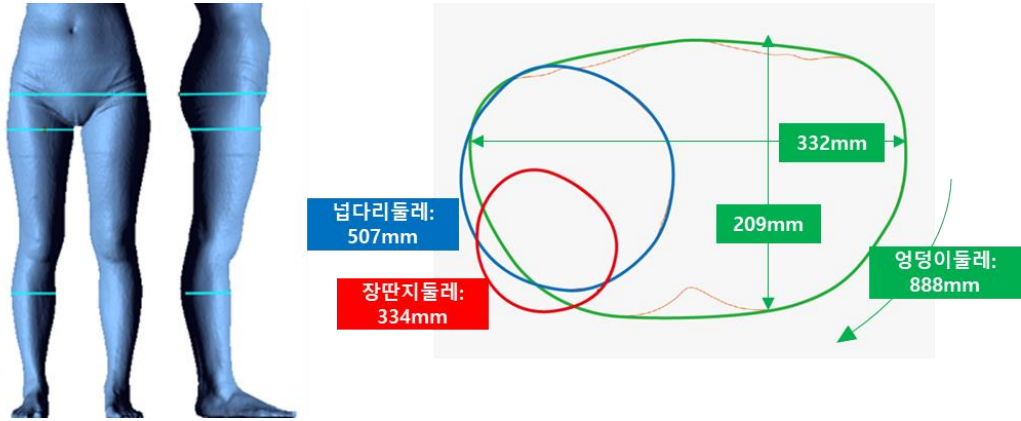
(e) 안슬기선 제도



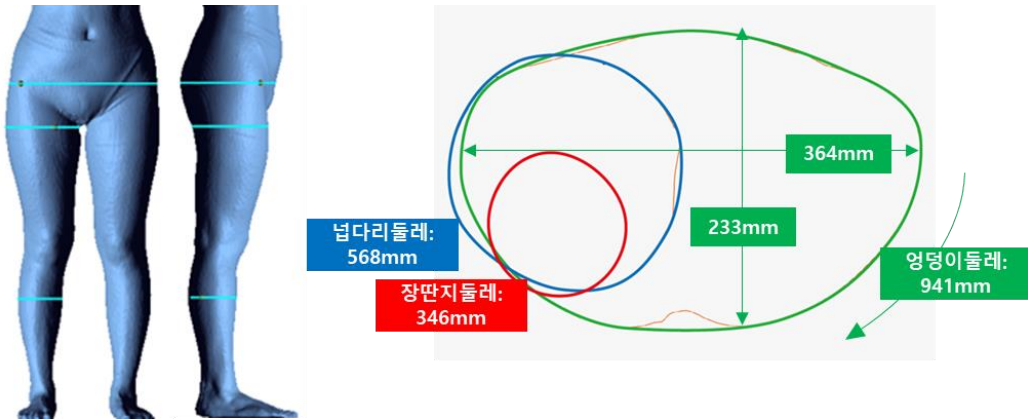
(검은색: 수평선 호, 빨간색: 회전맞춤 후 가로선 호)

[부록 3-1] 컴프레션 레깅스 제품의 인장력 조사 결과

(a) 역설계 소프트웨어를 사용한 둘레 측정



참여자 a



참여자 b

(b) 둘레 및 의복압으로부터 계산된 컴프레션 레깅스 제품의 인장력 결과

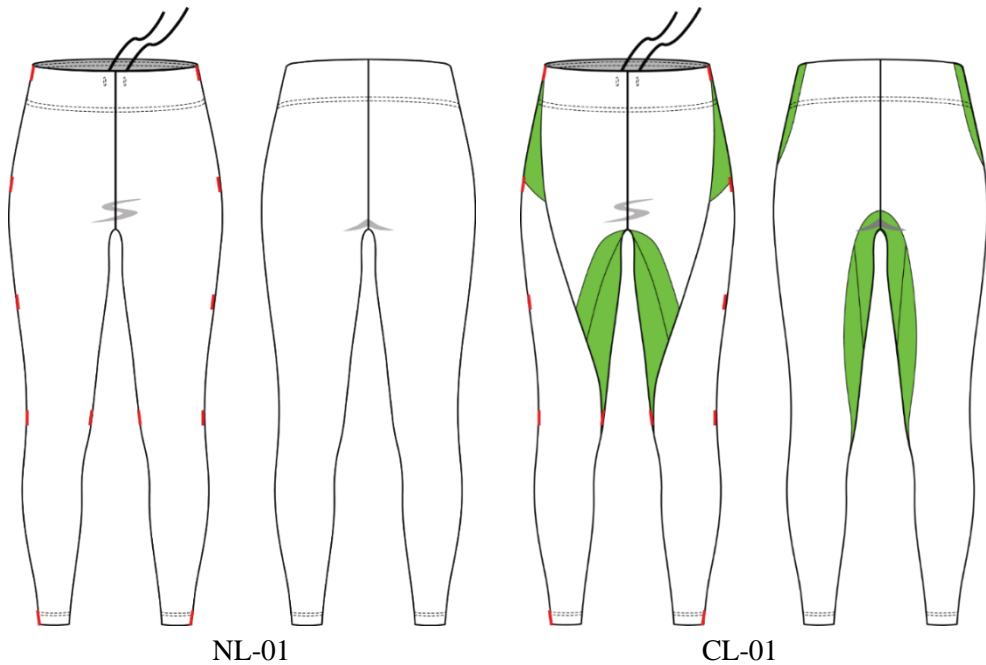
부위 항목	참여자	표준점수 z 값	둘레 측정치 (mm)	곡률 반지름 (mm)	의복압 (mmHg)	의복압 (N/m ²)	인장력 (N/m) ^a
엉덩이둘레	참여자 a	-0.598	888	15.4	5.59	745	114.63
	참여자 b	0.626	941	16.8	9.91	1322	222.45
넙다리둘레	참여자 a	-1.112	507	8.1	9.31	1241	100.13
	참여자 b	0.535	568	9	12.26	1635	147.78
장딴지둘레	참여자 a	-0.241	334	5.3	24.47	3262	173.4
	참여자 b	0.277	346	5.5	14.83	1977	108.85

^a 라플라스의 법칙(Maklewska et al., 2007; Ellis et al., 2018)에 의하여 계산됨

[부록 3-2] 1차 프로토타입 제작 및 평가 결과

1 차 컴프레션 레깅스형 보조기 프로토타입 CL-01 은 6 차 사이즈 코리아(KATS, 2010)의 20 대 여성 평균 인체치수에 맞추어 설계되었다. CL-01 은 Armstrong(2010)의 레깅스 제도법에 의해 제도되고 점진적 적용비율 설정에 의해 패턴 축소되었다. NL-01 은 지지패널 유무에 따른 효과를 알아보기 위한 비교용 일반 레깅스로서 CL-01 과 동일한 바닥 소재 및 패턴치수로 제작되었다. CL-01 이 파워넷 소재의 지지패널 구조가 있는데 반해 NL-01 은 지지패널 구조가 없는 조건이다.

