



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](#)

체육학 석사학위 논문

신발의 구조가 주자의 생체역학적 변
인에 미치는 영향

Effects of shoe conditions on biomechanics of
recreational runners

2021년 8월

서울대학교 대학원

체육교육과

김현지

신발의 구조가 주자의 생체역학적 변인에 미치는 영향

Effects of shoe conditions on biomechanics of
recreational runners

지도 교수 안 주 은

이 논문을 체육학 석사 학위논문으로 제출함
2021년 8월

서울대학교 대학원
체육교육과
김 현 지

김현지의 체육학 석사 학위논문을 인준함
2021년 7월

위 원 장 _____ 김선진

부위원장 _____ 문효열

위 원 _____ 안주은

국문 초록

신발의 구조가 주자의 생체역학적 변인에 미치는 영향

최근 ‘마라톤 2시간의 벽을 깬 킵초게 신발’로 화제가 되었던 새로운 특성의 레이싱화(Alphafly NIKE, 이하 AF)는 전족부 에어 스프링, 에너지 반환을 최대화한 중창과 굽힘 강성이 높은 카본 플레이트 등 철저히 주행 퍼포먼스에 초점을 맞추어 설계되었다. 최근 일반인들도 스포츠 퍼포먼스에 관심이 높아지면서 해당 신발은 크게 인기를 끌었으나 안정성 보다는 퍼포먼스에 초점을 맞춘 레이싱화들이 어떤 부상 위험성을 가질 수 있는지에 대한 생체역학적 연구는 부족한 실정이다.

본 연구에서는 각 신발 구조가 주행 시 생체역학 변인들에 미치는 영향을 분석하고, 이러한 역학적 변인의 변화를 주행에서 발생하는 대표적인 근골격계 손상들의 특징과 연관시켜 신발 구조에 따른 부상 위험성을 도출하고자 했다. 이를 위해 20-30 대 성인 남성 5 명을 대상으로 AF와 일반적인 쿠션 러닝화(UltraBoost20 Adidas, 이하 CON), 최소한의 쿠셔닝 기능과 경량 소재가 특징인 미니멀 레이싱화(SORTIEMAGIC RP5 Asics, 이하 MIN)를 각각 신고 지면 반력 트레이드밀 위에서 3.3 m/s의 속도로 10 분간 주행하는 실험을 실시하였다. 주행 시 각 신발에 따른 에너지 대사 변인(분당 산소 섭취량, 에너지 소모량, 호흡 교환률), 주행 패턴(지면과 발의 착지 각도와 발목, 무릎, 엉덩 관절의 착지, 이지 시 각도와 변위)을 측정하였고 근골격 모델링 및 역동역학 분석을 통해 주행 실험 시 측정된 운동학적 변인을 이용하여 생체역학적 변인(발목, 무릎, 엉덩 관절의 반발력과 모멘트, 허벅지와 종아리 전/후면 근육이 출력하는 힘)들을

도출하였다. 또한 각 신발의 구조와 물리적 특성을 표준화된 방법을 이용하여 정량화하였다.

실험 및 분석 결과, 장거리 주행의 퍼포먼스를 나타내는 지표인 에너지 대사 변인에 대해서는 신발 조건에 따라 통계적으로 유의한 차이를 확인할 수 없었으나 주행 패턴에서는 신발 조건에 따른 차이를 확인하였다. 착지각은 CON에서 가장 크게 나타났고($p < 0.01$) 엉덩, 무릎, 발목 세 가지 관절의 착지와 이지시의 각도와 전체 움직임에서 신발 조건에 따라 통계적으로 유의한 차이가 존재했다($p < 0.05$). 이는 주자가 본인의 평소 주행 패턴과 상관없이 신발에 따라서 즉각적인 주행 패턴의 변화를 보일 수 있음을 의미한다.

신발 조건에 따른 이러한 주행 패턴의 변화가 각기 다른 관절 및 근육 부하를 야기함을 역동역학 분석을 통해 확인하였다. 착지 시 FFS (Forefoot strike) 패턴을 야기한 MIN 조건의 경우 발목 관절에 유의하게 큰 반발력이 가해졌고($p < 0.01$), 종아리 후면 가자미근, 비복근에서 유의하게 큰 힘의 출력이 요구되며($p < 0.01$) 아킬레스건에서 양쪽 방향으로의 부하도 크게 발생하였다($p < 0.01$). 이는 미니멀 레이싱화 착용 주행 시 발목과 정강이 관련 부상에 유의해야 함을 의미한다. 착지 시 RFS (Rearfoot strike) 패턴을 보인 CON 조건에서는 상대적으로 무릎 및 엉덩 관절에서 큰 반발력과 모멘트 값이 나타났다. 특히 관상면에서 큰 부하가 야기되었고($p < 0.01$) 장비골근과 전경골근에서 유의하게 큰 힘이 요구되었다($p < 0.01$). 이는 쿠션 러닝화 착용 주행 시 측면 안정성 확보를 위해 많은 부하를 담당하는 장경인대 및 장비골근 관련 부상에 유의해야 함을 제시한다. AF 조건에서는 시상면에서 무릎 관절의 반발력, 압축력이 유의하게 커졌다($p < 0.01$). 이는 AF와 같이 전방 추진에 특화된 신발을 신을 경우 슬개대퇴 증후군과 정강이 통증, 피로 골절 등에 유념해야 함을 의미한다.

결론적으로 신발의 뚜렷한 특징들에 따라 주자의 평소 주행 패턴과 상관없이 주행 시의 운동역학적 변인들을 변화시킬 수

있으며, 각각의 유도된 운동역학적 특성들은 저마다 부상과 연관될 수 있는 취약점을 가지고 있다. 따라서 주자들은 그들의 약점을 파악하고, 주행 시 각 신발의 생체역학적 특성을 고려해서 적절한 신발을 선택해야 한다.

주요어 : 주행 (running), 신발 (shoes), 생체역학 (biomechanics), 역동역학분석 (inverse dynamics analysis), 부상 위험 (risk of injury)

학 번 : 2019-24332

목 차

I. 서론	1
1. 연구의 배경	1
2. 연구의 내용	5
3. 연구 가설	5
II. 이론적 배경	6
1. 달리기의 역학	6
2. 부상의 역학	8
2.1 손상기전	8
2.2 인체에 가해지는 부하	9
2.3 달리기와 관련된 부상	10
3. 인체 모델링 시뮬레이션	13
3.1 동역학 해석 방법	13
3.2 AnyBody Modeling System (AMS)	16
3.3 검증 사례	18
4. 신발의 해부학(ANATOMY)	19
4.1 겔창(outsole)	19
4.2 중창(midsole)	20
4.3 안창(Innersole)	21
4.4 갑피(upper)	22
4.5 신골(Last)	22
5. 신발의 물성	24
5.1 신발 무게	24
5.2 중창 소재	25
5.3 굽 두께와 오프셋	26
5.4 세로 굽힘 강성(Longitudinal bending stiffness, LBS)과 카 본 플레이트(Carbon plate)	27
III. 연구방법	30
1. 연구 대상	30
2. 실험 도구	31
2.1 측정 장비	31
2.2 AnyBody Modeling System (AMS)	36
2.3 연구에 사용된 신발과 구조적 특성	39
3. 실험 절차	43
4. 자료 분석 방법	46
4.1 실험 데이터 처리	46
4.2 스트라이크 패턴 측정	48

4.3	에너지 대사 변인	50
5.	통계 분석.....	50
IV.	연구결과	51
1.	에너지 대사 변인	51
2.	주행 패턴.....	52
3.	관절에 가해지는 반발력, 반발모멘트	57
3.1	시상면 (sagittal plane).....	57
3.2	관상면 (frontal plane).....	62
3.3	수평면(horizontal plane)	65
3.4	회전축 (rotation axis)	67
4.	근육이 내는 힘	71
4.1	종아리 근육	71
4.2	허벅지 근육	73
V.	논의	75
VI.	결론 및 제언	79
	 참고문헌.....	 81
	 ABSTRACT	 90

표 목차

표 1. 연구참여자의 특성과 10KM, 하프코스, 풀코스에서의 PB.....	30
표 2. 마커 부착 위치.....	32
표 3. 세 신발의 물성 테스트 결과.....	42
표 4. 신발 조건에 따른 메타볼릭 테스트 결과.....	52

그림 목차

그림 1. 인체 모델에서의 분절, 조인트 (정문기 ET AL., 2007).....	14
그림 2. ANYBODY MODELING SYSTEM (AMS)의 역동역학 해석.....	17
그림 3. AMS 데이터 처리 방식의 순서도.....	18
그림 4. 전신 마커 부착위치 (왼), 발의 마커 부착 위치(오).....	32
그림 5. 연구에 사용된 측정 장비의 종류 및 스펙.....	35
그림 6. AMS 내 역동역학 시뮬레이션 구동 장면.....	38
그림 7. 실험에 사용된 2종류의 레이싱화(AF, MIN)와 러닝화(CON).....	39
그림 8. 충격 흡수 및 반발 테스트 (좌), 굽힘 강성 테스트 (우).....	40
그림 9. 충격 흡수 및 반발 테스트를 전족부(좌)와 후족부(우)에 실행한 결과.....	41
그림 10. 실험 절차 도식.....	44
그림 11. 발과 지면사이의 각도를 도출하는 방법.....	49
그림 12. 산소 섭취량의 평균(\pm 표준 오차).....	51
그림 13. 발의 스트라이크 각(FSA)의 전체 평균(\pm 표준 오차).....	53
그림 14. 실험 참여자 별 FSA의 평균(\pm 표준 오차).....	53
그림 15. 착지 시 하지 관절 각도.....	54
그림 16. 이지 시 하지 관절 각도.....	55
그림 17. 디딤기 전체 구간 동안의 하지 관절의 각도 변화.....	56
그림 18. 시상면에서 발목 관절에 가해지는 반발력과 반발모멘트 극값.....	59
그림 19. 시상면에서 무릎관절에 가해지는 반발력과 반발모멘트 극값.....	60
그림 20. 시상면에서 엉덩 관절에 가해지는 반발력과 반발모멘트 극값.....	61
그림 21. 관상면에서 발목 관절에 가해지는 반발력과 목말밑 관절에 가해지는 반발 모멘트 극값.....	62
그림 22. 관상면에서 무릎 관절에 가해지는 반발력과 반발모멘트 극값.....	63
그림 23. 관상면에서 엉덩 관절에 가해지는 반발력과 반발모멘트 극값.....	64
그림 24.수평면에서 발목, 무릎, 엉덩 관절에 가해지는 반발력 극값.....	67
그림 25. 발목 관절 축 움직임에 대한 반발모멘트 극값.....	68
그림 26. 아킬레스 건에 회전력에 의해 가해지는 변침 반발력.....	69
그림 27. 무릎 관절 축 움직임에 대한 반발모멘트 극값.....	70
그림 28. 엉덩 관절 외회전에 대한 반발모멘트 극값.....	70
그림 29. 전면 종아리 근육의 출력 힘(위)과 후면 종아리 근육의 출력 힘(아래).....	72
그림 30. 전면 허벅지 근육의 출력 힘(위)과 후면 허벅지 근육의 출력 힘(아래).....	74

I. 서론

1. 연구의 배경

달리기는 심혈관계 및 근골격계 발달에 도움을 주며(Horvais & Samozino, 2013), 운동화와 운동복만 있으면 할 수 있고 장소의 큰 제약 없이 누구나 쉽게 연습할 수 있어서 가장 대중적인 스포츠로 꼽힌다. 그러나 동시에 달리기는 많은 스트레스를 반복적으로 주자에게 가하는 운동이다. 몸 전체가 땅에서 떨어졌다가 다시 충돌하는 과정에서 주자는 매 충돌마다 체중의 2-3 배의 충격력을 받는다(Cavanagh & Lafortune, 1980). 이때의 충격력을 최대한 줄이고자 하는 기전이 발과 하지 근육에서 발생하는데, 스프링과 유사한 특성을 가진 수동형 탄성조직들이 기계적 에너지를 저장 및 반환하고, 댐퍼와 같이 작용하는 다른 조직들은 에너지를 적절하게 분산시킨다 (Kelly et al., 2018). 하지만 달리기처럼 큰 충격력을 받는 동작이 장시간 지속되면 인체가 부하를 감당할 수 있는 한계를 넘어설 수 있다. 달리기 부상의 대부분은 순간적인 사고보다는 이러한 근골격계의 과사용과 같은 누적된 스트레스에 의해 유발된다 (Cavanagh & Lafortune, 1980).

신발은 이와 같이 주행을 포함한 여러 운동에서 기인하는 충격을 흡수하여 신체를 보호하면서도 운동 시 필요한 기동성을 보존 및 증진시켜야 한다. 실제로 운동화 관련 연구가 시작된 초기에는 1979년 최초로 신발에 내장형 공압(invisible full length air)을 적용했던 나이키사를 필두로 충격력(impact force)으로부터 신체를 보호하고 발의 과도한 회내(pronation)를 막도록 안정성을 확보하는 구조 설계 연구가 이루어졌다(Nigg & Segesser, 1978). 이를 위해 아치 지지, 동작 제어 강화를 위한 뒷굽 모양과 안창의 디자인이

연구되었고, 충격력 흡수를 위해 뒤축 중창에 겔, 공기방울, 스프링 등을 다양한 소재 기반의 쿠션이 시도되어 왔다(Joe Ellis, 2002).

하지만 충분한 쿠션이 오히려 하지의 강성을 증가시키고(Kulmala et al., 2018), 신발 쿠션이 부자연스러운 주행 패턴을 유발하며 오히려 부상 발병 위험을 높일 수 있다는 주장이 제기되는 등(Lieberman et al., 2010) 신발의 부상 예방 역할에 대해서는 현재까지 의견이 분분하다. 실제로 신발 개발에 관한 기술의 발달에도 주자들의 부상 발병률이 줄지 않았다는 사실은 신발의 충격 흡수 및 신체 보호 역할에 대한 부정적 견해의 중요한 근거로 작용한다. 달리기는 축구, 럭비 등에 비해서 복잡한 움직임이나 큰 순간 가속도를 요구하지 않음에도 부상 발생 빈도는 달리기에서 훨씬 크게 나타나며 매년 주자들의 79% 이상이 과사용으로 인한 크고 작은 부상을 입는 것으로 나타났다(Ferber et al., 2009; Tom F. Novacheck, 1998). 또한 일반인이 아닌 본인의 주법을 잘 알고 적절한 신발을 선정하는 엘리트 선수들의 경우에도 75% 가량이 하지에 관련된 부상 혹은 통증을 겪고 있으며 이중 절반 이상이 무릎 밑의 정강이, 아킬레스 건, 발목 관련 부상으로 집계되었다(Teixeira et al., 2016).

최근 경기력의 극대화를 위한 기능성 신발이 크게 주목받으면서 신발의 구조적 특성과 퍼포먼스와의 관계에 대한 연구가 활발하게 진행되었다. 신발 구조와 에너지 소비량의 관계에 대한 연구가 대표적인 예로 구조 설계의 목적으로 에너지 손실 감소가 제시되었다(Nigg et al., 2000). 특정 속도에서 요구되는 분당 산소 섭취량을 러닝 이코노미(running economy)라 정의하는데, 러닝 이코노미가 낮을수록 몸에서 요구하는 에너지 소모량이 낮아서 같은 거리를 더 쉽게 달릴 수 있음을 의미하기 때문에 러닝 이코노미는 장거리 주자들의 퍼포먼스를 나타내는 대표적 지표로 꼽힌다(Barnes & Kilding, 2019). 비슷한 최대 산소섭취량(VO₂max)을 지닌 엘리트 주자들 사이에서도 러닝

이코노미가 30%까지 차이가 날 수 있는데 이는 개개인의 트레이닝 수준, 주행하는 지면, 다리 길이와 같은 인체 측정학 요인 외에 신발에 의해서도 기인함이 보고되었다(Barnes & Kilding, 2019).

여러 스포츠 기업들이 선수들의 퍼포먼스를 끌어올리기 위해 다양한 방법으로 레이싱화를 설계하고 러닝 이코노미를 측정하는 연구를 시도했으나, 경량화 및 걸창에 스파이크를 다는 등의 구조적 특징 변화가 러닝 이코노미에 미치는 영향은 미미했고(Nigg et al., 2020), 2017년에 들어서야 다른 경쟁 레이싱화와 비교하여 4% 이상 러닝 이코노미를 줄인 나이키사의 ‘알과 플라이’ 신발 시리즈가 그 목표를 유의한 수준으로 달성할 수 있었다(Bermon, 2021; Hoogkamer et al., 2018). 알과 플라이는 추진력을 위해 중창에 카본 섬유 플레이트와 발 앞면에 에어백 역할을 하는 zoom air pods가 적용되어 있다(NIKE, 2020). 엘리트 주자들을 대상으로 측정한 메타볼릭 변인들의 결과를 바탕으로 프로토타입을 신고 3시간 정도를 주행할 경우 다른 신발을 신을 경우보다 6분가량 기록을 단축할 수 있다는 추정 결과도 출되었다(Hoogkamer et al., 2018). 이를 토대로 나이키사가 유명 마라톤 선수 엘리우드 킵초게를 ‘breaking 2’ 프로젝트에 참여시켜 비공식적이지만 처음으로 마라톤 풀코스에서 2시간 이내 기록을 내는 성과를 보였다. 새로운 레이싱화는 출시되자마자 좋은 반응을 보여 출시 첫해에 미국 육상 선수권에서 대부분의 상위권 선수들이 해당 신발을 사용하였다(Hunter, 2017).

알과 플라이의 등장으로 레이싱화의 판도가 바뀌면서 기술 도핑 논란도 일었지만 세계육상연맹(World Athletics, WA)이 중창에 삽입하는 카본 플레이트 수 제한 및 최소 4개월이상 실제 시장에서의 판매 여부등을 조건화한 ‘엘리트 선수의 신발 규정’을 2020년 2월 1일에 발표하면서 해당 논란은 일단락되었다(WA, 2020a, 2020b; 이승건, 2020). 대형 프로젝트를 통해 개발된 새로운 구조의 고성능 레이싱화를

소수의 엘리트 선수만이 아니라 일반인들도 구매할 수 있다는 사실은 달리기에 관심이 많은 비선수 집단에서도 큰 반응을 보였는데, 한국에 알파플라이가 첫 출시되었을 당시 상위 25% 이상의 10K/하프/풀 마라톤 기록 인증을 해야하는 조건을 만족시킨 다음 추첨을 통해서만 살 수 있었음에도 초기 물량이 전량 품절되었다(NIKE, 2020).

그러나 이러한 주행 퍼포먼스에 특화된 신발의 등장과 그러한 신발에 대한 큰 인기에 비해 부상 위험성에 대한 고찰은 매우 부족한 실정이다. 신발과 퍼포먼스의 관계에 대한 연구가 큰 진보를 한 반면에 선수와 일반인 모두에서 매년 주행으로 인한 높은 부상 발병률이 보고되고 있으며 신발 구조와 부상 예방의 관계에 관한 의문은 여전히 존재한다. 주행 시 인체에 가해지는 부하에 관한 연구와 이러한 힘을 제어하고 줄이는 방법을 분석하는 연구는 이미 발생한 부상을 치료하는 연구만큼이나 매우 중요하지만, 주행 시 관절 운동학적인 변화, 근골격계 시스템의 기능 등에 관한 연구들은 부족하다(Schache et al., 2011). 특히 주행 퍼포먼스에 집중된 신발이 다른 기존에 선호되던 돌기가 있는 경량 레이싱화(Barnes & Kilding, 2019)나 쿠션을 강화한 중창의 러닝화(Hoogkamer et al., 2019)와 비교했을 때 러닝 이코노미 측면에서 유리함을 규명한 연구는 있으나 그 반대급부로 부상 발병의 위험을 높이는 지에 대해 분석한 연구는 없었다.

따라서 본 연구는 기존의 경량 레이싱화, 대중적인 러닝화인 쿠션화와 알파 플라이의 구조적 차이와 이로 인한 주행 패턴 및 인체에 가해지는 부하의 차이에 대하여 비교해보고자 한다. 특히, 최근 개발된 컴퓨터 시뮬레이션 기술과 분석 장비를 이용하여 주행 시 하지 관절의 운동학(kinematics)적 변인과 동역학(dynamics)적인 변인을 정량화하고 근골격 시뮬레이션(musculoskeletal simulation)을 이용하여 엉덩 관절, 무릎 관절, 발목관절에 가해지는 부하에 대해 다각적으로 분석하고자 한다.

2. 연구의 내용

- 1) 세가지 조건의 신발이 가지고 있는 구조적 특성을 비교하여 실제 주행에 미칠 수 있는 영향에 대해 검증한다.
- 2) 각 신발을 신고 주행 시 변화할 수 있는 주행 패턴에 대해 정량적으로 분석한다.
- 3) 각 신발을 신고 주행 시 인체 하지 관절에 가해지는 부하와 각 근육이 출력하는 힘을 정량적으로 분석하여 실제 주행으로 인한 부상 가능성과의 관계를 비교해본다.

3. 연구 가설

- 1) 주행 능력이 극대화된 신발을 신고 주행 시 주행 패턴이 앞쪽 디딤(Forefoot strike, Midfoot strike)으로 유도될 것이다.
- 2) 주행 능력이 극대화된 신발을 신고 주행 시 특정 인체 하지 관절에 가해지는 부하가 증가할 것이다.

II. 이론적 배경

1. 달리기의 역학

일반적으로 걷기와 달리기는 두 발이 모두 지면을 지지하는 구간이 존재하는지 여부로 구분할 수 있다. 걷기는 두 발 지지구간, 한 발 지지구간이 존재하지만 달리기에서는 두 발이 모두 지면을 지지하는 구간은 없고, 두 발이 모두 지면에 닿지 않는 구간(flight phase or swing phase, 스윙기)와 한발이 지면을 지지하는 구간(stance phase, 디딤기)이 존재한다. 스윙기에서 디딤기로 넘어갈 때를 착지(touch-down, TD)라 하며 디딤기에서 다시 스윙기로 넘어갈 때를 이지(take-off, TO)라 한다. 디딤기 전반부에는 다리가 굽혀지면서 충격을 흡수했다가 (absorption phase, 흡수기) 후반부엔 이어질 스윙기를 위해 무게 중심이 전방 앞으로 나아가야 한다(propulsion phase, 추진기). 추진기에 골반 전방 경사(anterior pelvic tilt)와 상체를 앞쪽으로 기울이는 자세(lean forward)를 하면 추진기에 지면반력이 추진에 적절한 전방 위 방향으로 향하게 된다. 걷기는 디딤기가 전체 보행의 50% 이상이지만, 달리기는 이보다 훨씬 짧으므로 빠른 시간안에 충격을 흡수했다가 다시 반환하여 앞으로 나아가야 한다. 이를 위해 무릎 관절은 흡수기에 약 45 도 까지 빠르게 굽혀졌다가, 추진기에는 평균 25 도로 펴진다(T. F. Novacheck, 1998). 주행 속도가 증가하면서 디딤기가 계속 짧아지면 흡수기는 짧아져서 무릎은 덜 굽히게 되고 이에 따라 관절 모멘트와 근활성도가 크게 증가한다. 관절 각 변화와 지면반력의 크기를 토대로 관절의 토크와 일의 양을 계산하여 보행과 비교했을 때 주행에서 속도가 증가함에 따라 디딤기 초기의 충격 흡수 단계에서 토크가 모든 관절에서 증가하지만 특히 무릎 관절의 경우, 다음 추진을 위한 펌 토크 증가폭도

매우 커서 폼과 굽힘 두 피크값이 다 커지는 양상을 보였고, 이는 주행 시 손상이 발생하는 부위 중 무릎 관절 부위가 가장 많은 원인 중 하나로 해석할 수 있다(Arampatzis et al., 1999; Melaro et al., 2021).

발이 지면에 닿을 때에 떨어지는 방식(Strike Pattern)은 다리와 나머지 신체로 전해지는 충격력의 원인이 되며 이 크기와 변화량(loading rate, LR)은 주행 시 발명할 수 있는 피로 골절(stress fracture)과 관련이 깊다(Futrell et al., 2019.) 주행 시 발이 착지하는 방식은 초기에 지면에 닿는 발 위치에 따라서 발꿈치가 발볼보다 먼저 닿는 리어풋 스트라이크(rearfoot strike, RFS), 발꿈치와 발볼이 동시에 닿는 미드풋 스트라이크(midfoot strike, MFS), 발볼이 먼저 닿는 포어풋 스트라이크(forefoot strike, FFS) 패턴으로 나눌 수 있다. 하지의 인대, 건과 근육은 디딤기의 전반부에서 탄성 에너지를 저장하고 후반부에서는 이 에너지를 반환하여 물체의 질량 중심을 전방 위로 밀 수 있도록 한다. 이때의 내전근과 아킬레스 건, 아치 구조물 등이 적절한 저장과 반환을 해주어야 하는데 FFS 패턴이 더 추진에 있어서 이점이 있다. 아킬레스 건은 능동적으로 힘을 출력할 수는 없지만 탄성 에너지 저장량이 많기 때문에 각 스텝에서 에너지의 35% 이상을 반환할 수 있다. (Perl et al., 2012). FFS는 앞쪽에 지면반력이 가해 짐으로써 아킬레스 건의 반환을 그대로 발바닥 굽힘 모멘트를 유발하여 추진으로 사용할 수 있다는 이점이 있어 최근 주자들에게 인기를 끌고 있으나 이 방식은 족저근막(plantar fascia)에 과부하를 줄 수 있고, 발바닥 연결 조직(plantar connective tissue)에 지속적인 부하를 주어서 족저근막염(plantar fasciitis)을 초래할 수 있다(Paquette et al., 2013). 상대적으로 더 대중적인 패턴은 RFS 패턴으로, 일반적인 쿠션화(conventional cushioning shoes)를 신고 달리는 주자들 중 75% 가량이 RFS 패턴으로 달리는 것으로 나타났다(Addison & Lieberman, 2015). 이 패턴의 주의할 점은 디딤기 초기에 수직 지면 반발력이 뒤꿈치에 가해지면서

아치의 변화(deformation)와 같은 충격력 흡수 기전을 사용할 수 없기 때문에 impact peak를 발생시킨다(de Almeida et al., 2015). 순간적으로 높은 값에 도달하는 impact peak는 loading rate(LR) 값을 높이는데 이는 다양한 근골격계 과사용 부상과 연관되어 있음이 알려져 있다(A. R. Altman & I. S. Davis, 2012). 이처럼 스트라이크 패턴의 차이로 인해 각기 다른 부상 위험성이 존재할 수 있으며 패턴은 선수의 경기력 수준, 민족 집단, 속도, 신발 등에 의해 영향을 받을 수 있다(Perl et al., 2012).

2. 부상의 역학

2.1 손상기전

Failure tolerance란 파열의 발생이 시작되는 수준의 스트레스를 말한다. 이는 고정된 값이 아니라, 시간에 따라 조직의 피로도가 증가할수록 낮아질 수 있다. 손상은 그 기전에 따라 조직에 순간적으로 적용된 큰 부하가 즉각적으로 발생시키는 급성 손상(acute injury, traumatic injury)과 조직에 반복적으로 가해지는 부하가 발생시키는 만성 손상(overuse injury, chronic injury)으로 구분된다. 미식 축구에서 몸싸움시 발생하는 단일의, 순간적인 큰 부하로 인해 ACL 파열을 겪는 경우 급성 손상에 해당되며, 달리기는 복잡하거나 순간적인 움직임은 요하지 않으나 조직에 반복적인 충격을 가하는 운동으로 만성 손상을 발생시키기 쉽다(Tom F. Novacheck, 1998). 부하가 적절한 빈도로 인체에 가해지면 해당 스트레스를 조절하는 능력을 향상시킬 수 있는 생리학적 반응이 유발되어 failure tolerance가 증가될 수 있으나 달리기의 경우와 같이 부하가 가해지는 빈도가 지나치게 높을 경우 조직의 피로에 의해 오히려 failure tolerance가 감소하여 스트레스가 failure tolerance를 넘어서는 순간이 발생하게

된다

2.2 인체에 가해지는 부하

인체는 뼈, 연골, collagenous tissue(인대, 건, 피부), soft tissue, 근육으로 구성되어 있다. 교량을 디자인할 때 특정 구조가 목표 부하를 견딜 수 있는지 결정하는 연구를 하듯이 생체 역학에서 같은 기초 개념을 근골격계에 적용할 수 있다. 교량, 주택 등과 다른 점은 뼈대 구조는 움직일 수 있어서 움직일 수 있도록 도와주는 관절의 연골, 인대 등까지도 종합적으로 고려해야 한다는 점이다. 인체 구성 요소의 역할은 크게 수동적 기능, 능동적 기능으로 나뉜다. 먼저 수동적 기능을 하는 요소 중 뼈(bone)는 내부 장기를 보호하고 rigid link와 근육의 부착 지점을 제공해 주며, 근육의 작용과 몸의 움직임을 촉진시킨다. 연골(cartilage)은 뼈의 articular surfaces를 덮고 있는데 뼈 사이의 functional connection을 제공하여 마찰력을 최소화하는 역할을 하고 부하를 넓은 장소로 분산시켜 local contact stress를 최소화시키는 역할을 한다. 인대(ligament)는 관절에서 일반적인 움직임 범위를 벗어나는 동작에 대하여 안정화하는 역할을 하는데, 과도한 움직임을 미리 예방하고 각 관절 움직임에 가이드를 제공한다. 건(tendon)은 근육이 뼈에 부착하도록 하고, 인장력(tensile load)을 전달시키는 역할을 한다. 연조직(soft tissue)은 부하를 흡수하고 분산시키는 역할을 한다. 능동적 기능을 하는 유일한 요소인 근육(muscle)은 움직임을 발생시키고, 내부 locomotor system을 안정화시킨다(Nigg & Segesser, 1978).

부상은 인체 구성 요소가 손상되는 경우를 뜻하는데 근골격계가 순간적인 부하를 견디지 못하는 경우, 장기간에 걸쳐 결합 조직들이 마모되거나 파괴되는 경우가 모두 이에 해당된다. 따라서 주행 방법과 강도 및 신발을 선택할 때에 주행 시 발생하는 과부하를 막는 것을 주요하게 고려해야

한다(Flanagan, 2016; Nigg & Segesser, 1978). 여기서 부하란 body(인체 전체 또는 신체의 각 요소)에 가해지는 외부 힘으로 정의된다. Body를 어떻게 정의하는지에 따라 부하의 종류가 달라지는데, 예를 들어 body를 인체 전체로 정의할 경우 주행 시 가해지는 부하는 체중, 공기 저항으로 인한 힘, 지면과 맞닿는 동안 발에 발생하는 반발력(지면반발력) 세가지로 정의할 수 있는 반면, body를 아킬레스 건에 한정할 경우 주행 시 가해지는 부하는 종골(calcaneus)에 있는 아킬레스 건의 기시점에서 발생하는 힘, 건과 soft tissue 간의 마찰로 인한 힘, 아킬레스 건과 종아리 근육의 부착점에서 발생하는 힘, 건 자체의 무게로 정의할 수 있다.

주행 시 human body에 과부하를 줄 수 있는 내적 요인으로는 하지 분절의 길이 차이 등의 주자의 생체역학적 문제, 근활성도의 차이(불균형), 유연성 등이 있으며 외적 요인으로는 과훈련, 발이 맞닿아 있는 표면의 정도, 잘못된 신발 등이 있다(Jang, 2005).

2.3 달리기와 관련된 부상

달리기로 인해 손상이 발생하는 부위는 연구 결과에 따라 약간의 차이가 있지만, 70-80%가 무릎 이하이며, 이중 무릎 관절이 25-30%로 가장 많은 비율을 차지한다. 그 다음으로 아킬레스건 손상(20%), 정강이 부목(shin splint)(15%), 스트레스 골절(stress fracture)(15%), 족저근막염(10%) 등이 흔하게 발생하는 부상으로 보고된 바 있다(Walter et al., 1989).

대표적인 무릎 관절 손상 중 전방과 관련된 손상은 슬개대퇴 증후군(patellofemoral pain syndrome), 외측 관련 손상은 장경인대염(illiotibial band syndrome, IT band syndrome), 외측 반월판 손상, 슬와건염(popliteal tendinitis), 내측 관련 손상은 오리발 건염(pes anserinus bursitis), 내측 반월판

손상, 후방 관련 손상은 슬와건염이 있다(Fredericson & Bergman, 1999). 슬개대퇴 증후군이 그중에서도 가장 흔한 손상으로 주자의 무릎(runner's knee)이라고 불리며, 무릎 관절의 굴곡 압박에 의해 발생한다(Jang, 2005). 장경인대염은 무릎 관절 외측 손상 중 가장 흔한 손상이자 무릎 관절 손상 중 두번째로 흔하다. 장경인대는 장근막(tensor fascia latae)과 대둔근으로부터 시작되어 정강이뼈의 바깥쪽 결절인 gerdy's tubercle에 연결되는데, 이 인대는 무릎을 펼 때는 대퇴골 외결절 앞쪽으로 이동하고 무릎을 구부리면 뒤쪽으로 이동하면서 정강이뼈(tibia, shin bone, shank bone)의 외측 움직임을 안정화한다. 달리는 과정에서 장경인대가 대퇴골 외측상과(epicondyle of femur) 위를 미끄러지듯 마찰하는 과정이 과도하게 반복되면 염증이 발생한다. 무릎 관절의 굴곡 정도가 더 심할수록 장경인대와 외측 대퇴골과의 마찰이 더 많이 발생해서 장경인대염을 입기 쉽다. 또한 과도한 엉덩 관절의 모음(adduction)에도 주의해야 한다(Baker et al., 2011). 엉덩 관절의 정상 너비보다 발을 양쪽으로 넓게 벌려서 착지하면 앞으로 나가기 위해 발을 밖으로 휘어야 하는데 이때에 과도한 측면 움직임이 발생해서 착지 시 장경인대가 손상될 수 있다.

정강이 통증(shin splint, 경부목)은 앞정강근에 찌릿한 느낌이 오는 하퇴부 통증 질환을 통칭하는 용어이다. 정강이 통증은 무릎 관절이 구부러짐에 저항하면서 무릎에 가해지는 압축 하중이 높아질 때 쉽게 발생하게 된다(Loudon & Reiman, 2012). 또한 정강이 뼈의 전단 변형이 크면 쉽게 발생할 수 있고 주로 딱딱한 지면에서 오래 뛰거나 발 굽힘근(foot flexors)을 강제로 과도하게 사용할 경우 발생한다. 피로골절은 하지의 대퇴골, 골반골(pelvis), 정강이뼈, 종아리뼈(비골, fibula)등에 발생하며 지면 반발력의 반복적인 부딪힘으로 인해 나타나는 대표적인 과사용 부상이다. 이때문에 충격력의 크기를 줄이려는 시도가 오랫동안 이루어져왔다. (Miller 1978, Cavanagh and Lafortune 1980, Zapdoor and Nikooyan 2011,

Horvais & Samozino, 2013)

아킬레스건염(achilles tendinitis)은 뒤꿈치가 들어올려질 때 통증이 발생하는 부상이다. 아킬레스건은 체중의 약 10 배의 힘까지도 지탱할 수 있으나, 거골(talus)과 종골(calcaneus) 사이의 움직임에 의해 회전력이 아킬레스 건에 걸리게 될 경우 과부하가 발생할 수 있다.

족저근막염(plantar fasciitis)은 뒤꿈치와 바닥에 통증이 발생하여 보행 시 어려움을 호소하는 부상이다. 족저근막은 아치를 받쳐주는 발바닥의 비탄력적 구조물로 착지시 갑자기 늘어나게 되는데, 발바닥의 내재근들이 수축하여 이러한 인장에 저항한다. 그러나 과사용 시 근피로가 발생하여 내재근의 기능이 떨어지면 족저근막에 스트레스가 가해지고 미세 파열, 염증 등이 발생한다. 누적 시 섬유화와 퇴행성 변화가 발생할 수도 있으며, 운동량 부족, 비만, 고령, 딱딱한지면, 뒤꿈치에 많은 압력이 가해지는 상황, 과회내 등이 원인이 된다(Jang, 2005).

그밖에 달리기 시 통증이 발생하는 경우가 많은데, 통증은 통증 전달 섬유가 인체 어느 부분에서 강한 스트레스를 받고 있다는 것을 의미한다. 대표적으로 통증이 오는 부위에는 외측 안정성 근육인 비골근(peroneals)이 있는데, 비골근은 하퇴의 외측을 따라 내려와서 중족골에서 정지하고 있다. 보행 및 주행 시 전경골근과 함께 좌우균형을 맞추는 조절 근육의 역할을 하여 땅에서 발을 안정되게 유지하도록 한다. 착지 시 발이 회내(pronation)하며 땅에 평행하게 닿게 되는데, 이때 비골근이 수축하여 내번(inversion) 동작에 따른 발목 관절 염좌가 발생하지 않도록 보호한다. 따라서 더 빨리, 멀리 달릴수록 이 근육이 더 많은 일을 해야 하기 때문에 마라톤 경기와 같은 장거리 주행 후 비골근 근육통이 흔하게 발생한다. 내측에 존재하는 전경골근이나 후경골근의 경우 외측의 비골근군보다 장력이 강한편이라, 외번(eversion) 동작은 높은 안정성을 갖는다.(Joe Ellis, 2002).

3. 인체 모델링 시뮬레이션

3.1 동역학 해석 방법

Computer-aided engineering (CAE) 분야에서 개발된 근골격 인체 모델링 기술은 관절 수준에서 작용하는 내부 힘에 대한 지식을 얻을 수 있는 도구로서 학문적 기능은 물론 제품 설계 및 여러 의사 결정 과정에 도움을 주는 산업적 기능을 가지고 있어 활발하게 발달하고 있다. 스포츠 분야에서도 ADAMS, SIMM, Dynamic Pipeline, SD/FAST, AnyBody 등 다양한 소프트웨어를 사용하여 근골격 모델 연구와 동역학 해석 연구를 진행해 왔다(Jeong, 2012).

인체 해부 구조를 반영하는 생체역학적 모델을 구성하기 위해 인체는 조인트들에 의해 연결된 뼈(링크)들의 집합으로 취급할 수 있다는 가정 하에 조인트-링크 모델이 사용된다. 일반적으로 인체는 206 개의 뼈와 수천개의 연 조직, 장기를 갖고 있는데 이를 모두 정확하게 반영하는 인체모델을 구성하는 것은 매우 어렵다. 인체를 많은 자유도를 가지는 모델로 구성할수록, 모델의 정확도는 향상되겠지만 해석에 필요한 계산량과 시간적 비용 역시 급격히 증가하므로, 솔루션을 구할 수 있는 선에서 적절한 자유도를 갖는 모델로 단순화할 필요가 있다. 이러한 trade-off를 고려하여 합리적인 해결책을 제시하고자 각 분야에서 여러 연구자들이 많은 종류의 인체 모델을 제안했으며, 현재는 Information technology-Computer graphics and image processing-Humanoid animation (H-Anim)라는 이름의 표준화된 방법으로 모델링을 진행하고 있다(정문기 et al., 2007).