(a) NL-01 및 CL-01 의 도식화

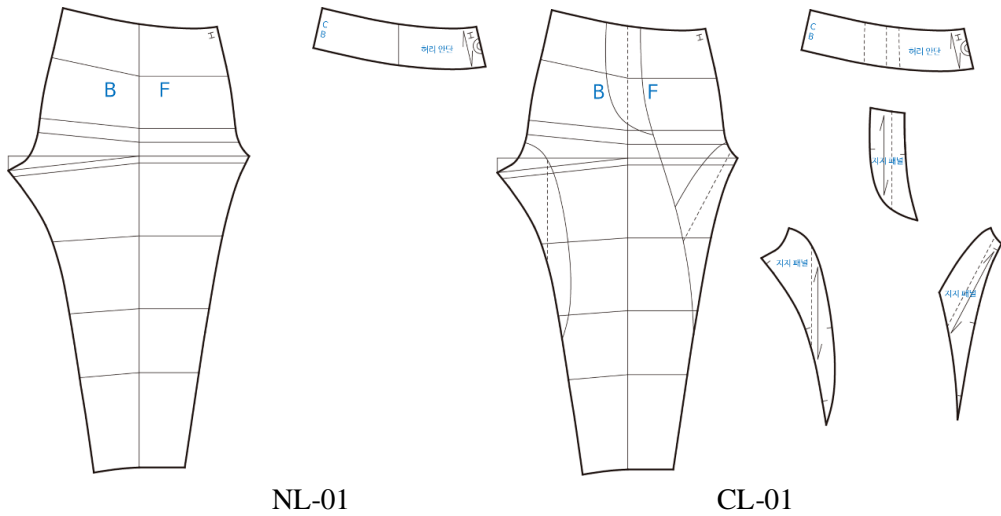


NL-01

CL-01

(연두색: 파워넷 소재의 지지패널)

(b) NL-01 및 CL-01 의 패턴



(c) NL-01 및 CL-01 의 적용비율 및 패턴 축소율

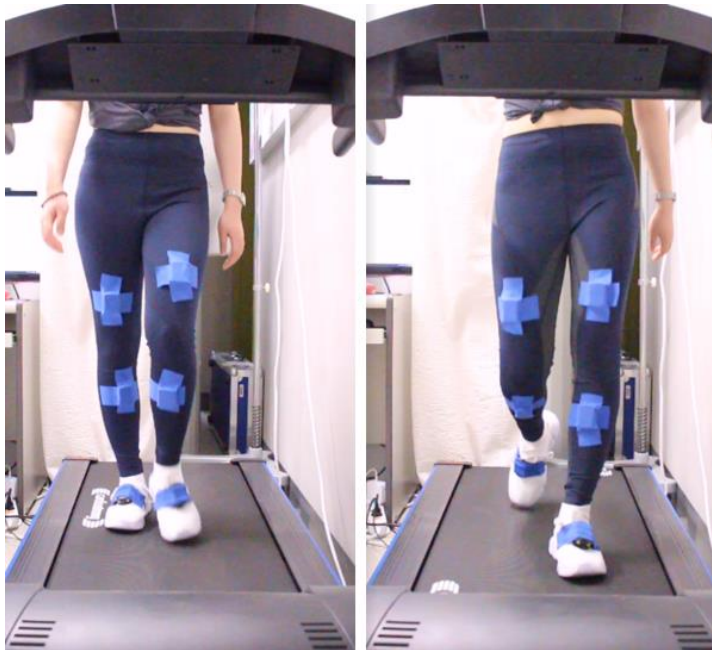
구분	항목	대표 형상 인체치수 (mm)	적용비율 (%) ^a	패턴 축소율 (%) ^a	패턴치수 (mm)
호	WB/2	330.4	4.0	7.3	308
	TH/2	394.9	6.4	12.1	352.4
	H/2	451.2	8.4	16.5	387.2
	UH/2	463.2	8.3	16.4	398.1
	CR/2	592.0	11.5	24.1	477.2
	T	570.0	11.4	23.7	460.9
	MT	470.9	17.0	40.0	336.3
	K	358.9	13.7	29.9	276.2
	CA	358.1	20.3	51.7	236.0
	ML	206.1	7.5	14.4	180.2
길이	CF _{CR}	337.1	18.3	27.2	265.0
	CB _{CR}	403.2	11.5	15.5	349.0
	SS _{CR}	302.1	12.4	16.9	258.4
	SS _{TH}	308.0	2.6	3.2	298.5
	SS _{CA}	318.1	2.0	2.4	310.7

^a 대표 형상의 인체치수에 대입한 적용비율 및 패턴 축소율임

(d) 1차 프로토타입의 지지패널 구조의 내족지 보행 교정 효과 평가

1차 프로토타입의 지지패널 구조의 내족지 보행 교정 효과를 검증하는 보행 훈련 실험을 실시하였다. 실험의 참여자는 10명으로, 참여자의 조건은 정상 범위 족부 진행각을 가지는 만 20~29세의 성인 여성으로서, 허리둘레, 엉덩이둘레, 키, 다리안쪽높이가 6차 사이즈 코리아(KATS, 2010)의 20대 여성 인체치수 평균으로부터의 표준점수 z절대값이 1 이내의 범위이다.

2종의 실험복 착용 조건(NL-01, CL-01)에서 정적 선자세에서의 복압을 분리 측정하고 트레드밀 보행 시 족부 진행각 및 피부 혈류량을 측정하였다. 근육근막은 가소성이 있으므로(Spina et al., 2002; Schleip et al., 2005; Myers, 2009) 더 낮은 압박을 제공하는 NL-01을 CL-01보다 우선적인 순서로 실험을 진행하였고 실험복 조건 실험 간에 10분 휴식을 가졌다.



NL-01

CL-01

트레드밀 보행 훈련

(e) 지지패널 유무에 따른 NL-01 과 CL-01 간의 의복압 및 족부 진행각, 피부 혈류량 차이

항목	NL-01		CL-01		z	N	p
	Mean	SD	Mean	SD			
중둔근 의복압(mmHg)	7.67	2.07	9.11	2.08	23.804	1,200	0.000***
내전근 의복압(mmHg)	6.04	1.08	9.25	2.53	29.046	1,200	0.000***
내측슬픽근 의복압 (mmHg)	7.88	3.27	8.62	3.89	12.996	1,200	0.000***
비복근 의복압(mmHg)	12.70	2.76	12.55	3.01	-4.073	1,200	0.000***
족부 진행각(좌)(degree)	4.41	2.86	4.92	3.14	7.120	2,157	0.000***
족부 진행각(우)(degree)	5.47	4.02	6.45	4.47	12.656	2,157	0.000***
피부 혈류량(PU)	112.61	54.83	124.46	61.72	18.816	4,800	0.000***

Wilcoxon 부호순위 검정

***: $p < 0.001$

(f) 지지패널 유무에 따른 NL-01 과 CL-01 간의 인지 강도 및 사용성 차이(5점 리커트 척도, N=10)

구분	평가 항목	부위	NL-01		CL-01		z	p
			Mean	SD	Mean	SD		
인지 강도	압박 강도	허리	3.20	0.92	3.40	1.07	0.816	0.414
		엉덩이	2.90	0.57	3.10	0.74	0.707	0.480
		넓다리	3.30	0.95	4.40	0.70	1.964	0.049*
		장딴지	3.20	1.23	3.00	0.82	-0.351	0.726
	지지 강도	허리	3.00	0.82	3.20	1.32	0.412	0.680
		엉덩이	2.80	0.79	3.20	1.23	1.265	0.206
		넓다리	2.80	0.63	4.60	0.52	2.842	0.004**
		장딴지	2.80	1.03	3.10	0.88	0.905	0.366
	방향성 장력 강도	엉덩이	1.60	0.84	2.60	1.26	2.060	0.039*
		넓다리	1.60	0.84	4.00	1.05	2.821	0.004**
		장딴지	1.80	0.92	2.20	1.03	2.000	0.046*
	인지 효과성	보행 교정 유용성	허리	2.60	1.35	3.10	1.60	1.890
엉덩이			2.30	1.06	2.80	1.14	1.633	0.102
넓다리			2.30	1.16	4.30	0.79	2.820	0.004**
장딴지			2.30	1.16	3.40	0.84	2.598	0.009**
인지 효율성	동작 용이성	넓다리	4.60	0.97	4.10	0.88	-1.318	0.187
		장딴지	4.60	0.97	4.60	0.52	0.000	1.000
	작탈의 용이성	전체	3.60	1.07	3.0	0.90	-2.181	0.029*
	안전성	전체	4.90	0.32	4.60	0.84	-1.342	0.180
사용성	외관 만족도	전체	3.80	0.63	4.05	0.69	0.904	0.366
	사이즈 만족도	허리	4.20	0.79	4.40	0.84	1.414	0.157
		엉덩이	4.20	0.79	4.20	0.63	0.000	1.000
		넓다리	4.00	0.82	4.10	0.74	0.577	0.564
		장딴지	4.00	0.67	4.00	0.47	0.000	1.000
	압박 만족도	허리	3.60	0.97	4.00	1.05	1.633	0.102
		엉덩이	3.60	1.07	3.80	1.14	1.000	0.317
		넓다리	3.70	1.06	4.10	0.88	0.954	0.340
		장딴지	3.60	0.84	3.65	0.67	0.141	0.888

Wilcoxon 부위순위 검정

**: p<0.01; *: p<0.05

(g) CL-01 의 정성적 착의 평가 결과 및 패턴치수 제안

구분 항목	패턴 치수 (mm)		인체치수 (mm)	정성적 착의 평가 결과	패턴치수 제안
	CL-01	참여자			
	c	d			
WB/2	308.0	356.5	353.4	참여자 3명은 복부둘레가 편하다고 인지하였으나 시각적으로 복부에 비해 허리가 두드러지게 조이는 상태임. 시각적으로 허리만 오목하게 조이므로 분량을 늘릴 필요 있음.	치수 5mm 늘림.
TH/2	352.4	444.8	429.0	복부 측, 엉덩이위둘레의 사이즈 만족도는 중등으로, 더 조여도 좋다고 평가함.	치수 10mm 줄임.
H/2	387.2	482.6	481.1	엉덩이둘레의 사이즈 만족도는 중등으로, 지지감을 위해 더 조여도 좋다고 평가함.	치수 10mm 줄임.
UH/2	398.1	487.2	486.7	엉덩이아래둘레가 편하다고 인지함. 엉덩이아래둘레는 위아래 둘레와의 조화를 고려하여 설정해야 함.	주변 둘레에 맞추어 치수 변동.
CR/2	477.2	586.0	589.5	살수준둘레가 편하다고 인지함.	치수 유지.
T	460.9	579.1	570.6	넙다리를 조이는 압박감을 인지하는 동시에 압박감에 만족한다고 답변함. 하지만 보행 교정 효과를 높이기 위하여	치수 유지하면서 패넌 면적 늘림.
MT	336.3	477.5	461.0	파워넌 패넌 면적을 넓혀 의복압을 높일 필요 있음.	
K	276.2	361.1	348.9	무릎둘레가 편하다고 인지하였으며 더 조여도 좋다고 답변함. 근육이 두드러진 넙다리중간둘레와 장딴지둘레의 압박이 중요하므로 무릎둘레는 이들 둘레의 변화에 맞추어 설정해야 함.	주변 둘레에 맞추어 치수 조정.
CA	236.0	345.5	358.7	장딴지둘레가 편하기는 하나, 허벅지에 비해 상대적으로 덜 조인다고 답변함. 2 차 프로토타입은 치수는 유지하고 파워넌 패넌을 추가하여 의복압 수준을 높이기로 함.	치수 유지하면서 패넌 추가.
ML	180.2	206.6	195.1	종아리아래둘레가 편하고 착용 하기 무리가 없다고 답변함. 최소로 가능한 부리둘레 분량으로 제작된 상태로서, 장딴지 외측에 파워넌 패넌이 추가될 경우 착용 시 발볼 넣기에 매우 타이트해질 것으로 예상되므로 분량을 늘릴 필요가 있음.	치수 5mm 늘려 패넌 추가.