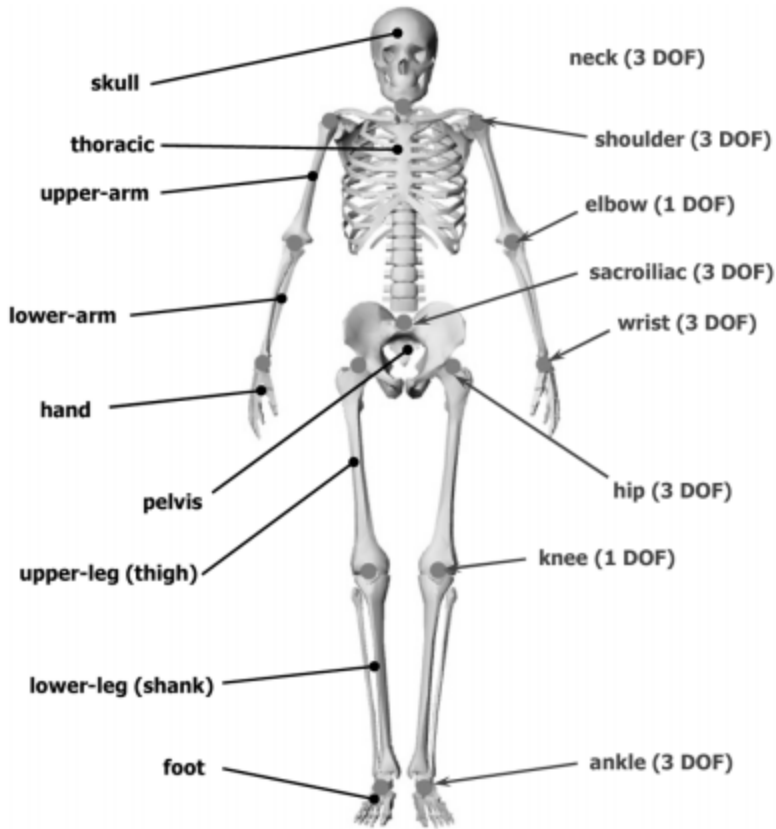


그림 1. 인체 모델에서의 분절, 조인트 (정문기 et al., 2007)

표준적인 일체 모델에서는 그림 4와 같이 각 링크들이 계층적인 구조로 연결되어 있으며 링크들 사이에는 조인트 노드들이 있고, 조인트 노드는 각 링크 간의 상대적인 운동에 따라 특정한 수의 자유도 (Degree of Freedom, DOF)를 가지고 있다. 예를 들어 팔꿈치 조인트의 경우 단지 1 자유도의 회전운동만 가능한 revolute joint이다. 어깨는 인체를 구성하는 조인트들 중 가장 복잡한 조인트 중 하나이나, 일반적인 경우 계산의 용이성을 위해 3 자유도의 spherical joint(볼-소켓 조인트)로 모델링한다.

근골격 인체 모델링 방법에서는 인체를 골격과 근육으로 구성된 시스템으로 가정하고 동역학 해석을 실시하게 되는데 이러한 동역학 해석 방법에는 정동역학 방법(Forward Dynamics)과 역동역학 방법(Inverse Dynamics)이 있다.

정동역학 해석 방법 기반의 인체 시뮬레이션은 근육을 활성화시켜 힘을 생성하고, 이 힘들로 인해 인체의 동작을 시뮬레이션 하는 방법이다. 이를 위해 사용자가 해석하기를 원하는 동작을 가능케 하도록 근육의 힘을 미리 알아야 하며 인체와 같이 복잡한 시스템에 적용할 경우 시간에 따른 적분 과정에서 많은 계산이 요구된다. 일반적으로 정동역학 방법을 이용한 해석은 인체가 특정한 동작을 수행하도록 하는 근육 활성화도 값을 변화시키면서 특정 생리학적 지표로 설정한 목적 함수를 최소화 시키는 최적 제어 문제(optimum control problem)로 귀결되는데 이런 최적 제어 문제의 복잡도는 문제의 차원에 따라 급격하게 증가한다. 따라서 정동역학 해석의 경우 인체 모델의 근육과 골격 분절 개수에 따라 복잡도가 기하급수적으로 증가한다.

역동역학 해석에서는 인체의 동작 데이터 및 측정된 지면 반발력이 해석을 위한 입력 정보가 되고 이를 통해 관절 반발력(joint reaction force) 및 반발 모멘트(reaction moment) 내력 값들이 출력으로 계산된다. 일반적으로 로봇 공학에서 역동역학 해석을 수행할 경우 선형 평형 방정식을 통해 대부분 유일한 해를 구할 수 있지만, 인체의 개별 근육 힘(muscle force)을 계산해야 할 경우 근육의 개수가 인체 관절의 자유도 보다 많기 때문에 unique solution을 구할 수 없다. 인체의 중추신경계(Central Nervous System, CNS)는 동일한 관절 모멘트를 생성해 낼 수 있는 수 많은 근육 힘 조합 중 보통 제한된 조합 하에서 근육 힘을 선택하는 것으로 관찰된다. 인체가 어떠한 목적함수를 최적화시키는 방법으로 운동을 수행한다고 가정하면 그 목적함수에 따라 근육 힘의 조합이 다르게 산출된다는 사실을 바탕으로 여러 가능성이 있는 목적함수를 가정하여 각 경우에 근육 힘값을 도출하는 연구가 진행되었다(Damsgaard et al., 2006).

3.2 AnyBody Modeling System (AMS)

AnyBody modeling system (AMS) 소프트웨어 (AnyBody Technology, Aalborg, Denmark)는 근골격계 시뮬레이션 도구로서 역동역학 분석을 기반으로 하는 근골격 일체 모델링 및 해석을 지원하는 프로그램이다. 이 프로그램에 객체들의 동작 정보와 지면 반발력과 같은 외력 정보를 입력하면 근골격을 포함하는 인체 모델 해석을 통해 각 근육, 인대의 움직임과 관절 반발력, 근육 힘 등 인체 내부의 내력 값을 추정할 수 있다(Chen et al., 2014)(그림 2). AnyBody는 하지 모델링의 경우 TLEMsafe EU project를 통해 얻은 카데바의 실제 뼈, 근육, 인대 등의 데이터 세트 TLEM 2.1(TLEMsafe, 2018)를 기반으로 하는 등 실제 인체 데이터 정보 기반의 정밀한 인체모델을 제공한다.

AMS의 전체 데이터 처리 방식은 그림 3에 나타나있다. 본 연구에서는 모션 캡처 시스템을 통해 주행중인 인체의 움직임 데이터를 얻고, AMS 소프트웨어를 활용하여 관절의 토크와 같은 각 관절의 역학적 변인을 계산하였다. 이어서 AMS 내 인체모델 라이브러리와 역동역학 분석을 통해 해당 모델이 주행 시에 출력하는 근육의 힘을 도출해내었다.

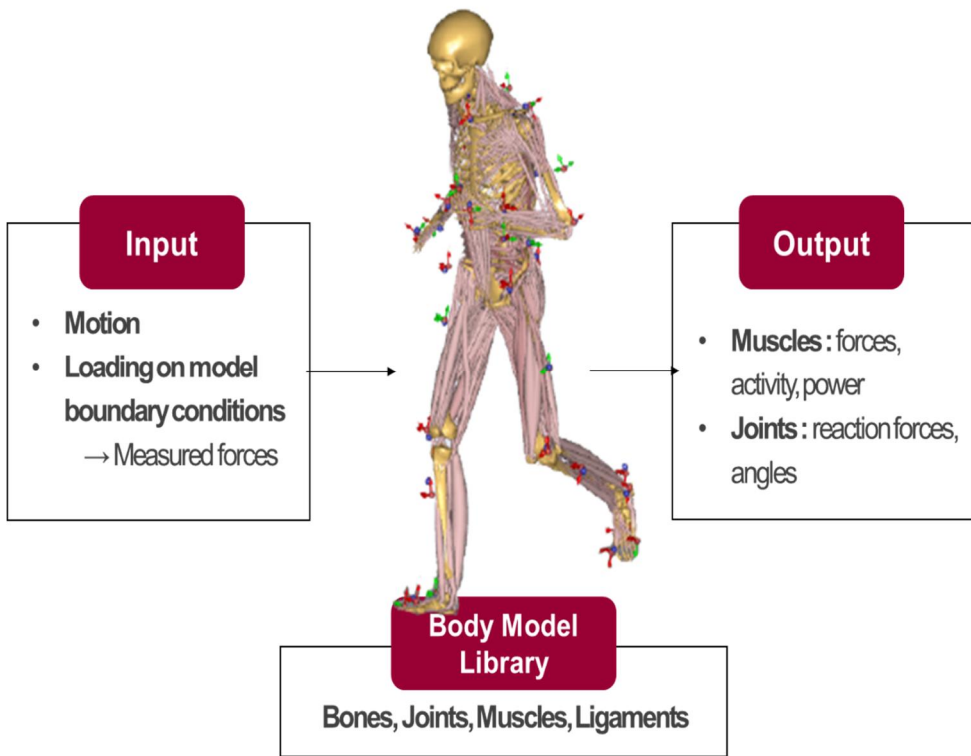


그림 2. AnyBody Modeling System (AMS)의 역동역학 해석

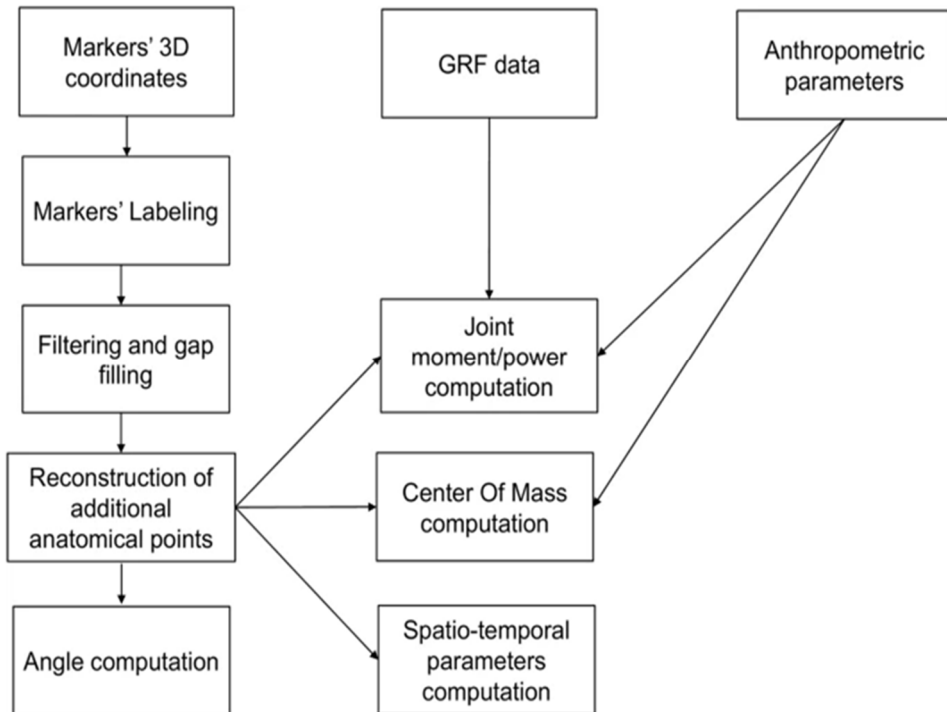


그림 3. AMS 데이터 처리 방식의 순서도

3.3 검증 사례

AMS 내에서 실행 가능한 AnyBody model repository에 대해서 많은 모델에 대한 검증이 수행되었다. 검증 방법은 크게 in-vivo로 인체 내부에 힘 측정 장비를 삽입한 후 관절 반발력을 측정하여 측정된 데이터와 시뮬레이션 결과를 비교하는 직접적 방법과 근전도(electromyography, EMG)검사를 통해 근활성도를 측정하는 간접적 방법으로 나뉜다(Jeong, 2012).

1) In-vivo: Intradiscal pressure

다양한 동작에서 척추 L4/L5 사이의 디스크 압력을 직접 측정한 기존 연구 결과(Wilke et al., 1999)를 토대로 AMS에서 같은 동작을 재현해서 L4/L5 관절의 반발력(joint

reaction force)를 계산하고 경향성 비교를 통해 모델 검증을 시도했다.(Rasmussen et al., 2009)

2) In-vivo : 엉덩 관절 반발력 비교

Cadaveric dataset TLEM 2.0를 기반으로 하는 하지 모델의 검증에 위해 계단을 오르는 동작에 대해서 힘 측정 장치가 부착된 인공 엉덩 관절을 착용한 상태에서 측정된 엉덩 관절 반발력과, AMS에서 예측한 엉덩 관절 반발력을 비교하였다(Manders et al., 2008).

3) EMG : 하지 근육의 근활성도

AMS를 이용한 하지 모델의 시뮬레이션 결과 검증에 위해 오른쪽 다리의 주요 8개 근육에 EMG를 부착하고 일반 보행시의 모델이 예측한 근활성도와 비교하였다(de Zee et al., 2007; Wibawa et al., 2013).

4. 신발의 해부학(Anatomy)

인체와 지면 사이에 위치하는 신발의 겔창, 중창, 안창 등 신발의 하부구조는 신발의 기능의 핵심인 충격흡수, 운동조절, 접지능력을 담당하고 있다. 충격흡수와 접지능력은 신발의 재질과 관련이 깊고, 운동 조절 기능은 신발 하부 구조의 형태와 밀접한 관련이 있다(포항공과대학교, 2004).

4.1 겔창(outsole)

신발에서 지면과 만나는 부분을 겔창(outsole)이라 하며, 신발의 용도에 따라 무게, 접지력, 내구성, 유연성을 요하는데 내구성이 좋은 Poly vinyl chloride(PVC), 가볍고 탄력이 있는 Ethylene Vinyl Acetate (EVA), 내구성이 좋고 유연한 고무 혹은 합성고무가 주재료로 쓰이며 겔창의 형태는 신발의 굽

두께를 결정짓는 주요소가 된다(Luximon, 2013).

4.2 중창(midsole)

갑피와 밑창 사이에 위치한 중창(midsole)은 신발의 쿠셔닝과 움직임 제어(motion control)기능을 담당하는데 두 기능은 일반적으로 상치된다. 주행 시에는 착지마다 체중의 약 2-3 배의 힘을 받으므로, 이 충격을 흡수하고 동시에 발이 땅에 잘 접촉할 수 있도록 안정성을 제공하는 것이 중창의 역할이다. 충격 흡수를 위해 중창은 높은 압축성을 가져야하는데 압축성이 클수록 제어하기 어려운 움직임을 야기할 수 있다. 반면 중창의 압축성이 작을수록 신발은 단단해지지만 정교한 움직임 제어를 가능하게 만든다. 대부분의 러닝화는 중창에 EVA, Polyurethane (PU) 또는 이 두 가지의 배합인 포말 물질을 사용한다.

EVA는 가볍고 탄력이 있어 오랫동안 러닝화 중창의 소재로 사용되어 왔다. PU는 코트 신발의 중창과 겹창에 오랫동안 사용되어 왔고, 러닝화에도 사용되는데 EVA보다 견고하고 내구성이 있으나 충격 흡수 기능은 덜하다(Mills, 2007). PU는 압착 후에 EVA보다 더 빨리 원래의 모양으로 돌아오며, 열과 습기의 영향을 적게 받으나 EVA 보다 무겁다는 단점이 있다. 그래서 일부 회사는 EVA 중창을 PU로 감싸서 EVA가 파괴되는 것을 보호하기도 하고, 후족에는 견고성과 내구성을 위해 PU를 사용하고, 전족에는 유연성과 경량화를 위해 EVA를 사용하기도 하는 등 적절한 위치에 적절하게 소재를 배합하여 약점을 보완한다.

그 밖에 여러 회사들이 중창에 다양한 소재를 시도했는데, 나이키사에서 개발한 ‘에어’가 대표적이다. 압축 공기를 PU 소재의 튜브로 완전히 봉합시켜 일정 부하가 가해지면 자연스럽게 눌리도록 하여 1970년대 당시 가장 혁신적인 충격 흡수 소재로 등장했지만, 안정성이 떨어져서 과도한 움직임이 발생할 수 있다는 단점이 있고, 당시엔 기존 쿠션화에 비해

러닝 이코노미가 높다는 연구 결과가 보고되었으나(Frederick et al., 1983; Frederick, 1984) 현재는 다른 중창 소재에 밀려 기능성 보다는 패션에 초점을 맞추어 설계되고 있다. 아식스 사의 젤 신발은 압착 구조인 EVA 중창에 실리콘을 기본으로 한 젤 합성물을 섞은 것이다. 밀폐된 젤이 충격 흡수 효과를 높이는 한편 EVA는 안정성을 제공한다. 나이키에서는 최근 중창의 굽힘 강성을 높이기 위해 카본 플레이트를 사용한 신발 시리즈를 지속적으로 발매하고 있다(Cigoja et al., 2019; Subramaniam et al., 2021). 이는 러닝 퍼포먼스를 유의하게 높인다는 결과를 가져와서(Hoogkamer et al., 2018) 최근 아식스, 푸마 등 다른 회사에서도 유사한 연구가 활발하게 진행되고 있다.

4.3 안창(Innersole)

안창은 신발의 구성 요소 중 발과 가장 밀접하게 접촉하고 있어서 사용자 발과의 맞춤새를 위해 구조 디자인과 소재와 같은 표면 설계 연구가 많이 이루어진다. 맞춤새가 좋지 않으면 발바닥 면과 안창 사이에서 반복해서 전단력이 발생하여 단순 착화감 문제 뿐 아니라 물집과 같은 피부 손상을 유발한다.

또한 안창은 주로 전문 의료기기의 역할도 한다. 발 아치와 족저근에 직접적으로 닿기 때문에 필요에 따라 발의 정렬이 맞지 않는 사람의 아치 부분을 적절하게 지지하거나, 류마티스, 당뇨 등의 이유로 족저근이 제 기능을 잘 하지 못하는 환자들의 안정성을 높여줄때에 특수 제작된 정형외과적인 인솔(orthopaedic footwear insole)을 사용한다(Luximon, 2013). 목적에 따라 안창의 부위별 경도와 밀도, 두께 등을 설계하는데, 단단한 소재로 아치 혹은 뒤꿈치에 패드를 덧대어 보강하고, 충격 흡수가 필요한 부분에는 EVA, PE(Polyethylene) 소재 등을 적용한다. 예를 들어 무너져버린 횡중족골 아치를 보강하기 위해 중족골 패드를 덧대거나

아킬레스 건의 단축이 있을 때 발뒤꿈치에 힐 리프트를 대서 보강한다(Asplund & Brown, 2005). 이러한 보강구의 구조 설계가 발 기능을 회복시켰는지 평가하기 위해서는 부위별 족저 압력이 고르게 분산되었는지를 분석한다.(Lullini et al., 2020).

4.4 갑피(upper)

발등부위를 덮는 갑피는 지지와 외부로부터 발을 보호하는 역할을 한다. 스웨이드 가죽 갑피로 된 신발은 나일론으로 만들어진 것보다 지지기능은 좋지만 더 무겁고 습도와 열의 변화에 민감하여 망가지는 경우가 있다. 대체제인 플라스틱인 인조 가죽이 지지력과 내구성이 좋아서 인기가 많다. 나일론과 메쉬(망사) 갑피는 가죽보다 지지력은 다소 적지만 가볍고 통기가 잘되며 날씨 변화와 지면 상태에 잘 적응한다. 신발에서 습기를 배출하여 건조한 상태를 유지시켜 주고, 증발을 통하여 발을 서늘하게 하는 데 도움을 준다. 통기성과 경량화를 위해 대부분이 신발이 나일론 또는 메쉬와 지지를 위한 가죽을 배합하여 사용한다. 신발 갑피는 주로 소재나 덮는 형태에 따른 발목 관절이 충격 흡수를 위해 하는 일(negative work)을 비교하는 연구가 이루어지고 있다(Subramaniam et al., 2021).

4.5 신골(Last)

신골이란 신발 제조 방법을 의미하는 동시에 신발의 모양을 의미하기도 한다. 신발의 갑피 부분은 중창과 겹창과 따로 만들어져서 합쳐지는데, 전통적으로 갑피를 얇은 섬유판에 아교로 붙이고 그것을 중창과 겹창에 붙이는 것을 판 신골 방법이라 한다. 다른 제조 방법인 슬립 신골 방법은 섬유판 없이 한 조각으로 발을 감싸는 갑피를 재봉하여 직접 밑창에

아교로 붙이는 방식이다. 혼합신골은 두 가지 방법을 혼합한 것으로 후족은 판신골, 전족은 슬립 신골로 제조하는 것이 일반적이다. 판신골 방법으로 제조한 신발은 착용 시 발이 평평하고 견고한 표면에 놓이게 되어서 발에 안정성을 주지만 쿠션을 일부 상실하게 된다. 슬립 신골로 제조한 신발은 반대로 발이 직접 상대운동을 허락하는 중창 위에 놓여지므로 좋은 충격 흡수 효과를 내지만 움직임 허용하여 불안정성을 야기한다. 만일 주자가 과회내를 한다면 이런 방식의 신골로 제조된 신발은 부상의 위험을 높일 수 있다.

신골은 만들어지는 신발의 모양을 뜻하기도 한다. 모든 신발 회사가 신골이라 부르는 발의 모델을 사용하는데 그 크기와 넓이(폭)에 따라 종류가 다양하다. 회사에 따라서 다르고 모델에 따라서도 다르다. 여성용 신발은 예전에는 남성용보다 크기만 더 작은 모양이었지만 지금은 대부분의 스포츠 회사들이 여성 발의 형태가 남성 발과 다르다는 것을 고려하여 차별화된 신골을 사용하여 여성용 신발을 따로 제작한다. 신골에 의해 결정되는 중요한 설계 요소는 뒤꿈치로부터 발가락 부위까지의 각도이다. 곧은 신골(neutral, straight)로 만든 신발은 후족에서 전족까지 거의 각이 없는데 이러한 신발은 움직임 제어에 유리하다. 러닝화의 경우 보통 3도 가량 휘어진 신골까지 곧은 신골이라고 부른다. 일반적인 러닝화의 각도는 평균 5도에서 7도정도이다. 많이 휘어진 신골에 기반한 신발은 서포트의 기능은 떨어지지만, 빠른 속도에서 큰 회내를 수행하는데 도움을 줘서 실제로 레이싱화가 대부분 각도가 크다 (Luximon, 2013).

5. 신발의 물성

주행 시 러닝 이코노미를 최적화하기 위해 신발 디자인에서 고려되는 요소로는 신발 무게(shoe weight), 중창 소재(midsole material), 굽 두께(heel thickness), 종단 굽힘 강성(longitudinal bending stiffness) 등이 있다 (Nigg et al., 2020).

5.1 신발 무게

신발의 무게는 신발과 퍼포먼스와의 관계에서 처음 연구된 설계 요소이다. Frederick은 신발이 100g이 가벼워질 때 마다 산소 섭취량 1% 가량의 에너지 절감 효과가 있다고 밝혔다(Franz et al., 2012; Frederick, 1984). Franz는 100 g 당 1% 가량의 에너지 대사 절감 효과를 맨발 주행과 신발 주행 두 가지 상황에서 모두 정량화하여, 맨발 주行的 경우 무게 100 g을 발 전체에 분산해서 추가시킬 때마다 0.92%의 절감이, 신발 주行的 경우 100g 당 1.19%가량의 절감 효과가 있음을 밝혔고 추가적으로 같은 질량 조건이라면 맨발보다 신발 주행 시에 3-4%의 에너지 절감 효과가 있음을 보였다. 즉, 무게는 가벼울수록 좋지만, 맨발보다는 쿠션화가 러닝 이코노미 관점에서 이득이 있음을 밝혔다(Franz et al., 2012). 무게 이외에 신발의 다른 구조적 특성도 러닝 이코노미에 많은 영향을 미친다. 가벼운 스파이크가 있는 경량화보다 90 g가량 무거운 알파플라이에서 러닝 이코노미 관점에서 이득을 봤다는 연구(Barnes & Kilding, 2019)에서도 알 수 있듯이 신발의 구조적 특성이 주행 기록에 미치는 기여도는 다양하고 아직까지 명확하지 않은 부분이 많다(Nigg et al., 2020).

5.2 중창 소재

주행 시 체중의 2-3배의 부하가 가해질 때에 지면과 닿아 있는 신발에 변형(deformation)이 발생하며 부하가 사라지면 다시 원래의 모습으로 돌아온다. 이 때 중창은 부하가 전달되는 동안 변형 에너지를 저장하여 충격을 흡수하고 이 과정에서 에너지의 손실(energy loss 또는 hysteresis)이 발생하게 되는데, 에너지 손실을 제외하고 다시 반환하는 탄성 에너지와 초기 변형에너지와의 비율을 에너지 반환(energy return)이라 하며 이 값이 클수록 러닝 이코노미 관점에서 유리하다(Nigg et al., 2000; Nigg et al., 2020).

연구에 사용되는 중창 소재의 compliance, resilience 특성을 정량화하기 위해 속도와 힘을 정밀하게 제어 가능한 서보-유압 측정테스트 기기를 사용해서 중창의 전족부나 후족부에 하중을 가하는 동안 중창 길이에 변형이 일어나는 정도(compliance)와 하중을 제거했을 때 다시 에너지가 반환되는 정도(resilience)를 비교하여 에너지 반환 값을 계산한다. 가벼운 스파이크 경량화보다 90 g 가량 무거운 알파플라이의 산소 섭취량이 더 낮았다는 Barnes et al의 연구에서 알파플라이의 에너지 절감 효과의 이유를 명확하게 밝힌 것은 아니었으나, 중창의 compliance와 resilience 성질이 주어진 속도에서 산소 요구도를 낮출 수 있는 것을 주요 원인으로 꼽았다(Barnes & Kilding, 2019).

가볍다는 장점으로 수년간 사용해오던 EVA 소재보다 에너지 반환 값이 높고, 1.1% 가량 산소 소모량이 낮다고 알려진(Frederick et al., 1983; Worobets et al., 2014) TPE(thermoplastic elastomer), TPU(thermoplastic polyurethane) 등 열가소성 플라스틱(thermoplastic) 계열의 소재들이 최근 신발 중창에 적극 사용되고 있다. 아디다스에서는 화학 회사 BASF와 협력해서 ETPU(Expanded TPU)를 작은 캡슐화하여 울트라 부스트 신발의 중창 소재이기도 한 'BOOST foam'을 개발했고(Anders,

2015), 나이키에서는 경쟁 폴리머들보다 가벼우며 에너지 반환이 높다고 알려진 thermoplastic elastomer(TPE) 계열의 Pebax elastomer (Arkema, 2021) 로 Vaporfly 신발의 중창 소재이기도 한 ‘Zoom X foam’ 을 개발하는 등 각 회사마다 여러 중창 소재들을 시도하여 에너지 반환을 높이고자 하였다.

5.3 굽 두께와 오프셋

최근 Nike Vaporfly 4% 와 그 후속 모델 시리즈들은 굽 두께(heel thickness)가 매우 두꺼운 모양을 하고 있는데, 이는 두꺼운 신발의 창을 통해 각 스텝마다 땅과 접촉하는 시간(ground contact time)을 늘려서 지면반발력-시간 곡선을 늘리기 위함이다. 속도가 올라감에 따라 주행 시 디딤기 시간은 매우 짧아지게 되는데, 일반적으로 접촉 시간이 길어지면 에너지 반환이 가능한 구간이 많아지는 이점이 있음을 제시한 선행 연구(Nigg et al., 2020)가 이러한 디자인에 대한 근거를 제시한다. 그러나 굽 두께로 인해 증가시킬 수 있는 접촉 시간은 6-13 ms 정도인데 이 시간 변화가 에너지 반환에 어떤 기전으로 영향을 미쳤는지는 명확하지 않다(Barnes & Kilding, 2019). 또한 에너지 반환은 초기 충격 단계에서 저장되는 압축 에너지의 단순 피크값 크기 보다는 주파수와 반환 시기의 적절성에 유의해야 한다. 에너지 반환은 주행 주기 내 적절한 순간에 이루어져야 한다. 지면 접촉 이후 디딤기 구간의 15% 이내는 아직 추진이 이루어지지 않는 시기로 반환의 효과가 미미한 구간이며, 한 스텝이 300 ms 이내 임을 고려할 때 적절한 에너지 반환 주파수는 2-4 Hz 정도이며 12 Hz 가량의 노이즈에 해당하는 주파수의 에너지는 반환되어도 주행에 역학적인 기여를 하기 어렵다(Nigg et al., 2000). 이런 이유로 연구자들은 에너지 반환을 위한 두꺼운 굽 설계가 미치는 영향을 높게 평가하지 않기도 한다(Barnes & Kilding, 2019).

신발의 뒤굽(heel height)과 앞굽 높이(forefoot height)의

차이를 오프셋(heel-to-toe drop, offset)이라 하는데, 오프셋이 달리기 패턴과 연관될 수 있는 선행 연구들이 있다(Horvais & Samozino, 2013). 굽 두께와 오프셋이 최소화된 얇은 중창을 가진 신발을 미니멀 신발(minimalist shoe, minimal shoe)이라 칭한다(Hamill et al., 2011). Paquette의 연구에서 맨발, 오프셋이 매우 낮은 미니멀 신발, 쿠션화 세가지 조건으로 주자의 일반적인 지상 주행(habitual over-ground running)을 실시하여 나타나는 즉각적 변화(acute change)를 비교해 본 결과 미니멀 신발과 맨발 주행 조건에서 FFS 패턴이 많이 발생하였다(Paquette et al., 2013). 이는 맨발 주행이나 충격 흡수 기능이 적은 미니멀 신발이 주자로 하여금 RFS를 지양하고 발의 아치 변형을 impact attenuation에 적극적으로 사용할 수 있는 FFS 패턴을 채택하게 유도하는 것에서 비롯된 결과로 해석할 수 있다(Chen et al., 2019).

5.4 세로 굽힘 강성(Longitudinal bending stiffness, LBS)과 카본 플레이트(Carbon plate)

신발의 특성 중 중창의 세로 굽힘 강성(longitudinal bending stiffness, LBS)는 러닝 이코노미와 관련있는 주요인으로 꼽히며, 러닝화 개발에서 중요하게 언급되었다(Willwacher et al., 2014). 알파플라이의 중창 사이에 위치한 곡선 형태의 카본 플레이트는 LBS를 높여 러닝 이코노미를 향상시키는 가장 주요 소재로 꼽혀, WA가 발표한 신발의 규정에서도 카본 플레이트를 한 장 이상 사용하기를 금지하고 있다(WA, 2020b).

카본 플레이트는 2000년대 초에 스파이크화와 같은 납작한 신발 밑창(flat sole)에 처음으로 적용되기 시작하였고 4 종류의 LBS 레벨의 신발로 지상 주행시 소요시간을 비교해 본 결과 LBS 레벨이 증가함에 따라에서 0-3% 가량 개선이 있었다(Stefanyshyn & Fusco, 2004). 초기 카본 플레이트를

사용하여 LBS 레벨을 올리는 가장 큰 목적은 MTP 관절(metatarsal-phalangeal joint)의 굽힘이 줄어들어서 주행 혹은 점프와 같은 동작시에 관절에서 손실되는 에너지양을 줄이기 위함이었다(Roy & Stefanyshyn, 2006). 디딤기에서 MTP 관절은 발등 굽힘(dorsiflexion) 움직임을 하면서 에너지를 흡수하고, 이지(Take-off)단계까지 계속 발등 굽힘을 유지하기 때문에 흡수한 에너지를 되돌리는 양이 극히 적다. 때문에 주행 시 발생하는 에너지 손실을 막게 하기 위해 LBS 레벨을 올려 이를 막는데 초점을 맞추었다(Ortega et al., 2021).

한창 기술 도핑 논란이 있었을 때에 카본 플레이트는 AF의 러닝 이코노미 개선에 핵심인 것처럼 여겨졌으나, 최근 연구에서는 카본 플레이트의 높은 LBS 레벨 만으로 러닝 이코노미에 영향을 주는 것이 아니라고 말한다(L. A. Healey & W. Hoogkamer, 2021). Healey 의 연구에 따르면, 베이퍼 플라이의 카본 플레이트가 있는 중창을 가로로 6번 절단하여 LBS 레벨을 낮추고 비교한 결과, 자른 신발에서 MTP 관절의 굽힘 각, 속도, 음의 파워가 증가하였으나 두 신발 조건에서 러닝 이코노미는 유의한 차이가 없었다. 이를 통해 앞 문단에서 설명한 높은 LBS로 인해 전족부에서의 MTP 관절의 굽힘을 줄여 손실되는 에너지양을 줄이는 기작이 실제 러닝 이코노미에 미치는 영향이 절대적이지는 않을 것을 추측할 수 있다. Day의 연구에서는 다양한 LBS로 러닝 이코노미를 비교해본 결과 무조건 높은 LBS가 좋은 관계도 아니었고, 차이가 없기도 하는 등, 주행 속도마다 적절한 LBS는 다를 수 있다고 말하며(Day & Hahn, 2020), Nigg et al의 연구에서는 러닝 이코노미 향상을 위해서는 신발이 하나의 특성만 만족해서는 안되고, 곡선의 카본 플레이트, 두꺼운 굽 등의 여러 특성이 모여서 발생하는 ‘teeter-totter’ 효과가 더 큰 영향을 주었을것이라고 추측한다(L. A. Healey & W. Hoogkamer, 2021; Nigg et al., 2020). 이 효과는 지면 반발력의 작용점이 곡선의 카본플레이트를 따라 추진기의

마지막 이지 (take-off)시점까지 전방으로 이동하는 것을 말하는데, 이 기전에서 지면 반발력은 발 뒤꿈치에 카본 플레이트와 수직인 반발력을 생성하게 된다. 일체형 곡선의 특성상 주자의 하중 작용점이 앞에서 떨어지는 순간 지렛대처럼 반발력이 추진이 필요한 적합한 시점에, 뒤꿈치라는 적절한 위치에, 수직이라는 적절한 방향으로 작용할 수 있다. Sissler의 연구에서 카본 플레이트의 다양한 곡률에서의 효과를 다리의 동적 유한 요소 모델로 테스트했다(Sissler & Giandolini, 2019). 그 결과 이 모델에서는 적절한 곡률의 카본 플레이트의 경우 결과적으로 지면반발력의 전방 이동과 이에 따른 6% 가량의 퍼포먼스 향상을 보일 수 있음을 예측했다.

III. 연구방법

1. 연구 대상

총 5 명의 연구 참여자는 근신경학적 질병을 겪은 경험이 없으며 발사이즈 260, 270, 280 mm 사이의 건강한 성인 남성이다. 본 연구의 대상은 일반인이지만, 신발에 따른 주법과 운동 역학적 변화를 분석하고자 하므로 각 주법에 대한 이해도가 있는 주자가 필요하여, 준전문수준의 주자를 대상으로 하였으며(Stearne et al., 2014) 이를 선정하는 기준은 최근 3개월 이내에 매주 최소 1회, 5 km 이상 주행 경험이 있어야 하며, 10 km 마라톤 46 분 이내의 공식 기록이 있거나, 혹은 하프마라톤이나 풀마라톤 완주 경험의 여부로 정했다 [표 1]. 발의 형태가 실험 결과에 영향을 주는 요인을 배제하기 위하여 연구 참여자들은 편평족(low-arched foot) 혹은 요족(high-arched foot)이 아닌 정상적인 발의 형태를 지녔는지 구두 설문을 진행하여 선정하였다. 여성이 남성보다 골반이 넓어서 남성의 발보다 더 큰 각도로 땅에 닿는 등의 운동학적 변인 차이가 발생할 것을 고려하여 성별은 남성으로 한정하였다. 나이에 의한 에너지 대사량, 주행 자세의 차이 등을 배제하기 위해 만 20-35 세의 청년층으로 연령층을 제한하였다. 흡연자, 기타 약물 중독자도 연구참여자에서 제외하였다.

표 1. 연구참여자의 특성과 10km, 하프코스, 풀코스에서의 PB

	N	연령	키 [cm]	체중 [kg]	10km-PB [min]	하프-PB [min]	풀-PB [min]
연구 대상	5	22~33	177±6	73±7	44.54±3.56 (n=5)	102.00±8.2 (n=3)	228.75±24.8 (n=2)

mean± standard deviation

PB = personal best

2. 실험 도구

2.1 측정 장비

모든 측정은 서울대학교 스포츠 공학실 실험실 내에 설치된 트레드밀(force-plate instrumented treadmill, Bertec Corporation, Columbus, OH)에서 진행되었다. 트레드밀에 내장된 두개의 지면 반력기(force plate)는 모두 1000 Hz (1000 frame/sec)로 발이 닿을 때의 3축 지면 반력과 모멘트 값을 각각 측정하였다. 실험 수행 시 참여자의 트랙 이탈, 낙상 등에 대비하여 참여자는 하네스 안전장치를 착용하게 하였다. 모든 운동학적(kinematic) 데이터는 12대의 적외선 카메라를 사용하여 200 Hz (200 frame/sec)로 3차원 동작 분석 시스템(Optitrack Prime13, NaturalPoint Inc., Oregon, United States)을 통해 수집되었다. 전신 해부학적 랜드마크 위치에 총 50 개의 광학 마커가 부착되었으며, 이 중 예비 마커를 제외하고 AMS 모델링에 사용되는 plug-in gait 마커 프로토콜을 따라 36 개의 마커가 사용되었다(그림 4, 표 2). 모든 시스템은 Optitrack unified software platform (Motive 2.3.0, NaturalPoint Inc., Oregon, United States)을 이용하여 측정 시에 동기화(synchronization) 되었다.



그림 4. 전신 마커 부착위치 (왼), 발의 마커 부착 위치(오)

: 실험 시 부착된 전체 마커 50개 중 AMS를 통한 전신 모델링에 사용된 최종 마커를 노란색으로 표기하였다.