	CF _{CR}	265.0	335.9	340.7	살았길이가 편하며 허리앞 밴드 위치가 적당하다고 인지함.	치수 유지.
	CB _{CR}	349.0	392.1	394.5	살뒤길이의 편안함은 중등 정도로, 살뒤길이가 약간 부족하다고 평가함.	치수 7mm 늘림.
	SS _{CR}	258.4	306.4	302.5	밑위옆길이가 적당하다고 인지함.	치수 유지.
길 이					인체 넙다리옆길이가 대표 형상보다 7.8mm 큰 참여자 c는 프로토타입의 넙다리옆길이가 길어 15mm 줄이는 것이 좋겠다고 평가함.	
					인체 넙다리옆길이가 대표 형상보다 10.6mm 작은 참여자 d는 프로토타입의 넙다리옆길이가 길어 팬츠길이를 약 30mm 줄이는 것이 좋겠다고 평가함.	넙다리옆길이 25mm 줄임.
	SS _{TH}	298.5	306.3	287.9	참여자 d의 무릎 컬러 바텍 위치가 무릎가운데점보다 30mm 내려가 있으며 두 참여자 모두 레깅스의 넙다리길이가 남아 살부위 Y존에 군주름이 발생함.	뒤관 넙다리 안솔기선길이를 앞판보다 10mm 줄임.
					두 참여자 모두 뒤관 넙다리에서 군주름이 발생하였음. 넙다리길이 자체가 길게 제도되었고 뒤관 넙다리안길이가 앞판과 동일하기 때문에 판단됨.	
	SS _{CA}	310.7	316.7	321.8	장딴지옆길이가 적당하다고 인지함.	치수 유지.
	뒤살 솔기점 내림 분량	28.4	-	-	프로토타입을 제작하여 넙다리옆길이과 뒤관 넙다리안길이 조정만으로 뒤넙다리 군주름 상태를 평가할 필요가 있음. 뒤살솔기점내림분량의 조정 여부는 2차 프로토타입 결과에 따라 판단할 것임.	뒤살솔기점내림 분량 30mm 로 설정.
부 속	허리 밴드폭	80.0	-	-	허리밴드 폭이 적당하다고 평가함.	치수 유지.
	스트링 길이	1300.0-	-	-	스트링길이가 많이 길어 줄였으면 좋겠다고 평가함.	200mm 줄임.



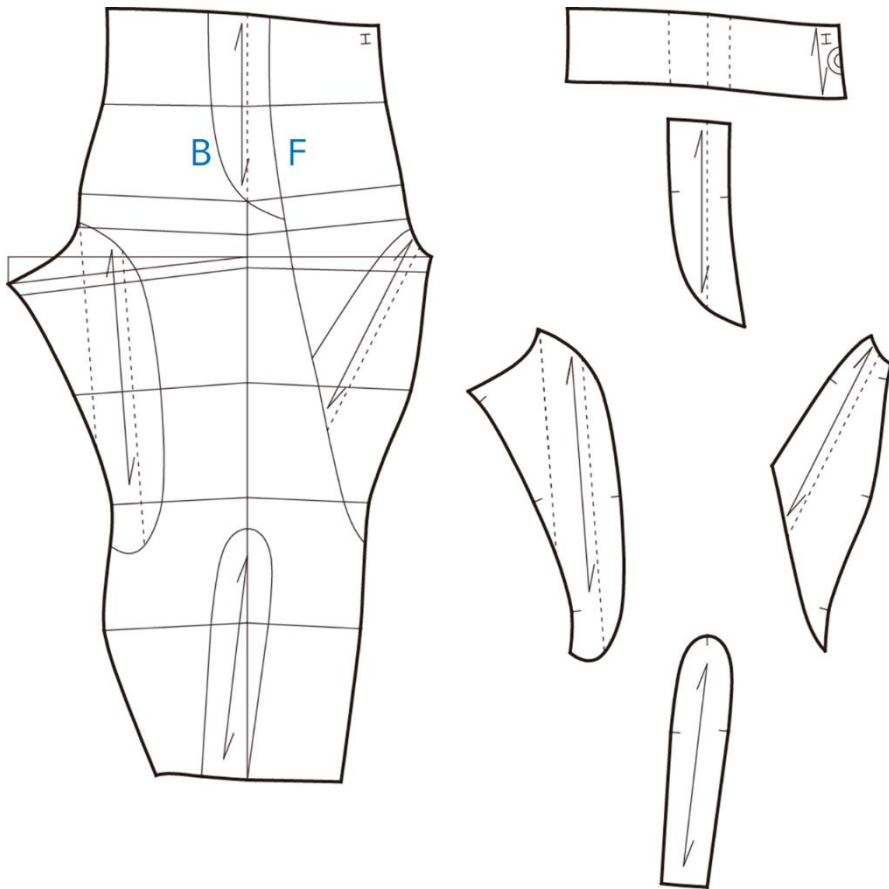
참여자 c 의 CL-01 착용 사진



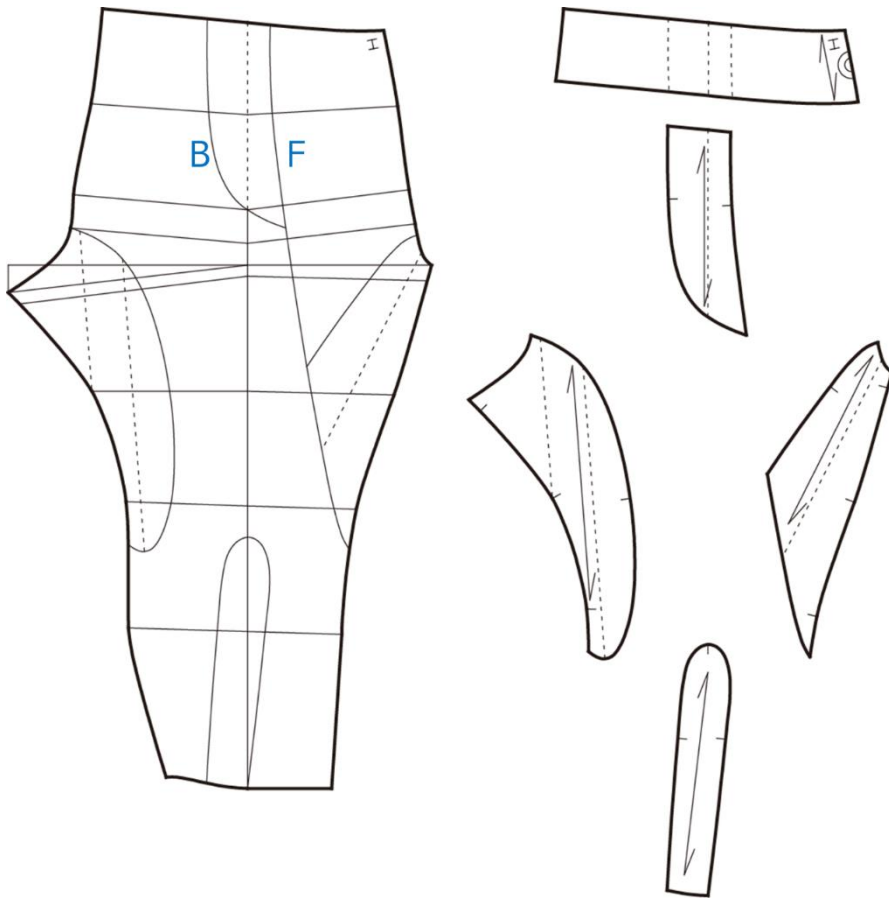
참여자 d 의 CL-01 착용 사진

[부록 4-1] 2차 프로토타입의 패턴 및 작업지시서

(a) FCL 패턴



(b) GCL 패턴



(c) FCL 작업지시서

작업의뢰서

Sample NO.	품 종	사이즈	의뢰일	완성일	작업의뢰자
CL-F	여성 레깅스	Medium	2021.05.24	2021.06.01	김혜숙

세부설명	Spec																																									
<p><허리></p> <ul style="list-style-type: none"> - 8cm 폭 허리 안단, 15m/m폭 e밴드 들림. - e-밴드 둘레는 패턴의 허리둘레와 동일한 길이로 채단. - 허리둘레를 남겨 엉덩이 착용이 가능하게 봉제할 것. <p><허리 스트링></p> <ul style="list-style-type: none"> - 허리밴드 안쪽에 10m/m 나나인치 툄어 스트링 달 것. - 스트링 길이: 120cm. <p><밑단></p> <ul style="list-style-type: none"> - 2cm 위치, 좁은 3m/m 삼봉 처리. - 바지부리를 당겨 발 착용이 가능하도록 봉제할 것. <p><6m/m 오드랍프></p> <ul style="list-style-type: none"> - 앞뒤중심선, 안솔기선, (M)메쉬배색감 패치 테두리 처리. - 배색감 중간에 고정용으로 오드랍프 처리. <p><바텍></p> <ul style="list-style-type: none"> - 5m/m 바텍 (B)배색 컬러(노란색)로 칠 것. - 허리옆, 엉덩이옆, 무릎가죽옆, 무릎안쪽옆, 발목옆->10개 	<table border="1" style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <thead> <tr> <th>구 분</th> <th>S</th> <th>M</th> <th>L</th> <th>XL</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>허리둘레</td> <td></td> <td>60.4</td> <td></td> <td></td> </tr> <tr> <td>엉덩이둘레</td> <td></td> <td>72.0</td> <td></td> <td></td> </tr> <tr> <td>넙다리둘레</td> <td></td> <td>45.5</td> <td></td> <td></td> </tr> <tr> <td>무릎둘레</td> <td></td> <td>28.6</td> <td></td> <td></td> </tr> <tr> <td>팬츠부리둘레</td> <td></td> <td>20.6</td> <td></td> <td></td> </tr> <tr> <td>팬츠길이(옆선)</td> <td></td> <td>84.2</td> <td></td> <td></td> </tr> </tbody> </table> <table border="1" style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <thead> <tr> <th style="width: 33%;">바탕소재(G)</th> <th style="width: 33%;">배색감(M)</th> <th style="width: 33%;">바텍컬러(B)</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td style="text-align: center;"></td> <td style="text-align: center;"></td> <td style="text-align: center;"></td> </tr> </tbody> </table>	구 분	S	M	L	XL	허리둘레		60.4			엉덩이둘레		72.0			넙다리둘레		45.5			무릎둘레		28.6			팬츠부리둘레		20.6			팬츠길이(옆선)		84.2			바탕소재(G)	배색감(M)	바텍컬러(B)			
구 분	S	M	L	XL																																						
허리둘레		60.4																																								
엉덩이둘레		72.0																																								
넙다리둘레		45.5																																								
무릎둘레		28.6																																								
팬츠부리둘레		20.6																																								
팬츠길이(옆선)		84.2																																								
바탕소재(G)	배색감(M)	바텍컬러(B)																																								

(d) GCL 작업지시서

작업의뢰서

Sample NO.	품 종	사이즈	의뢰일	완성일	작업의뢰자
CL-G	여성 레깅스	Medium	2021.05.24	2021.06.01	김혜숙

세부설명	Spec																																									
<p><허리></p> <ul style="list-style-type: none"> - 8cm 폭 허리 안단, 15m/m 폭 e-밴드 붙임. - e-밴드 둘레는 패턴의 허리둘레와 동일한 길이로 재단. - 허리둘레를 남겨 엉덩이 착용이 가능하게 봉제할 것. <p><허리 스트링></p> <ul style="list-style-type: none"> - 허리밴드 안쪽에 10m/m 나나인치 뜯어 스트링 달 것. - 스트링 다는 방식은 샘플 참고. - 스트링 길이: 120cm. <p><빌단></p> <ul style="list-style-type: none"> - 2cm 위치, 좁은 3m/m 삼봉 처리. - 바지부리를 달겨 발 착용이 가능하도록 봉제할 것. <p><6m/m 오드랩프></p> <ul style="list-style-type: none"> - 앞뒤중심선, 안술기선, (M) 메쉬배색감 패치 테두리 처리. - 배색감 중간에 고정용으로 오드랩프 처리. <p><바텍></p> <ul style="list-style-type: none"> - 5m/m 바텍 (B) 배색 컬러 (주황색)로 칠 것. - 허리열, 엉덩이열, 무릎가쪽열, 무릎안쪽열, 발목열->10군데 	<table border="1"> <thead> <tr> <th>구 분</th> <th>S</th> <th>M</th> <th>L</th> <th>XL</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>허리둘레</td> <td></td> <td>62.7</td> <td></td> <td></td> </tr> <tr> <td>엉덩이둘레</td> <td></td> <td>75.0</td> <td></td> <td></td> </tr> <tr> <td>넓다리둘레</td> <td></td> <td>45.5</td> <td></td> <td></td> </tr> <tr> <td>무릎둘레</td> <td></td> <td>25.6</td> <td></td> <td></td> </tr> <tr> <td>팬츠부리둘레</td> <td></td> <td>18.5</td> <td></td> <td></td> </tr> <tr> <td>팬츠길이(열선)</td> <td></td> <td>84.2</td> <td></td> <td></td> </tr> </tbody> </table> <table border="1"> <thead> <tr> <th>바닥소재(G)</th> <th>배색감(M)</th> <th>바텍 컬러(B)</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td></td> <td></td> <td></td> </tr> </tbody> </table>	구 분	S	M	L	XL	허리둘레		62.7			엉덩이둘레		75.0			넓다리둘레		45.5			무릎둘레		25.6			팬츠부리둘레		18.5			팬츠길이(열선)		84.2			바닥소재(G)	배색감(M)	바텍 컬러(B)			
구 분	S	M	L	XL																																						
허리둘레		62.7																																								
엉덩이둘레		75.0																																								
넓다리둘레		45.5																																								
무릎둘레		25.6																																								
팬츠부리둘레		18.5																																								
팬츠길이(열선)		84.2																																								
바닥소재(G)	배색감(M)	바텍 컬러(B)																																								