표 2. 마커 부착 위치

	이름s	부착 위치	설명
몸통 부위	C7	7번째 목뼈(7 th Cervical Vertebrae)	7번째 목뼈의 가시돌기(Spinous Process of the 7 th cervical vertebrae)
	T10	10번째 등뼈(10 th Thoracic Vertebrae)	10번째 등뼈의 가시돌기(Spinous Process of the 10 th thoracic vertebrae)
	CLAV	쇄골(Clavicle)	쇄골이 가슴뼈와 만나는 부분의 패임(Notch where the clavicle meets the sternum)
	STRN	가슴뼈(Sternum)	가슴뼈 끝의 칼돌기(Xiphoid process of the Sternum)
골반 부위	LASI	왼쪽 위앞엉덩뼈가시(Left Anterior Superior Iliac Spine)	왼쪽 위앞엉덩뼈가시(Placed directly over the left anterior superior iliac spine)
	RASI	오른쪽 위앞엉덩	오른쪽 위앞엉덩뼈가시(Placed directly

		뼈 가시(Right Anterior Superior Iliac Spine)	over the right anterior superior iliac spine)
	LPSI	왼쪽 위뒤엉덩뼈 가시(Left Posterior Superior Iliac Spine)	왼쪽 위뒤엉덩뼈가시(Placed directly over the left posterior superior iliac spine)
	RPSI	오른쪽 위뒤엉덩뼈 가시(Right Posterior Superior Iliac Spine)	오른쪽 위뒤엉덩뼈가시(Placed directly over the right anterior superior iliac spine)
하지 부위	LKNE	왼쪽 무릎(Left knee)	왼쪽 넓다리뼈의 가쪽 상관절융기 (Lateral epicondyle of the left femur)
	LTHI	왼쪽 허벅지(Left thigh)	오른쪽 분절보다 조금 낮은 위치의 허벅지 가쪽면(Lower lateral surface of left thigh lower than right side)
	LTIB	왼쪽 정강뼈(Left tibia)	오른쪽 분절보다 조금 낮은 위치의 가쪽 종아리 정강뼈(Lower lateral shank of left tibia lower than right side)
	LANK	왼쪽 발목(Left ankle)	복사뼈 통과 축과 만나는 왼쪽 가쪽 복사뼈(Left lateral malleolus in line with the transmalleolar axis)
	LTOE	왼쪽 전족부(Left toe)	중족부 굴심부위에 해당되는 왼쪽 발의 2번째 발허리뼈 머리(Left 2 nd metatarsal head, mid-foot side of equinus break)
	LMT5	왼쪽 5번째 발허리뼈(Left 5 th metatarsal)	왼쪽 발의 5번째 발허리뼈 머리(Left 5th metatarsal head, mid-foot side of equinus break)
	LHEE	왼쪽 발꿈치(Left heel)	발가락 마커와 같은 높이의 왼쪽 발꿈치뼈(Left calcaneous at the same height as the toe marker)
	RKNE	오른쪽 무릎(Right knee)	오른쪽 넓다리뼈의 외측 상관절융기 (Lateral epicondyle of the right knee)
	RTHI	오른쪽 허벅지 (Right thigh)	왼쪽 분절보다 조금 높은 위치의 허벅지 가쪽면(Lower lateral surface of right thigh higher than left side)
	RTIB	오른쪽 정강뼈 (Right tibia)	왼쪽 분절보다 조금 높은 위치의 가쪽 종아리 정강뼈(Lower lateral shank of left tibia higher than left side)
	RANK	오른쪽 발목(Right ankle)	복사뼈 통과 축과 만나는 오른쪽 가쪽 복사뼈(Right lateral malleolus in line with the transmalleolar axis)
	RTOE	오른쪽 전족부 (Right toe)	중족부 굴심부위에 해당되는 오른쪽 발의 2번째 발허리뼈 머리(Right 2 nd metatarsal head, mid-foot side of equinus break)
	RMT5	오른쪽 5번째 발허리뼈 머리(Right 5 th metatarsal head)	오른쪽 발의 5번째 발허리뼈 머리 (Right 5th metatarsal head, mid-foot side of

		5 th metatarsal)	equinus break)
	RHEE	오른쪽 발꿈치 (Right heel)	발가락 마커와 같은 높이의 오른쪽 발꿈치뼈(Right calcaneous at the same height as the toe marker)
상지 부위	LSHO	왼쪽 어깨(Left shoulder)	왼쪽 견봉쇄골 관절(Left Acromioclavicular joint)
	LELB	왼쪽 팔꿈치(Left elbow)	왼쪽 팔꿈치 축에서 가쪽 위관절융기 (Placed on left lateral epicondyle approximating elbow joint axis)
	LUPA	왼쪽 상완(Left upper arm)	왼쪽 팔꿈치 마커와 어깨 마커 사이 중 오른쪽 상지 분절보다는 높게 부착 (Placed between left elbow and shoulder markers, higher than right side)
	LFRA	왼쪽 전완(Left forearm)	왼쪽 손목 마커와 팔꿈치 마커 사이 중 오른쪽 상지 분절 보다는 낮게 부착(Placed between left wrist and elbow markers, lower than right side)
	LWRA	왼쪽 손목 A(Left Wrist A)	왼쪽 손목의 엄지 방향(Thumb side of left wrist)
	LWRB	왼쪽 손목 B(Left Wrist B)	왼쪽 손목의 소지 방향(Pinkie side of left wrist)
	LFIN	왼쪽 손가락(Left fingers)	왼쪽 손등에서 두번째 손허리 머리의 바로 아래 부위(Dorsum on left hand, just below head of second metacarpa)
	RSHO	오른쪽 어깨(Right shoulder)	오른쪽 견봉쇄골 관절(Right Acromioclavicular joint)
	RELB	오른쪽 팔꿈치 (Right elbow)	오른쪽 팔꿈치 축에서 가쪽 위관절융기(Placed on right lateral epicondyle approximating elbow joint axis)
	RUPA	오른쪽 상완(Right upper arm)	오른쪽 팔꿈치 마커와 어깨 마커 사이 중 왼쪽 상지 분절보다는 낮게 부착 (Placed between right elbow and shoulder markers, lower than left side)
	RFRA	오른쪽 전완(Right forearm)	오른쪽 손목 마커와 팔꿈치 마커 사이 중 왼쪽 상지 분절 보다는 높게 부착 (Placed between right wrist and elbow markers, higher than left side)
	RWRA	오른쪽 손목 A(Right Wrist A)	오른쪽 손목의 엄지 방향(Thumb side of right wrist)
	RWRB	오른쪽 손목 B(Right Wrist B)	오른쪽 손목의 소지 방향(Pinkie side of right wrist)
RFIN	오른쪽 손가락 (Right fingers)	오른쪽 손등에서 두번째 손허리 머리의 바로 아래 부위(Dorsum on right hand, just below head of second metacarpal)	

주행 시 연구 참여자들의 메타볼릭 변인들을 측정하기 위해 웨어러블 메타볼릭 시스템(K5, COSMED inc., USA)이

사용되었으며, 매 신발 조건 측정 사이에 연구 참여자의 대사적 회복 상태를 모니터링 하기 위해 심박계(Garmin inc., USA)를 사용하였다. 매 호흡마다 산소 소모량(VO_2), 이산화탄소 생성량(VCO_2), 분당 환기량(ventilation, VE), 호흡 교환률(RER) 산출을 위한 호흡 가스(expired gas) 정보와 심박수가 기록되었다. 측정에 사용된 모든 장비의 스펙은 아래에 기술하였다[그림 5].



(a) **Optitrack Prime13**
NaturalPoint Inc., USA

Resolution : 1.3 MP
Frame Rate : 240 FPS



(b) **Instrumented treadmill**
Bertec inc., USA

Total walking surface : 1.75 × 1 (m)
Acceleration : 0~ 25 m/s²
Speed range : 0 ~ 24 km/hr.
Inclination range : ± 15 degree (≈ 27%)
Max load range : Fx, Fy- 2,500 N / Fz- 5,000 N



(c) **Heart Rate monitor**
Garmin inc., USA

Diameter : 29.85 (mm)
Height : 9.5 (mm)
Mass : 5g (sensor) + 15.5g (strap)
connectivity : Bluetooth or ANT⁺
Sampling rate 60 Hz



(d) **K5 Wearable metabolic system**
COSMED inc., USA

Size : 174 × 111 × 64 (mm³)
Mass : 800g(including battery)
connectivity : Bluetooth or ANT⁺
Sampling mode: BxB or MIX (selected)

그림 5. 연구에 사용된 측정 장비의 종류 및 스펙

: (a) optical 3D motion capture system, (b) treadmill, (c) heartrate sensor, and (d) indirect calorimetry system

2.2 AnyBody Modeling System (AMS)

본 연구에서는 근골격계를 모델링하기 위한 AMS 소프트웨어(AMS software ver. 7.3.x; AnyBody Technology, Aalborg, Denmark)를 사용하였다. AMS에서 사용자가 해석이 필요할 때 마다 새로운 인체 모델을 만드는 일은 매우 복잡하고 시간이 소요되는 작업이므로 스포츠 상황, 인체 공학적 분석 등 다양한 목적에 따라 활용 가능하도록 인체 모델과 제품이 포함된 AnyBody Managed Model Repository (AMMR) 라이브러리를 제공한다. AMMR 라이브러리(ver. 2.3.2)에 내장된 전신 근골격 모델(Plug-in-gait, Simple, FullBody model) 파일 내 인체 모델을 연구 참여자의 키, 몸무게 정보로 스케일링하고, 2 개의 지면 반력기로 구성된 트레드밀 정보 입력, 주행 속도 설정과 같은 실험 환경에 대한 스크립트 변경 작업을 수행하였다. 그 다음 초기 컴파일을 위해 c3d 궤적 데이터를 AMS 소프트웨어에 투입하였다. 각 데이터는 프로그램 내 운동학, 분절 매개 변수를 식별하는 알고리즘을 통해 라이브러리에 내장된 전신 근골격 모델로 변환하였다(그림 7). 모델은 63 개의 해부학적 분절과 834 개의 근육을 가지고 있으며, 근육 모델은 contractile element (CE), parallel elastic element (PE), serial elastic element (SE)를 포함하는 3-요소 힐 타입(Hill-type) 근육 모델을 사용하였다(Zajac, 1989). AMS에서 각 근육이 출력하는 힘은 아래의 다항 목적함수(polynomial objective function) G가 최적해를 만족하도록 계산되었다. 여기서 목적 함수는 CNS의 근육 동원(muscle recruitment) 전략을 뜻하며 최소한의 근활성도(muscle activity)로 일을 수행하는 것을 목적으로 한다.

$$f^{(M)} = \sum_{i=1}^{n^{(M)}} \left(\frac{f_i^{(M)}}{N_i} \right)^p$$

여기서 p 는 파워 수(power number), $f^{(M)}$ 는 각 근육 힘, $n^{(M)}$ 는 전체 근육의 개수를 뜻한다.

위 식의 제약 조건(constraint condition)은 아래와 같다.

$$Cf = d, \text{ where } f = [f^{(R)}, f^{(M)}]$$

$$0 \leq f_i^{(M)} \leq N_i, \quad i \in \{1, \dots, n^{(M)}\}$$

C 는 근육 힘의 계수 행렬(coefficient matrix), d 는 시뮬레이션 때 발생하는 외력 벡터, $f^{(M)}$ 는 근육 힘, $f^{(R)}$ 는 관절 반발력(joint reaction force), 양수 조건은 근육이 오직 당기는 작용만 가능하다는 것을 의미하고 N_i 는 근육의 최대 출력 힘(strength)을 뜻한다.

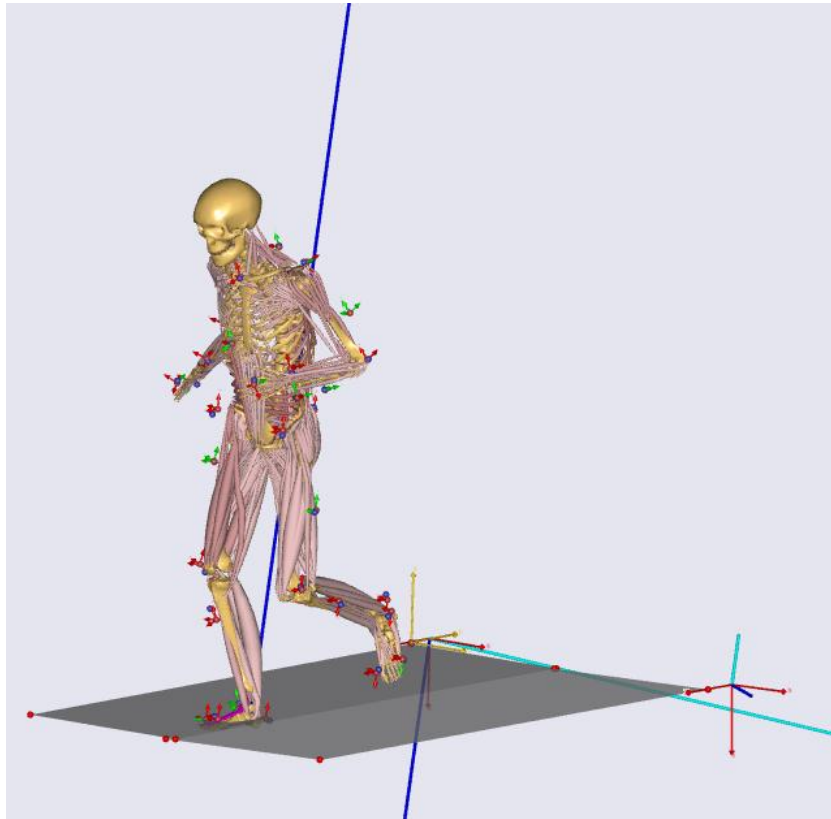


그림 6. AMS 내 역동역학 시뮬레이션 구동 장면

: 인체 모델의 각 관절 및 분절에 위치한 빨간색 공은 모델이 가지고 있는 기본 매개변수(parameter)를 의미하며, 파란색 공은 매개 변수 식별(parameter identification) 최적화를 위해 사용되는 마커의 궤적 정보를 뜻한다. 각 매개변수에는 모두 좌표계 시스템을 나타내는 화살표가 존재하는데, 각 방향으로 최적화 on/off(weight factor = 10/weight factor = 1)에 따라 각각 녹색과 적색 화살표로 구분된다. 피부 아티팩트 등의 이유로 노이즈가 큰 분절 중심부에 위치한 매개변수는 대개 녹색, 뼈에 인접한 관절 부위 랜드마크 매개변수들은 적색이다. 파란색 화살표는 역동역학 분석에 사용되는 지면 반발력을 뜻하며 화살표의 시점은 압력 중심점(Center of pressure, COP)를 뜻한다. 바닥에 위치한 두 판은 본 연구를 위해 투입한 각각 개별적인 지면 반력기를 의미하며 각 판에 위치한 하늘색, 파란색 화살표는 각 반력기에서 측정된 합모멘트와 합력을 의미한다.

2.3 연구에 사용된 신발과 구조적 특성

신발은 각각 특성이 뚜렷하고, 걸창에 돌기가 없는 레이싱화 두 종류와 러닝화 한 종류를 선정하였다. Nike사의 Air zoom alpha-fly next% (AF, 210 g 사이즈 270 기준)와 경량성에 주안점을 둔 대중적 레이싱화 Asics사의 SORTIEMAGIC RP5 (MIN, 160 g 사이즈 270 기준)과 충격 흡수 기능을 강조한 대중적 러닝화 Adidas사의 UltraBoost20 (CON, 310 g 사이즈 270 기준)를 비교하였다 [그림 7]. 실험에서 사용된 신발의 무게는 사이즈 270 기준이며, AF와 MIN이 50 g, CON과 MIN이 150 g 차이가 났다. 또한 오프셋은 AF와 MIN의 경우 각각 4 mm, 5 mm로 비교적 작았고, CON의 경우 10 mm로 상대적으로 높았다.

Nike Air zoom α-fly next%	Asics SORTIEMAGIC RP5	Adidas UltraBoost 20
		
Weight : 210g Offset : 4mm (heel: 39 mm/ forefoot: 35 mm) Midsole : Zoom x foam (TPE), Carbon plate	Weight : 160g Offset : 5mm (heel: 10mm/ forefoot: 10 mm) Midsole : Solyte (custom material, half the weight of EVA)	Weight : 310g Offset : 10mm (heel: 22 mm/ forefoot: 12 mm) Boost midsole : Boost foam (ETPU, encapsulation)
↓	↓	↓
Alphafly Shoes (AF)	Minimal shoes (MIN)	Conventional Running shoes (CON)

그림 7. 실험에 사용된 2종류의 레이싱화(AF, MIN)와 러닝화(CON)

그림 7의 특징 외에도 본 연구에 사용된 신발의 물성에 대한 명확한 정량화를 위해 K2 신발연구소의 도움을 받아 물성 테스트를 진행했다.

중창의 에너지 반환 값을 측정하고자 서보 유압 측정기(KB

System, Bucheon, Korea)를 사용하여 최대 하중 1000 N, 속도 50 mm/min로 신발의 전족부(Toe)와 후족부(Heel)에 수직방향 압축 테스트를 각각 3회씩 진행했다[그림 8, 좌].

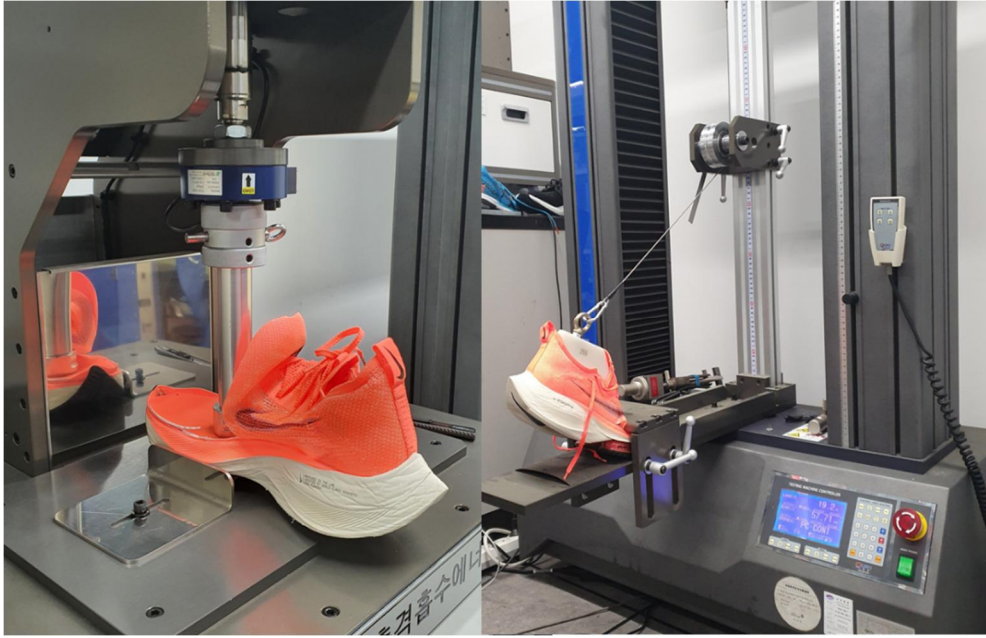


그림 8. 충격 흡수 및 반발 테스트 (좌), 굽힘 강성 테스트 (우)