[부록 4-2] 2차 프로토타입의 정성적 착의 평가 결과

구분 항목	패턴치수		인체치수		착의 평가 결과		
	(mm)		(mm)		FCL	GCL	
	FCL	GCL	참여자 c	참여자 d			
둘레	WB/2	302.6	313.7	356.5	353.4	허리만 오목하게 조이는 현상 없으며 참여자는 맞음새에 만족함.	허리만 오목하게 조이는 현상 없으며 참여자는 맞음새에 만족함. FCL 과의 차이를 느끼지 못함.
	TH/2	315.1	341.7	444.8	429.0	CL-01 보다 복부를 더 잡아주는 느낌으로 복부둘레의 압박감과 맞음새에 만족함.	CL-01 보다 복부를 더 잡아주는 느낌으로 복부둘레의 압박감과 맞음새에 만족함. FCL 과의 차이를 느끼지 못함.
	H/2	360	375.2	482.6	481.1	엉덩이둘레가 편하다고 인지하였으나, 넓다리외 장판지에 비해 엉덩이 뒤에 패널이 없어서 지지감이 없어 허전하다고 평가함.	엉덩이둘레가 편하다고 인지하였으나, 넓다리와 장판지에 비해 엉덩이 뒤에 패널이 없어서 지지감이 없어 허전하다고 평가함. FCL 과의 차이를 느끼지 못함.
	UH/2	369.6	385.2	487.2	486.7	엉덩이아래둘레의 맞음새에 만족함.	엉덩이아래둘레의 맞음새에 만족함. FCL 과의 차이를 느끼지 못함.
	CR/2	472.4	472.4	586.0	589.5	살수준둘레의 맞음새에 만족함.	살수준둘레의 맞음새에 만족함. FCL 과의 차이를 느끼지 못함.
	T	454.8	454.8	579.1	570.6	넓다리둘레 및 넓다리중간둘레가	FCL 에 비하여 GCL 가 더 조여서 고정되는
	MT	375.8	336.1	477.5	461.0	편하기는 하나 압박이 느껴지지 않음.	느낌으로 압박감에 만족하고 맞음새에 만족함.
	K	286.4	256.2	361.1	348.9	무릎둘레가 편하다고 인지함.	무릎둘레의 맞음새에 만족함. 점진적 적용비율에 의해 CL-01 보다 줄였음에도 불구하고 무릎의 불편 요소는 없다고 평가함.

						FCL 에 비하여 GCL 가 더 조여서 고정되는 압박감에 만족하고 맞음새에 만족함. 넓다리와 장판지가 같이 압박되어 압박 정도가 조화롭다고 평가함.
CA	285.8	237.5	345.5	358.7	장판지둘레가 편하기는 하나 조이는 느낌이 없음.	
ML	206.1	185.3	206.6	195.1	종아리아래둘레가 헐렁하다고 평가함.	종아리아래둘레의 맞음새에 만족하고 착용하기 무리가 없다고 평가함.
CF _{CR}	266.1	266.1	335.9	340.7	살앞길이가 편하며 허리앞 밴드 위치가 적당하다고 인지함.	살앞길이가 편하며 허리앞 밴드 위치가 적당하다고 인지함.
CB _{CR}	346.6	346.6	392.1	394.5	살뒤길이가 편하며 허리뒤 밴드 위치가 적당하다고 인지함.	살뒤길이가 편하며 허리뒤 밴드 위치가 적당하다고 인지함.
SS _{CR}	259.7	259.7	306.4	302.5	밑위옆길이가 적당하다고 인지함.	밑위옆길이가 적당하다고 인지함.
					두 참여자 모두 넓다리옆길이가 적당하다고 평가함.	두 참여자 모두 무릎 컬러 바텍 위치는, 인체 넓다리옆길이가 대표
SS _{TH}	264.8	264.8	306.3	287.9	바텍 위치는 시각적으로 적당함. CL-01 에 비하여 뒤판 넓다리에서 군주름이 개선됨.	형상보다 7.8mm 큰 참여자 c 는 적당하고 10.6mm 작은 참여자 d 는 10mm 정도 아래 놓임. CL-01 에 비하여 뒤판 넓다리에서 군주름이 개선되었다고 평가함.
길이						
						FCL 과 달리, 두 참여자 모두 팬츠길이 및 장판지 옆길이가 적당하다고 평가함.
SS _{CA}	310.7	310.7	316.7	321.8	참여자 c 는 팬츠길이 및 장판지 옆길이가 약간 짧다고 평가하였고, 참여자 d 는 적당하다고 평가함.	2 종 레깅스의 길이 항목은 동일한 조건이므로 넓다리로부터 장판지의 조임으로 인해 웨일방향으로 당겨지기 때문으로 사료됨.

					두 참여자 모두 넙다리옆길이가 적당하다고 평가하였으며, 무릎 켄러 바택 위치는 시각적으로 적당함.	두 참여자 모두 넙다리안길이가 적당하다고 평가함.
IS _{TH}	281.1	281.1	312.8	293.5		
					참여자 c 는 팬츠안솔기선길이 및 장판지안길이가 약간 짧다고 평가하였고, 참여자 d 는 적당하다고 평가함.	두 참여자 모두 장판지안길이가 적당하다고 평가함.
IS _{CA}	308.6	308.6	316.9	319.5		
뒤살솔 기점내 림분량	30.0	30.0	-	-	넙다리옆길이과 뒤판 넙다리 안솔기선길이를 조정하여 뒤넙다리 군주름이 개선되었으므로, 뒤살솔기점내림분량은 30mm 가 적당하다고 판단됨.	넙다리옆길이과 뒤판 넙다리 안솔기선길이를 조정하여 뒤넙다리 군주름이 개선되어 뒤살솔기점내림분량은 30mm 가 적당하다고 판단됨.
부속 허리밴 드폭	80.0	80.0	-	-	허리밴드 폭이 적당하다고 평가함.	허리밴드 폭이 적당하다고 평가함.
스트링 길이	110.0	110.0	-	-	스트링길이가 적당하다고 평가함.	스트링길이가 적당하다고 평가함.



참여자 c 의 FCL 착용 사진



참여자 d 의 FCL 착용 사진



참여자 c 의 GCL 착용 사진



참여자 d 의 GCL 착용 사진

[부록 5-1] 데이터의 정규성 검정 결과

(a) 의복압 데이터의 정규성(N=440)

부위 항목	FCL		GCL	
	z	p	z	p
중둔근 의복압	0.246	0.000***	0.171	0.000***
대둔근 의복압	0.263	0.000***	0.279	0.000***
내전근 의복압	0.197	0.000***	0.204	0.000***
내측슬괵근 의복압	0.125	0.000***	0.269	0.000***
비괵근 의복압	0.209	0.000***	0.136	0.000***
비복근 의복압	0.161	0.000***	0.257	0.000***
가쪽 발목	0.215	0.000***	0.153	0.000***
안쪽 발목	0.330	0.000***	0.153	0.000***

Kolmogorov-Smirnov 검정

***: $p < 0.001$

(b) 족부 진행각 데이터의 정규성(N=2635)

부위 항목	CON		FCL		GCL	
	z	p	z	p	z	p
족부 진행각	0.039	0.000***	0.041	0.000***	0.060	0.000***

Kolmogorov-Smirnov 검정

***: $p < 0.001$

(c) 하지 관절 각도 데이터의 정규성(N=2735)

구분	항목	CON		FCL		GCL	
		z	p	z	p	z	p
골반	입각기 골반 평균 외회전각	0.047	0.000***	0.055	0.000***	0.084	0.000***
	유각기 골반 평균 외회전각	0.055	0.000***	0.063	0.000***	0.090	0.000***
	골반 내회전각 정점	0.048	0.000***	0.034	0.000***	0.030	0.000***
	골반 외회전각 정점	0.032	0.000***	0.029	0.000***	0.037	0.000***
	골반 외회전 ROM	0.040	0.000***	0.031	0.000***	0.040	0.000***
고관절	입각기 고관절 평균 외회전각	0.069	0.000***	0.057	0.000***	0.034	0.000***
	유각기 고관절 평균 외회전각	0.023	0.003**	0.031	0.000***	0.128	0.000***
	고관절 내회전각 정점	0.011	0.200	0.053	0.000***	0.028	0.000***
	고관절 외회전각 정점	0.053	0.000***	0.049	0.000***	0.044	0.000***
	고관절 외회전 ROM	0.080	0.000***	0.046	0.000***	0.039	0.000***
슬관절	입각기 슬관절 평균 외회전각	0.052	0.000***	0.081	0.000***	0.065	0.000***
	유각기 슬관절 평균 외회전각	0.081	0.000***	0.149	0.000***	0.129	0.000***
	슬관절 내회전각 정점	0.031	0.000***	0.048	0.000***	0.102	0.000***
	슬관절 외회전각 정점	0.094	0.000***	0.104	0.000***	0.055	0.000***
	슬관절 외회전 ROM	0.030	0.000***	0.042	0.000***	0.038	0.000***
거퇴관절	입각기 거퇴관절 평균 외전각	0.049	0.000***	0.050	0.000***	0.048	0.000***
	유각기 거퇴관절 평균 외전각	0.047	0.000***	0.084	0.000***	0.072	0.000***
	거퇴관절 외전각 정점	0.064	0.000***	0.098	0.000***	0.069	0.000***
	거퇴관절 내전각 정점	0.039	0.000***	0.028	0.000***	0.044	0.000***
	거퇴관절 외회전 ROM	0.057	0.000***	0.080	0.000***	0.036	0.000***

Kolmogorov-Smirnov 검정

** : p<0.01; *** : p<0.001

(d) 피부 혈류량 데이터의 정규성(N=660)

시간 항목	CON		FCL		GCL	
	z	p	z	p	z	p
0~1min	0.138	0.000***	0.140	0.000***	0.284	0.000***
1~2min	0.131	0.000***	0.156	0.000***	0.227	0.000***
2~3min	0.102	0.000***	0.156	0.000***	0.244	0.000***
3~4min	0.08	0.000***	0.206	0.000***	0.197	0.000***
4~5min	0.153	0.000***	0.212	0.000***	0.239	0.000***
5~6min	0.158	0.000***	0.282	0.000***	0.250	0.000***
6~7min	0.103	0.000***	0.242	0.000***	0.263	0.000***
7~8min	0.119	0.000***	0.270	0.000***	0.237	0.000***
8~9min	0.106	0.000***	0.259	0.000***	0.266	0.000***
9~10min	0.142	0.000***	0.222	0.000***	0.278	0.000***
10~11min	0.096	0.000***	0.271	0.000***	0.301	0.000***
11~12min	0.185	0.000***	0.190	0.000***	0.246	0.000***
12~13min	0.192	0.000***	0.230	0.000***	0.319	0.000***
13~14min	0.202	0.000***	0.198	0.000***	0.296	0.000***
14~15min	0.241	0.000***	0.211	0.000***	0.283	0.000***
15~16min	0.314	0.000***	0.196	0.000***	0.275	0.000***
16~17min	0.205	0.000***	0.203	0.000***	0.286	0.000***
17~18min	0.16	0.000***	0.234	0.000***	0.222	0.000***
18~19min	0.198	0.000***	0.265	0.000***	0.258	0.000***
19~20min	0.177	0.000***	0.251	0.000***	0.295	0.000***
20~21min	0.226	0.000***	0.227	0.000***	0.313	0.000***
21~22min	0.233	0.000***	0.235	0.000***	0.312	0.000***
22~23min	0.242	0.000***	0.221	0.000***	0.310	0.000***
23~24min	0.272	0.000***	0.220	0.000***	0.323	0.000***
24~25min	0.238	0.000***	0.220	0.000***	0.301	0.000***
25~26min	0.233	0.000***	0.178	0.000***	0.302	0.000***
26~27min	0.201	0.000***	0.225	0.000***	0.290	0.000***
27~28min	0.180	0.000***	0.202	0.000***	0.294	0.000***

Kolmogorov-Smirnov 검정

***: $p < 0.001$

(e) 사용자 평가 점수의 정규성(N=22^a, N=33)