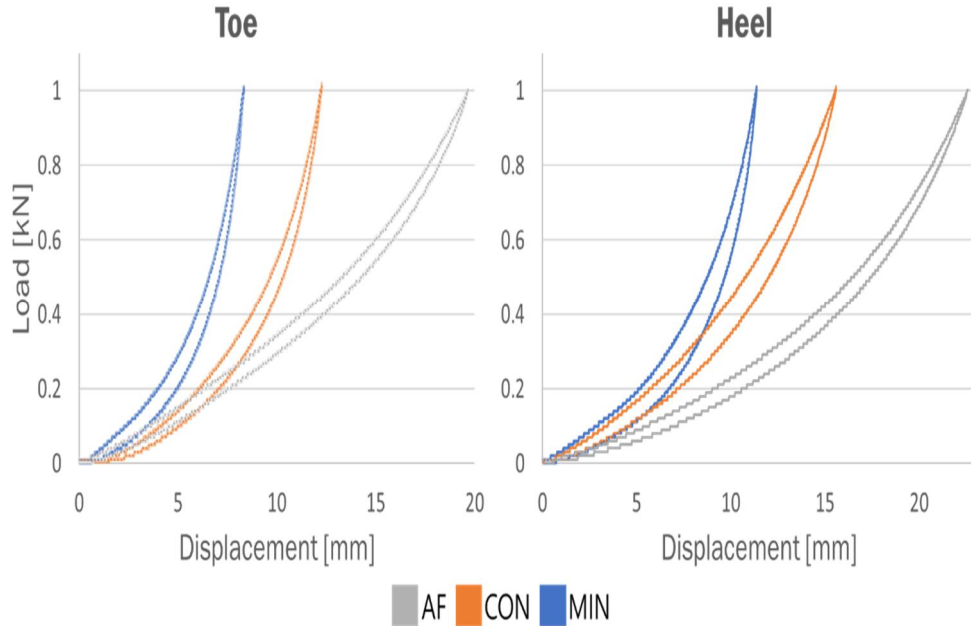


그림 9. 충격 흡수 및 반발 테스트를 전족부(좌)와 후족부(우)에 실행한 결과

전족부의 경우 기기의 actuator가 움직이는 위치에 신발의 갑피(upper)가 있어 갑피 물성의 영향력이 작용하지 않도록 갑피 부분을 제거하고 테스트하였다. 각 신발 조건에서 힘-변형 곡선(force-deformation curve)을 이용하여 부하를 가할 때 증가하는 저장 영역에 해당하는 에너지, 즉 압축 에너지와 부하를 제거하였을 때 감소하는 반환 영역에 해당하는 에너지, 즉 탄성 에너지의 값을 구해서 저장 및 반환 역학적 에너지(mechanical energy)를 계산하여 그 비율로 에너지 반환 값을 구했다[그림 9, 표 3 하단]. 결과적으로 에너지 반환 값은 전족부 기준 AF가 CON, MIN에 비해서 각각 1.08 배, 1.15 배 씩 높았다. LBS의 경우 신발의 굴심 부위인 MTP 관절(metatarsal-phalangeal joint) 부위를 고정시켜두고 microcomputer control scaffold fastener testing machine (ETM series D-type, Ji'nan Euro Test Equipment, Shandong, China)을 사용하여 최대 변위량 100 mm, 속도 50 mm/min으로 후족부를 잡아당겨 최대 강성에

도달할 때 까지 3점 굽힘 테스트를 실시하여 측정하였다[그림 8, 우]. 결과적으로 LBS는 AF가 CON, MIN에 비해 각각 2.20 배, 3.07 배씩 높게 나왔다. 또한 Asker durometer Type C(KOBUNSHI KEIKI CO, Kyoto, Japan)를 사용하여 신발 중창의 경도를 측정한 결과 CON이 Asker C-43으로 가장 부드러웠고, MIN이 Asker C-54로 가장 딱딱했다. 실험에 사용되는 신발의 특징과 물성 테스트를 진행한 결과를 종합하면 아래의 [표 3]과 같다.

표 3. 세 신발의 물성 테스트 결과

	무게(Weight) [g]	굽 두께(Heel thickness) [mm]	오프셋 (Offset) [mm]	중창 소재(midsole material)	경도(Hardness)	굽힘 강성(LBS) [N/mm]
AF	210	39	4	TPE	C45	34.4
CON	310	22	10	ETPU	C43	15.6
MIN	160	10	5	Solyte	C54	11.2

	전족부 압축 에너지(Toe compression energy) [J]	전족부 탄성 에너지(Toe elastic energy) [J]	전족부 에너지 반환(Toe energy return)[%]	후족부 압축 에너지(Toe compression energy) [J]	후족부 탄성 에너지(Toe elastic energy) [J]	후족부 에너지 반환(Heel energy return)[%]
AF	7.57	6.71	88.65	7.68	6.75	87.95
CON	3.52	2.88	81.84	5.71	4.70	82.21
MIN	2.48	1.90	76.92	3.56	2.62	73.72

LBS, Longitudinal bending stiffness
 AF, Nike Zoom Alphafly next%
 CON, Adidas UltraBoost 20
 MIN, Asics SOLTIEMAGIC RP5

3. 실험 절차

아래 도식과 같이 연구 참여자가 한 번의 방문에서 총 3 종류의 신발을 신고 주행하도록 하였다[그림 10]. 기준에 부합하는 연구 참여자를 대상으로 실험실 방문 24 시간 전부터 신체활동, 식단, 수면 등에 특이사항이 없도록 사전에 요청하였다.

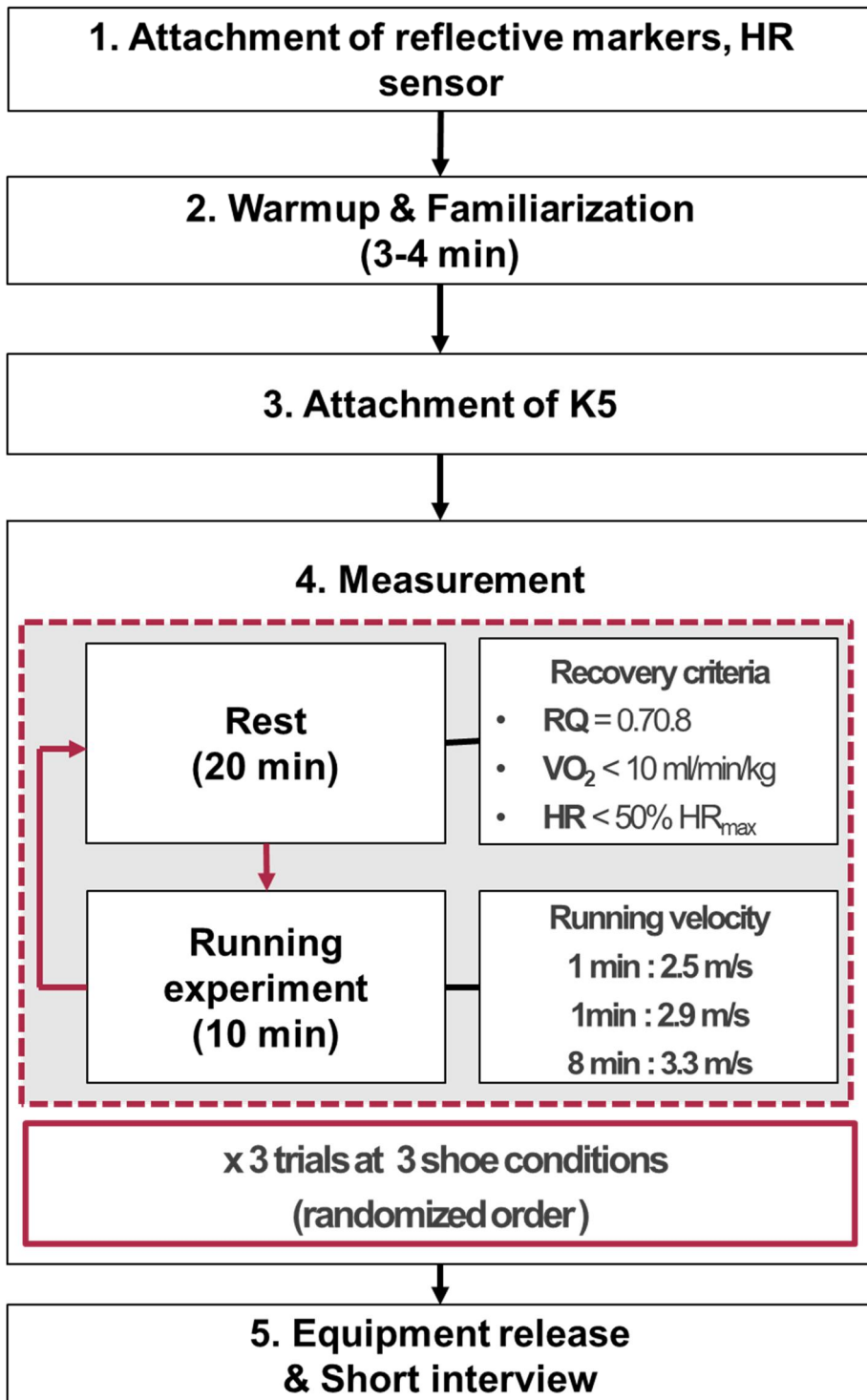


그림 10. 실험 절차 도식

연구참여자들은 전신에 광학 마커를 부착한 후, 가슴에 회복 모니터링을 위한 심박계(Garmin inc., USA)를 부착한 채로 트레드밀 위에서 3-4 분동안 2.5 m/s의 속도로 워업 및 트레드밀과 마커 세팅 적응 시간을 가졌다. 워업 후 연구참여자들은 웨어러블 메타볼릭 시스템과 실험 조건의 신발을 착용한 후 일정 시간 동안 가만히 서 있을 때의(static) 마커 셋 정보를 기록한 후 각 신발조건에서 10 분간의 주행을 실시하였다. 각 피험자별로 세 종류의 신발 조건의 순서는 무작위로 배정하였고, 10 분간의 주행 시간 중 초기 2 분을 신발 적응 시간으로 두어 각 1 분씩 2.5 m/s, 2.9 m/s의 속도로 주행하였고, 나머지 8 분의 시간은 3.3 m/s로 주행하였다. 주자들은 표면 강성에 매우 빠르게 본인의 생체 역학 지표들을 적응시키므로, 각 신발 조건에 적응하기에 충분한 시간을 두었다고 할 수 있다(Ferris et al., 1999). 3.3 m/s의 속도는 모든 연구 참여자가 10 분간의 주행 동안 산소 섭취량 수치가 항정 상태(steady state)에 도달하도록, Haverty et al의 연구에서 측정된 20대의 건강하고 러닝을 즐기는 성인 일반 남성의 환기 역치 이하의 속도를 기준으로 그 이하 수준으로 채택한 것이며 (Haverty et al., 1988) 측정 후 실제 실험 참여자들이 항정 상태에 도달함을 확인하였다(4.3 에너지 대사 변인 참조). 각 신발 조건 사이의 쉬는 시간은 20 분이었고, 착용한 심박계와 웨어러블 메타볼릭 시스템에서 나타나는 대사수치가 회복 기준(recovery criteria)을 만족하여 충분한 회복상태에 도달하였다고 판단될 때 다음 신발 조건 하에서 주행을 수행하도록 하였다[그림 10, recovery criteria].

4. 자료 분석 방법

4.1 실험 데이터 처리

측정된 마커 궤적 데이터는 Motive 2.3.0 소프트웨어를 통해 라벨링을 실시한 후 동기화된 지면반력 데이터와 c3d 확장자 파일로 추출하였다. 분석에 사용된 범위는 메타볼릭 변인을 도출하는데 사용한 후기 2 분간의 항정 상태 구간을 동일하게 사용하였는데, AMS에서 2 분 길이의 데이터 전체를 한꺼번에 분석하기에 소프트웨어 상의 메모리가 부족하고 시뮬레이션 시간이 과도하게 길어지는 점을 고려하여 데이터를 스텝별로 일일이 나누고, 지면 반력 데이터가 올바르게 측정되지 않은 스텝은 분석에서 제외하는 작업을 수행했다.

C3d 형식은 coordinates of 3D points라는 뜻으로, 원 3차원 좌표 값(raw coordinates of 3D points), 지면 반력과 근전도와 같은 원 아날로그 값(raw analog data), 샘플링 속도나 오리진 정보와 같은 단일 측정 정보 등등 모든 동기화된 측정 정보들을 종합적으로 담고 있는 바이너리 형식(binary format)이다. Optitrack사의 Motive와 같은 생체 역학 분야 정보 수집 시스템(acquisition system)은 Motive에서는 tak 확장자를 쓰는 것 처럼 각 소프트웨어 회사마다 다른 확장자를 사용하지만, 수집 시스템에 상관없이 분석에는 범용적으로 투입될 수 있도록 AMS와 같은 분석 소프트웨어는 투입 파일(input data)로 c3d 형식을 대부분 취급한다. 따라서 수집 시스템에서 얻은 측정 정보를 c3d 확장자로 추출한 후 분석 시스템에 투입하게 되는데, 이 과정에서 c3d 데이터를 확인하고 조작하는 방식은 폐쇄적이고 까다롭다(Michaud & Begon, 2021). 예를 들어 Motive 2.3.0 소프트웨어에서는 마커 궤적 데이터의 라벨링 및 필터링 등은 처리할 수 있으나, 동기화되어 c3d 파일 내에 내장된 다른 아날로그 데이터는 수정, 확인이 불가하며, 한번 추출한 c3d 파일은 다시 프로그램 내로 투입할 수 없다. 따라서 수집

시스템과는 별개로 파일을 확인(visualizing)하고 처리(processing)할 수 있는 별도의 패키지가 필요한데, 해당되는 소프트웨어 패키지는 c3d 확장자를 처음 사용하기 시작한 Motion Lab Systems사에서 만든 오픈소스 C3D Server나 C3D Server SDK(software development kit)를 기반으로 하는 툴박스 MTK(biomechanical Tool Kit), GaitExtract Toolbox 등이 있다. 그러나 이는 모두 c3d 파일 내의 마커 궤적 데이터에는 접근이 가능하나 아날로그 데이터들은 VICON사의 수집 시스템에서 동기화되어 추출된 정보만 접근 가능하다. EZC3D는 2019년에 새로 나온 오픈소스로 Optitrack, VICON, Qualisys 등 수집 시스템 종류와 python, MATLAB, C++ 등 사용하는 프로그래밍 언어에 상관없이 c3d 파일 형식에 자유롭게 접근이 가능하도록 해준다 (<https://github.com/pyomeca/ezc3d>). 따라서 본 연구에서는 python에 EZC3D를 투입하여 c3d 파일에 필요한 전처리 작업들을 수행할 수 있었다(Michaud & Begon, 2021).

데이터는 먼저 cut-off frequency 12 Hz의 low-pass 4-order Butterworth 필터를 거쳤다. 각 스텝의 디딤기 구간을 정의하는 착지(touch-down, TD), 이지(take-off, TO) 시점을 식별하기 위해 수직 지면반력(vertical ground reaction force, VGRF) 데이터를 사용하였다. 40 N의 한계점(threshold)을 기준으로 착지와 이지 시점을 식별한 후, 앞뒤 50 ms (200 Hz로 측정된 마커 데이터 기준 10 frames)의 간격을 두고 한 스텝의 데이터 세트를 생성했다(Shih et al., 2013). 지면반력 트레드밀은 두 개의 지면반력기로 나뉘어져 있는데, 주행시 발 간격이 좁은 주자가 많기 때문에 두 지면반력기를 동시에 디디거나 반대쪽 지면반력기를 디디는 등 주행 실험시 지면 반력 데이터를 잘못 수집하는 경우가 빈번하게 발생한다. 따라서 양발의 전족부, 후족부 마커의 위치 데이터를 비교하여 현재 각 지면반력기가 각 방향에 맞는 데이터를 수집하고 있는지 확인하고, 두 지면

반력기에 threshold 이상의 데이터가 동시에 찍히는 경우를 감별하는 알고리즘을 구성하여 올바르게 측정된 스텝수를 2분 구간 내에서 최대한 많이 수집하였으며, 왼쪽보다 많은 스텝수가 확보된 오른쪽 발의 데이터를 분석 대상으로 한정하였다.

전처리가 끝난 각 스텝수의 파일들을 하나씩 AMS 시뮬레이션으로 분석하는데에는 수 시간이 소요되기 때문에, AnyPyTools이라는 toolkit를 python에 투입하여 AnyScript에 Macros, Batch processing을 실행하여 결과 데이터를 수집하였다(Morten Enemark Lund, 2019). 시뮬레이션 결과로 추출된 변인들과 그외 모든 변수들을 MATLAB software (R2020b Update 5.; The MathWorks Inc., Natick, MA, USA)에서 종합하여 분석하였다.

4.2 스트라이크 패턴 측정

스트라이크 패턴을 판별하기 위해 선행연구에서는 여러가지 다른 방법을 이용했다. 그 중 참여자에게 본인의 패턴에 관하여 인터뷰를 하는 방법과 비디오 촬영물을 보고 관찰자가 패턴을 판단하는 방법(Hoogkamer et al., 2018)은 주관적 견해가 들어갈 수 있으며 실시간 추적이 불가능하다. 실시간 추적이 가능한 다른 방법들로는 발 착지 시의 압력분포 위치를 보는 방법(Cavanagh & Lafortune, 1980), 뒤꿈치와 발 앞 중 먼저 닿는 부분을 가속도 피크의 발생 시점으로 보는 방법(Giandolini et al., 2014), 시상면(sagittal plane)에서의 지면과 발의 각도를 보는 방법(Allison R. Altman & Irene S. Davis, 2012) 등이 있다. 압력 분포의 경우 지면에 단단하게 앵커링 된 지면 반력기가 아닌 지면 반력 트레드밀에서는 큰 노이즈가 발생하여 착지 시의 압력 중심점 위치 계산이 다소 부정확한 경우가 있었고(Allison R. Altman & Irene S. Davis, 2012), 가속도 피크의 경우 정밀한 움직임을 다루기에는 마커 데이터의 피부 아티팩트가 존재하며 가속도 값 도출이 가능한

광학 마커 데이터의 샘플링 속도가 다소 낮아서(200 Hz) 순간적인 피크값을 감지하는데에 무리가 있었다. 따라서 측정된 마커 정보를 가지고 착지 시의 발과 지면 사이의 각도를 구하는 방법(Allison R. Altman & Irene S. Davis, 2012)을 채택하였다. 굽 높이 등의 신발 구조가 각도에 주는 영향을 최대한 배제하고 신발 별 발의 굽힘 정도를 비교하기 위하여 발의 스트라이크 각(Foot Strike Angle, FSA)은 오른쪽 전족부(RTOE), 후족부(RHEE) 마커 궤적 데이터들로 주행시에 실시간 착지 시 각도를 구한 값에서 매 신발 조건마다 주행 전 측정된 static 데이터에서의 standing 각도 평균값을 뺀 것으로 계산하였다[그림 11].