구분	평가 항목	부위	W	p	
인지 강도	압박 강도	허리배	0.844	0.000***	
		엉덩이	0.861	0.000***	
		넓다리	0.854	0.000***	
		장딴지 ^a	0.888	0.017*	
	지지 강도	허리배	0.881	0.002**	
		엉덩이	0.823	0.000***	
		넓다리	0.831	0.000***	
		장딴지 ^a	0.866	0.007**	
	방향성 장력 강도	엉덩이	0.688	0.000***	
		넓다리	0.842	0.000***	
		장딴지 ^a	0.736	0.000***	
	만족도	제품 만족도	전체	0.766	0.000***
외관 만족도		전체	0.766	0.000***	
사이즈 만족도		허리배	0.795	0.000***	
		엉덩이	0.701	0.000***	
		넓다리	0.654	0.000***	
		장딴지 ^a	0.696	0.000***	
		허리밴드선	0.718	0.000***	
		팬츠길이	0.796	0.000***	
사용성		압박감 만족도	허리배	0.808	0.000***
			엉덩이	0.85	0.000***
	넓다리		0.751	0.000***	
		장딴지 ^a	0.805	0.001**	
인지 효과성	보행 교정 유용성	허리배	0.912	0.011*	
		엉덩이	0.888	0.003**	
		넓다리	0.881	0.002**	
		장딴지	0.873	0.001**	
		동작 용이성	넓다리	0.567	0.000***
인지 효율성	착탈의 용이성	장딴지	0.533	0.000***	
		전체	0.772	0.000***	
	세척 관리성	전체	0.485	0.000***	
	안전성	전체	-	-	
수용도	구매 의사	-	0.82	0.000***	
	사용 의사	-	0.663	0.000***	

Shapiro-Wilk 검정

*: p<0.05; **: p<0.01; ***: p<0.001

^a CON 조건에서 평가되지 않은 부위

Abstract

Development of Orthopedic Compression Leggings for Correction of In-toeing Gait

Kim, Hye Suk

Department of Textiles, Merchandising and Fashion Design

The Graduate School

Seoul National University

In-toeing gait is a typical abnormal walking pattern in which the lower extremities internally rotate on the transverse plane, and the direction of the foot progression is inward due to torsional deformation of the lower extremities and muscle abnormality. Unfortunately, few effectively conservative interventions can correct the in-toeing gait caused by the hip joint except surgical treatment. Thus, this study proposed a design methodology for orthopedic compression leggings for in-toeing gait correction that can be applied to various user groups and used for self-gait training in daily life. To achieve the research objective, first, the design method of the orthopedic compression leggings that can correct in-toeing gait was proposed by applying the fabric stretch characteristics and the compression and support characteristics of the support panel (SP) structure, and directly implementing clothing pattern from the 3D body figure. Second, the effects of the developed orthopedic leggings for in-toeing gait correction were investigated in terms of quantitative function and user evaluation.

The design method of the orthopedic compression leggings that can correct in-toeing gait was proposed. Specifically, a representative body figure with an average body size of females in their 20s and a straight side body shape was extracted from the 6th Size Korea survey data at the first step. Then, the leggings block pattern was drafted, proposing the corresponding measure-to-made (C-MTM) method for the leggings block pattern that can be implemented directly by measuring the 3D body figure at the second step:

1. The body surface lengths divided by a grid with horizontal and vertical reference lines on the 3D body figure in the drafting process were measured.
2. The side seam line length of the body was converted to a 2D vertical line, and

- the front and back-arc lengths of the body were converted to 2D horizontal lines.
3. The midline and the inner seam line lengths were adjusted while rotating the horizontal arcs based on the side seam line.
 4. The available stretch of the fabric was applied by suggesting a pattern reduction method using graduated application rates (GAR) to the leggings block pattern at the third step. This study intended to evaluate the feasibility of a pattern reduction method using graduated application rates using a pattern reduction method using fixed application rates (FAR) for comparison.

A support panel structure to correct the in-toeing gait was designed at the fourth step. The principle of the support panel structure is to reduce the concentric contraction of the hip internal rotation muscles that cause the increase in myofascial tension by compressing and supporting it by the support panel.

The effect of the developed orthopedic leggings for gait correction was investigated through wear experiments. The wearing conditions are three types; loose shorts (CON), compression leggings pattern-reduced by fixed application rates (FCL), and compression leggings pattern-reduced by graduated application rates (GCL). First, pedestrian survey interviews, anthropometric measurements including body composition, 3D body scanning and lower extremity torsion angle, and clothing pressure for two leggings conditions (FCL and GCL) were performed. Second, foot progression angle, joint movement angle, and skin blood flow were measured through treadmill gait during 35 minutes for three wearing conditions (CON, FCL, and GCL) at intervals of one week by a random sampling method. Third, a user evaluation questionnaire was developed for orthopedic compression leggings identified by body parts, and user evaluation was conducted. Then, differences in clothing pressure, foot progression angle, joint movement angle, skin blood flow, and user evaluation rating were statistically analyzed among the wearing conditions.

As a result, it was shown that the method using graduated application rates implemented partial graduated compression from the top hip to the calf range, and the method using fixed application rates implemented partial graduated compression providing a slight difference in clothing pressure. The positive effects of GCL were to increase the foot progression angle in the direction of external rotation by 31.1% in the affected leg and increase blood flow by 37.4% compared to the resting state. As a result of the joint movement angle, the developed orthopedic leggings reduced the internal rotation of the hip on the transverse plane compared to CON. Thus, it was interpreted that developed orthopedic leggings caused a significant change in the foot progression angle by reducing the internal rotation of the hip. In user evaluation, the users recognized the compression and support, directional tension strength, and excellent gait correction usefulness centered on the thigh and calf where the support panel was located. It was confirmed that the developed orthopedic

leggings provide moderate or higher ease of donning and doffing and provide excellent satisfaction with the product, appearance, size and compression, ease of movement, cleaning manageability, and safety despite increasing pressure. As the result of the confirmation of high acceptability, users' adoption and compliance to the use can be expected.

The proposed leggings design method can be used for mass production by extracting the representative body figure for each size designation and individual customization. The developed orthopedic leggings are new soft wearable orthoses that secure usability and compliance with quantitative functions and provide daily use to individuals with mild in-toeing gait who have no opportunity for intervention. In addition, the developed orthopedic leggings in this study can be used for the rehabilitation of patients with severe in-toeing gait. The intervention using the developed orthopedic leggings will provide the benefits of reducing the risk of osteoarthritis and contribute to healthy walking.

Keywords : In-toeing gait, Soft wearable orthosis, Graduated compression, Support panel structure, Leggings, Customization

Student Number : 2010-23619