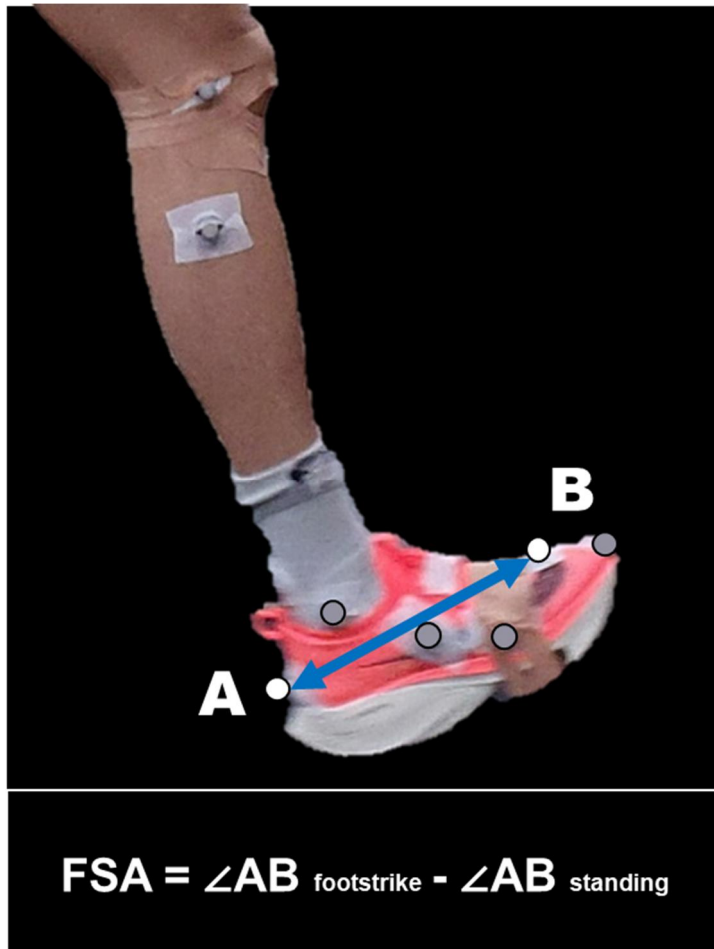


그림 11. 발과 지면사이의 각도를 도출하는 방법

4.3 에너지 대사 변인

분당 산소 소비량은 에너지 대사 소모량을 대표하는 주요 변수이다. COSMED K5의 BxB 모드(breath by breath mode)를 사용하여 VO₂, VCO₂, RER, 에너지 소모량(energy expenditure) 변인을 추출하였고, 10 분 간의 주행시간에서 마지막 2 분간의 데이터가 항정상태(steady state)에 도달하였는지 판단한 후 호흡가스 데이터의 평균값을 사용하였다. 이 때 항정상태는 분당 산소 소비량의 마지막 1분 동안의 평균값이 그 이전 1분 동안의 평균값과 100 ml/min 이하의 차이를 보이는 상태로 정의하였다(Kipp et al., 2018). 모든 메타볼릭 변인은 데이터의 동적인 변화는 유지하면서 노이즈를 적절하게 제거하기 위하여 Robergs et al, 의 논문에서 높은 타당성을 인정 받은 15 window size의 moving average 필터링을 실시하여 분석에 사용하였다(Robergs et al., 2010).

5. 통계 분석

각 신발 조건에 따른 주자의 생체 역학적인 변인들의 특징을 찾기 위하여 지면과 발의 착지 각도, 하지 관절의 착지 및 디딤시의 각도, 반발력, 모멘트, 근육이 내는 힘과 메타볼릭 변인을 비교하고자 one-way repeated ANOVA를 실시하였고, 사후분석 (post-hoc)은 Bonferroni 방법을 사용하였다. 모든 통계 분석에 대해 유의 수준은 $\alpha = 0.05$ 로 설정하였으며, 분석에는 SPSS Statistics 26.0.0 software(SPSS Inc., Chicago, IL, USA)를 이용했다.

IV. 연구결과

세가지의 신발 조건에서 주자의 퍼포먼스와 관계된 에너지 대사 변인은 몸무게로 정규화된 산소 섭취량 및 이를 기반으로 계산된 에너지 소모량을 통해 분석하였다. 주행 패턴의 차이는 착지 시의 신발과 지면사이의 각도(FSA)와 착지, 이지 시의 엉덩이, 무릎, 발목의 3 축 각도, 세 하지 관절의 착지부터 이지까지 각도의 최대값과 최소값의 차이로 도출한 움직임 범위를 통해 분석하였다. 세 하지 관절에 가해지는 정규화 된 반발력과 반발 모멘트에 대해서는 각 스텝 안에서의 극대값 혹은 극소값의 평균을 실험 참여자 별로 비교하였다. 근육이 내는 힘에 대해서도 스텝 안에서의 극대값 혹은 극소값의 평균을 실험 참여자 별로 비교하였다. 이에 대한 결과들은 다음과 같다.

1. 에너지 대사 변인

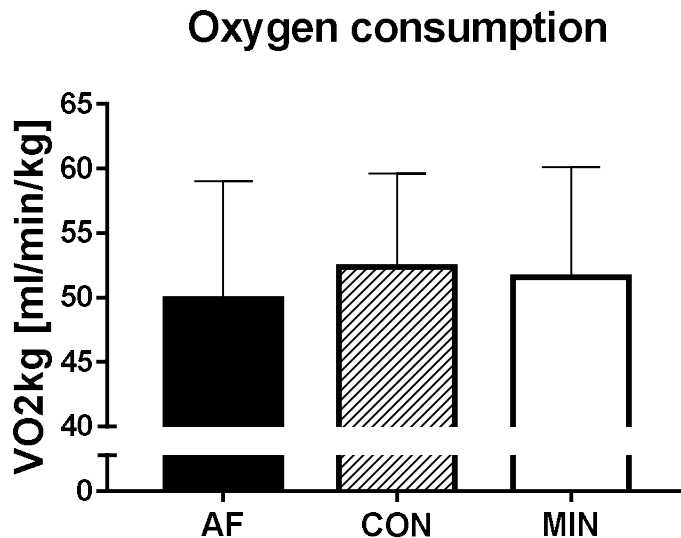


그림 12. 산소 섭취량의 평균(±표준 오차)

표 4. 신발 조건에 따른 메타볼릭 테스트 결과

	분당 산소 섭취량(oxygen consumption) [mLO ₂ /min/kg]	에너지 소모량(energy expenditure) [kcal/min]	호흡 교환률 (respiratory exchange ratio)
AF	49.64±4.07	18.11±1.17	0.89 ± 0.04
CON	51.95±3.31	18.95±0.66	0.91 ± 0.04
MIN	50.88±3.91	18.81±1.12	0.91 ± 0.03

Mean ± SE

AF, Nike Zoom Alphafly next%

CON, Adidas UltraBoost 20

MIN, Asics SOLTIEMAGIC RP5

주행 시 세 신발 조건에서 분당 산소 섭취량, 에너지 소모량은 평균적으로 AF가 CON, MIN에 비해 낮은 값을 보였지만 어느 조건 사이의 차이도 통계적으로 유의하지 않았다[그림 12, 표 4].

2. 주행 패턴

착지시의 지면과의 각도(FSA)는 클수록 발 뒤꿈치로 착지하는 RFS 패턴을 뜻하며, 작을수록 발 볼로 착지하는 FFS 패턴을 뜻하는데, 분석 결과 각 신발 조건에 따라서 착지 패턴의 유의한 차이가 존재했으며(p<0.01) 사후분석 결과 특히 CON 조건에서 모든 실험 참여자가 통계적으로 유의하게 가장 큰 각도를 보이는 것을 알 수 있었다[그림 13, 14].

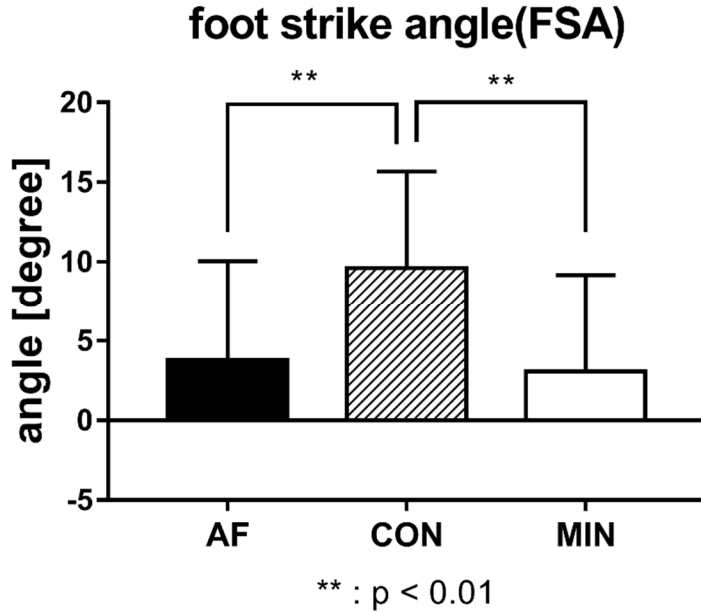


그림 13. 발의 스트라이크 각(FSA)의 전체 평균(±표준 오차)

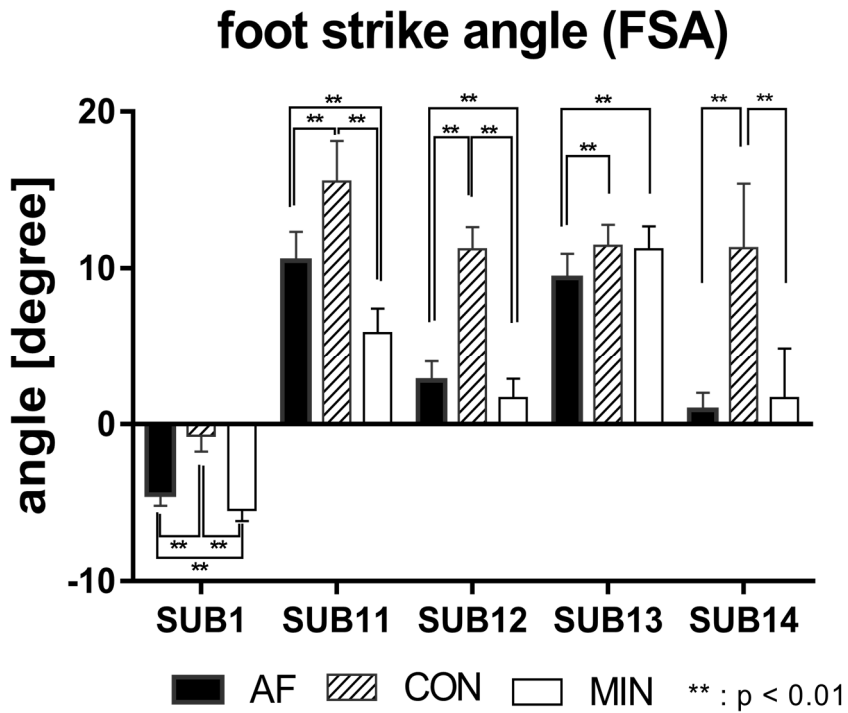


그림 14. 실험 참여자 별 FSA의 평균(±표준 오차)

신발에 따른 착지 시 하지 관절의 각도는 그림 15와 같다. 세 관절에서 모두 신발 조건에 따라 통계적으로 유의한 차이가 보였고, 사후분석 결과 CON 조건에서 발목 관절의 굽힘(ankle dorsi/plantar flexion)과 목말밑관절의 외변(subtalar eversion)각도가 모두 다른 조건에 비해 유의한 차이를 보였는데 이는 스트라이크 패턴이 CON 조건에서 유의하게 큰 각도를 보인 것과 일관된 결과이다. MIN 조건에서도 모든 세 관절의 각도가 다른 조건에 비해 통계적으로 유의한 차이를 보였다.

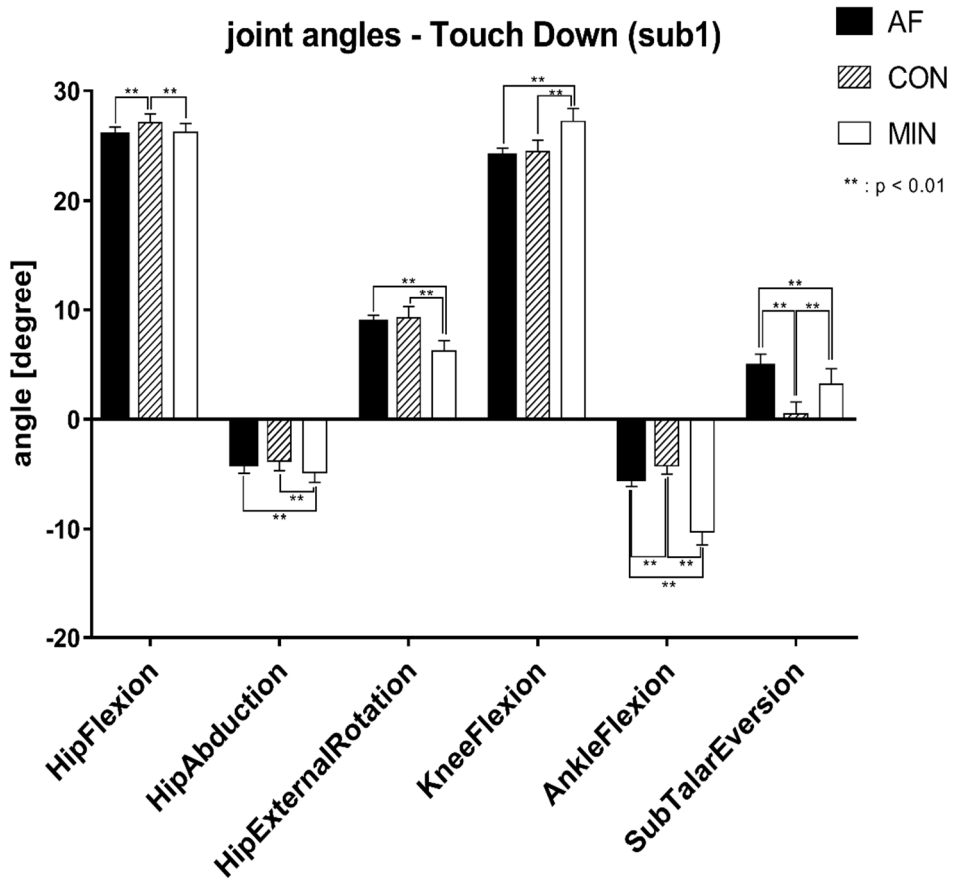


그림 15. 착지 시 하지 관절 각도

신발에 따른 이지 시 하지 관절의 각도는 그림 16과 같다. 신발 조건에 따라 통계적으로 유의한 차이가 보였고, 사후분석 결과 MIN 조건에서 통계적으로 유의하게 가장 큰 무릎 굽힘(knee flexion)과 가장 작은 발목 굽힘(ankle flexion) 각도가 나타났다. AF 조건에서는 통계적으로 유의하게 큰 엉덩 관절 외회전(hip external rotation) 각도와 목말밑관절 외번(subtalar eversion) 각도가 관찰되었다. CON 조건에서는 통계적으로 유의하게 큰 엉덩이 외전(hip abduction) 각도가 보였다.

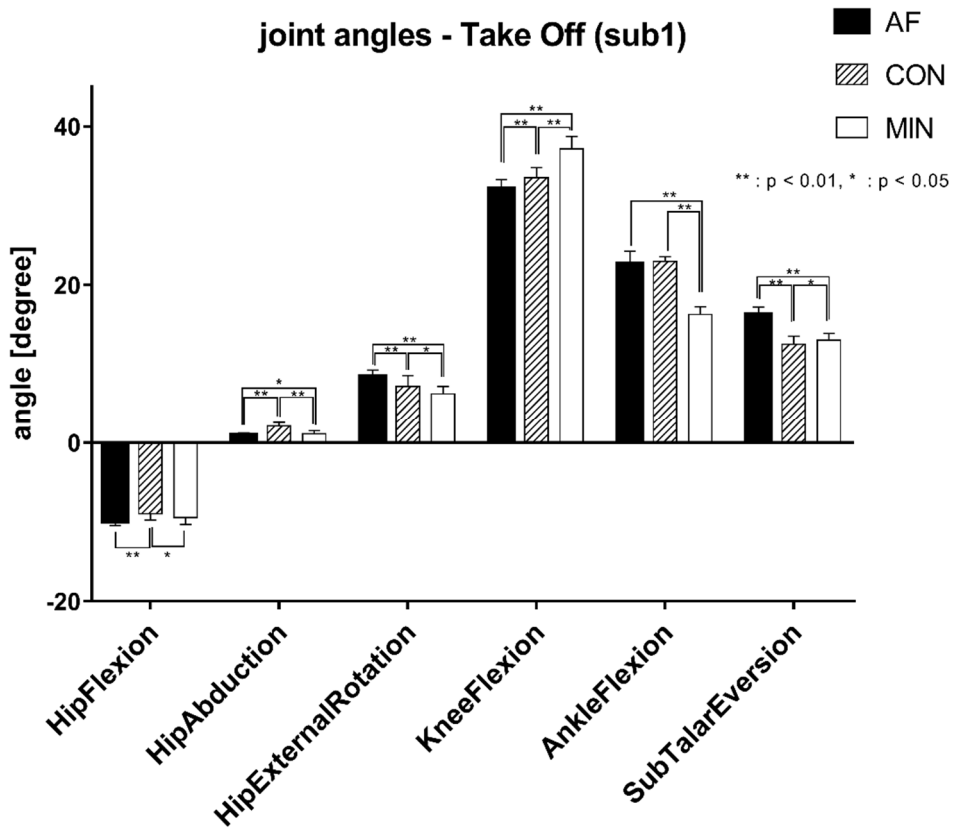


그림 16. 이지 시 하지 관절 각도

신발 조건이 착지부터 이리까지 디딤기 구간 동안의 각도 범위에 미치는 영향은 그림 17과 같다. 세 관절에서 각 신발 조건에 대해 엉덩 관절 굽힘(hip flexion) 움직임과 발목밑관절의 외번 움직임은 통계적으로 유의한 차이를 보이지 않았고, 나머지 관절의 움직임은 모두 각 신발 조건에 대해 통계적으로 유의한 차이를 보였다. 사후 분석 결과 전체 디딤기 구간 동안 MIN 조건에서는 통계적으로 유의하게 큰 무릎 굽힘 움직임, 발바닥 굽힘 움직임, 엉덩이 외번 움직임이 보였다.

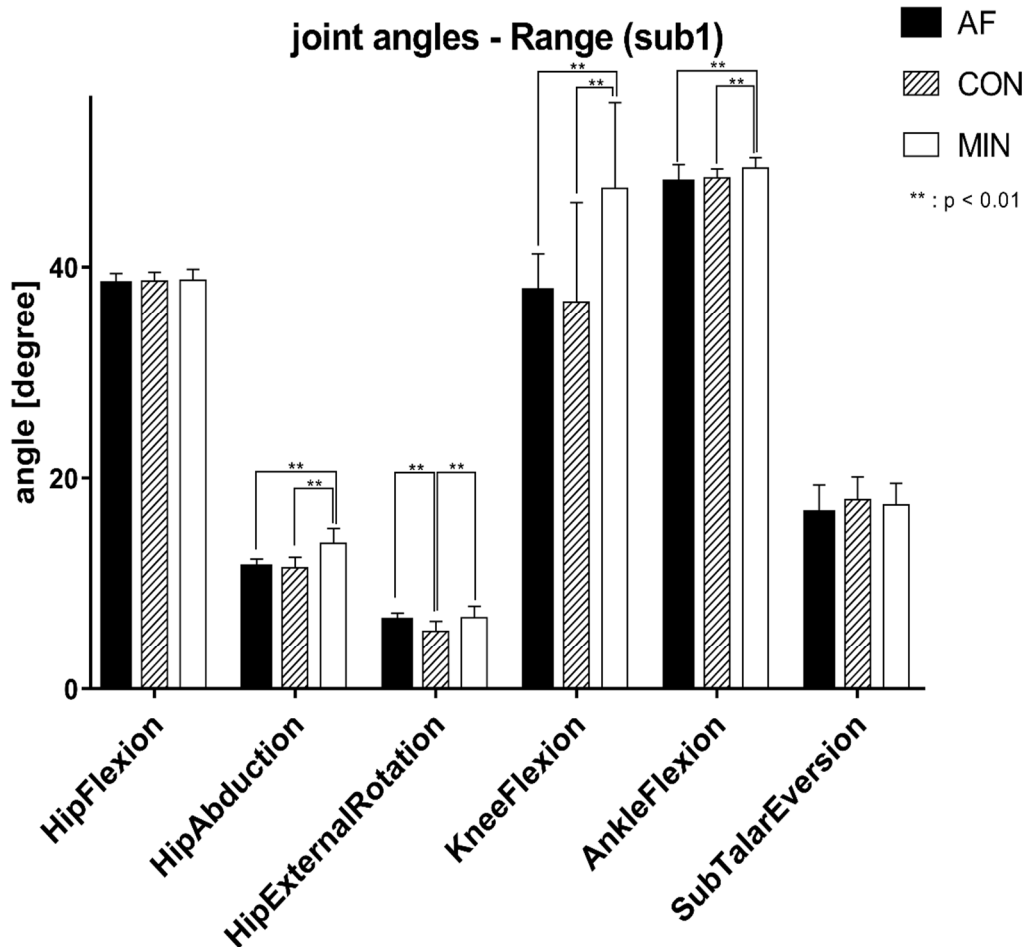


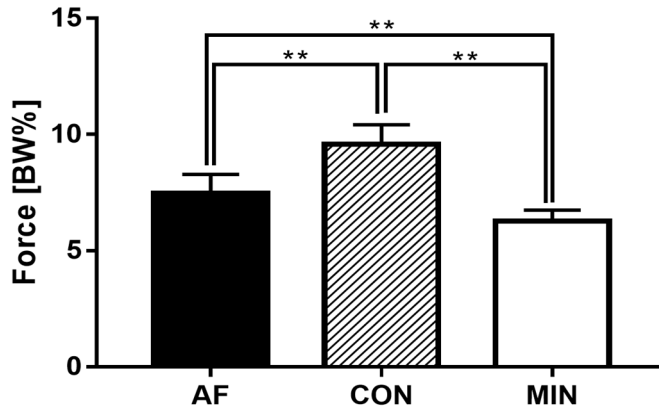
그림 17. 디딤기 전체 구간 동안의 하지 관절의 각도 변화

3. 관절에 가해지는 반발력, 반발모멘트

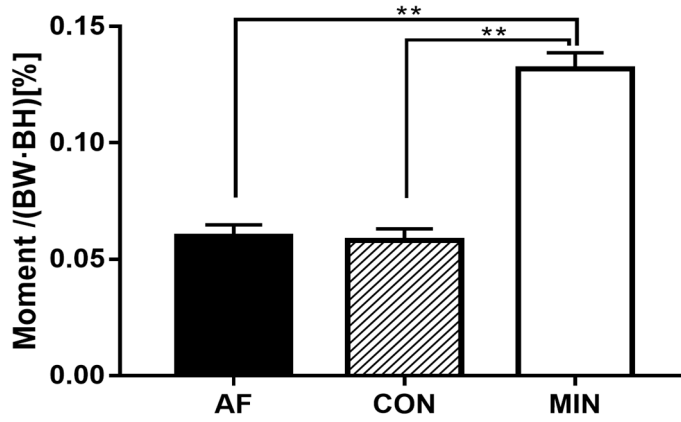
3.1 시상면 (sagittal plane)

시상면에서 앞-뒤(anterior-posterior, AP)방향으로 관절에 가해지는 반발력과 모멘트 값을 비교해볼 때, 발목 관절에서의 값을 비교한 결과는 그림 18과 같다. 발목 굽힘 모멘트의 양상(profile)은 디딤기 초기에는 음의 값을 가지다가, 디딤기 후기 이지 전에는 양의 값을 가지므로 두 구간에서의 각각 극소값, 극대값을 모두 구하여 비교하였다. 각 극값은 세 신발 조건에서 통계적으로 유의한 차이를 보였으며 사후 분석 결과 CON 조건에서 통계적으로 유의하게 가장 큰 반발력과 디딤기 초기의 모멘트 절대값을 가졌다. 또한 디딤기 후기의 양의 모멘트는 MIN 조건에서 통계적으로 유의하게 가장 큰 값을 가졌다.

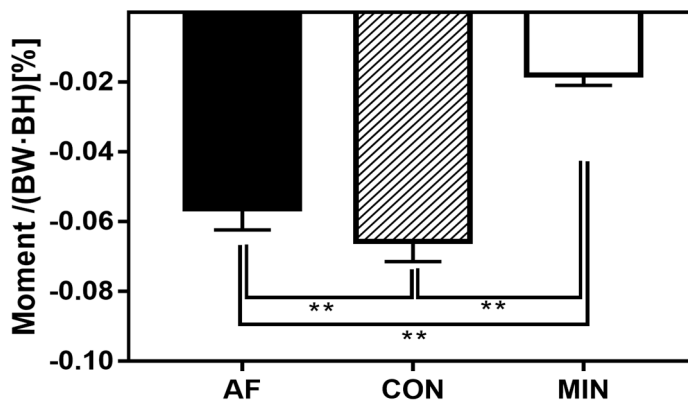
Ankle Joint Reaction Force_AP



Ankle flexion moment (pos)



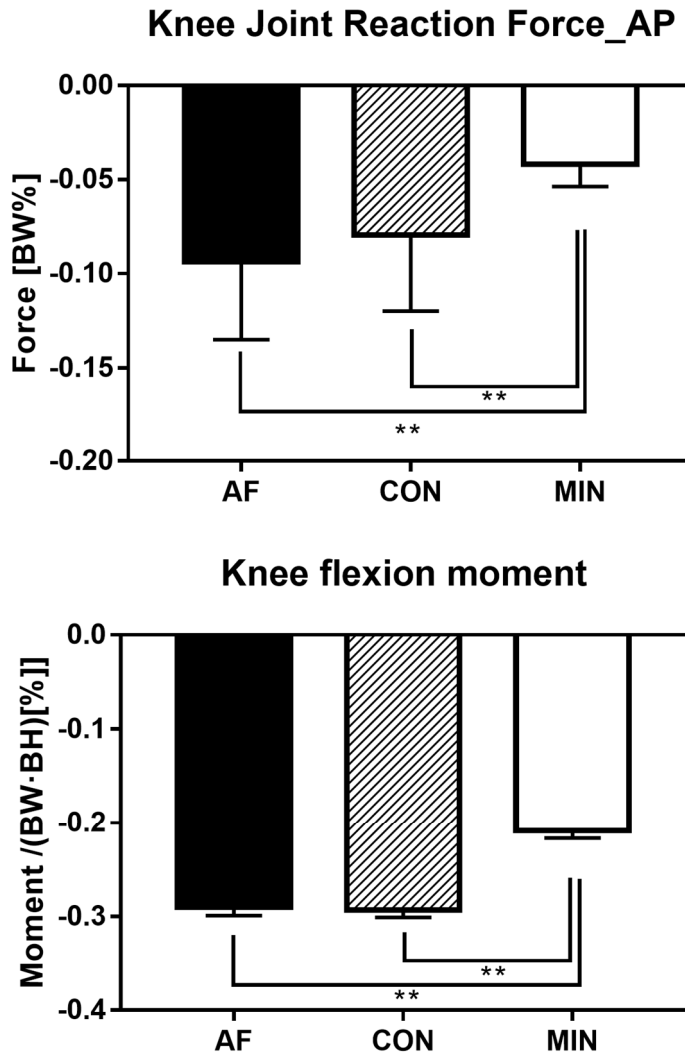
Ankle flexion moment (neg)



** : $p < 0.01$

그림 18. 시상면에서 발목 관절에 가해지는 반발력과 반발모멘트 극값

무릎 관절에서의 반발력과 반발모멘트 값을 신발 조건에 따라 비교한 결과는 그림 19 와 같다. 세 신발 조건에서 통계적으로 유의한 차이가 보였으며 사후 분석 결과 AF 조건에서 통계적으로 유의하게 가장 큰 반발력 절대값과 모멘트 절대값이 나타났고 MIN 조건에서 가장 작은 반발력 절대값과 모멘트 절대값이 나타났다.

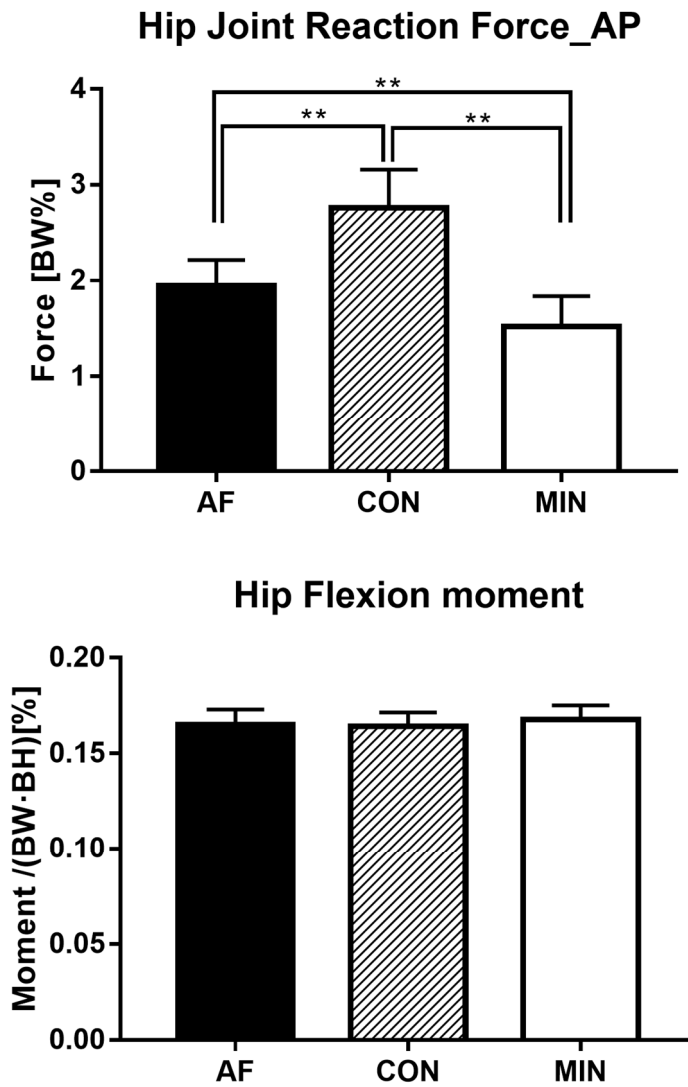


** : p < 0.01

그림 19. 시상면에서 무릎관절에 가해지는 반발력과 반발모멘트 극값

엉덩이 관절에서의 굽힘에 대한 반발력과 반발 모멘트를 비교한 결과는 그림 20 과 같다. 반발력은 세 신발 조건에서 통계적으로 유의한 차이를 보였으나 모멘트는 유의한 차이를 보이지 않았다. 반발력은 사후 분석 결과 CON 조건에서 통계적으로 유의하게 가장 큰 값을 가졌고, MIN 조건에서

가장 작은 값을 가졌다.



** : $p < 0.01$

그림 20. 시상면에서 엉덩 관절에 가해지는 반발력과 반발모멘트 극값

3.2 관상면 (frontal plane)

관상면에서 양 옆(medial-lateral, ML)방향으로 발목 관절에 가해지는 반발력과 모멘트를 신발 조건에 따라 비교한 결과는 그림 21 과 같다. 신발 조건에 따라 통계적으로 유의한 차이가 보였으며 사후 분석 결과 MIN 조건에서 통계적으로 유의하게 가장 큰 반발력과 모멘트가 나타났다.

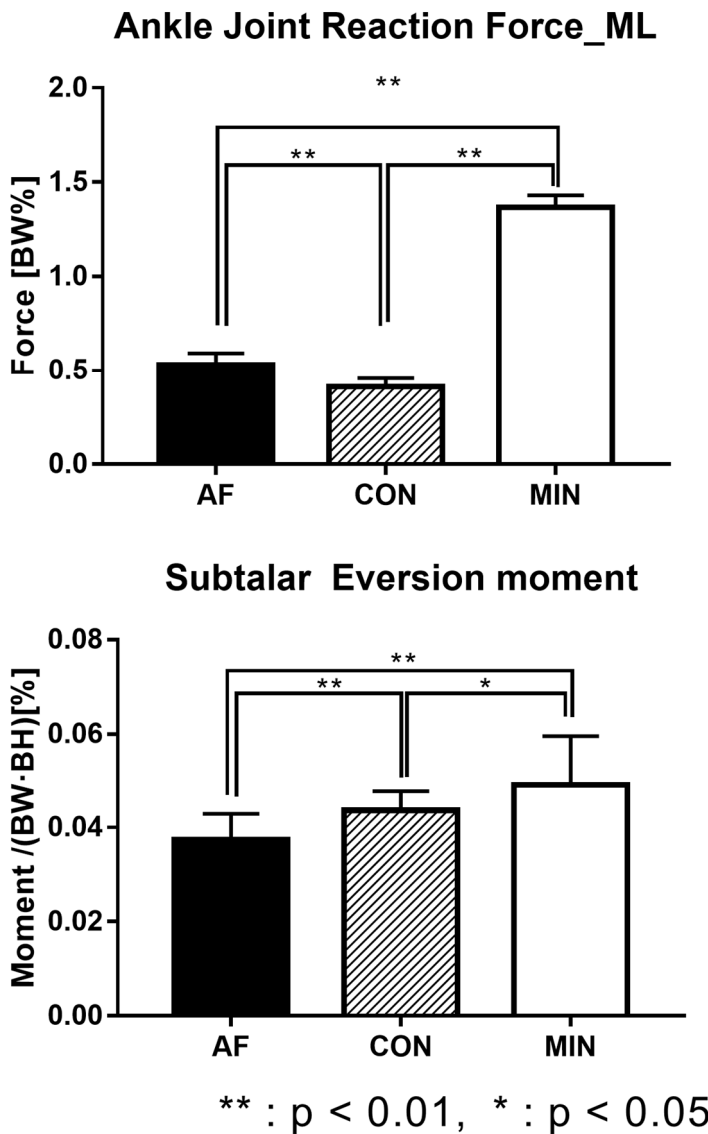


그림 21. 관상면에서 발목 관절에 가해지는 반발력과 목말밑 관절에 가해지는

반발모멘트 극값

무릎에 가해지는 반발력과 모멘트 값을 비교한 결과는 그림 22 과 같다. 신발 조건에 따라 통계적으로 유의한 차이가 보였으며 사후 분석 결과 MIN 조건에서 통계적으로 유의하게 가장 작은 반발력과 모멘트 값이 나타났다.

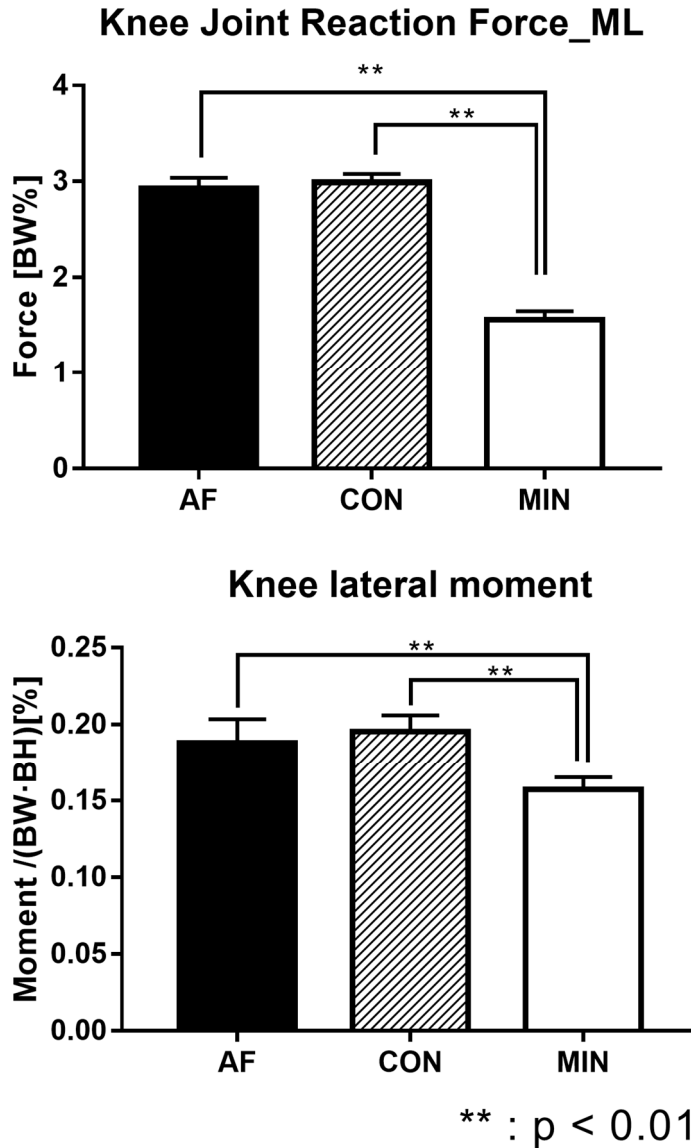


그림 22. 관상면에서 무릎 관절에 가해지는 반발력과 반발모멘트 극값

엉덩이 관절에서의 반발력과 모멘트값을 비교한 결과는 그림 23 와 같다. 신발 조건에 따라 통계적으로 유의한 차이가 보였으며 사후 분석 결과 CON 조건에서 통계적으로 유의하게 가장 큰 반발력 절대값과 모멘트 값이, MIN 조건에서 가장 작은 반발력 절대값과 모멘트 값이 나타났다.

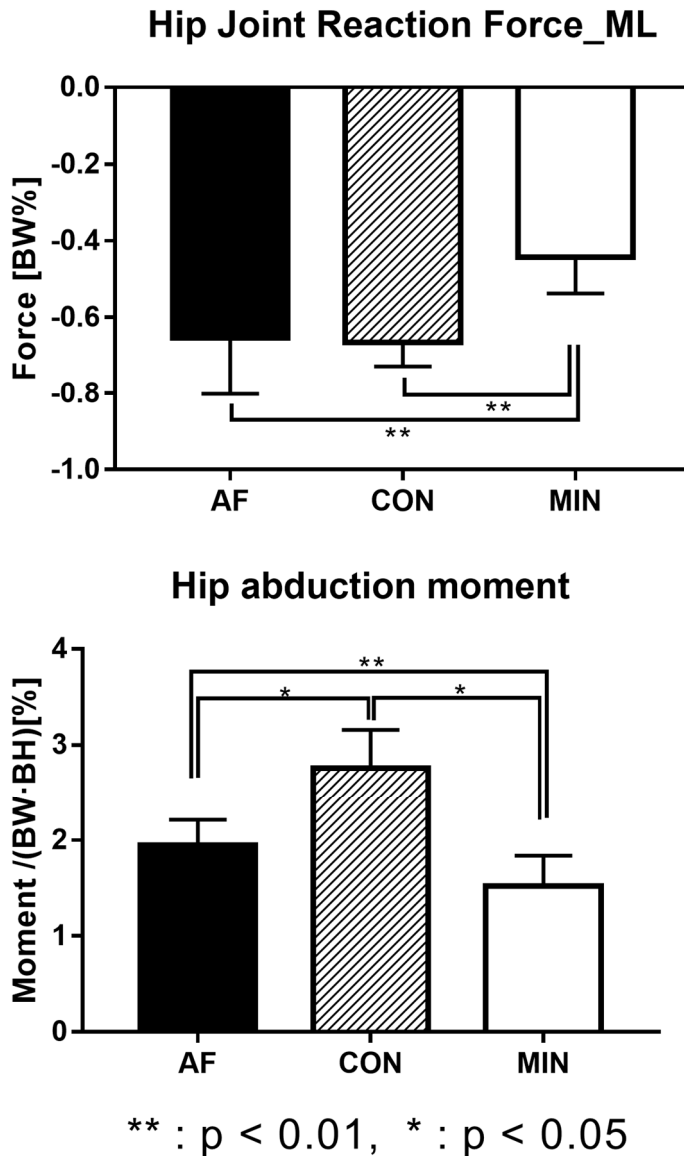
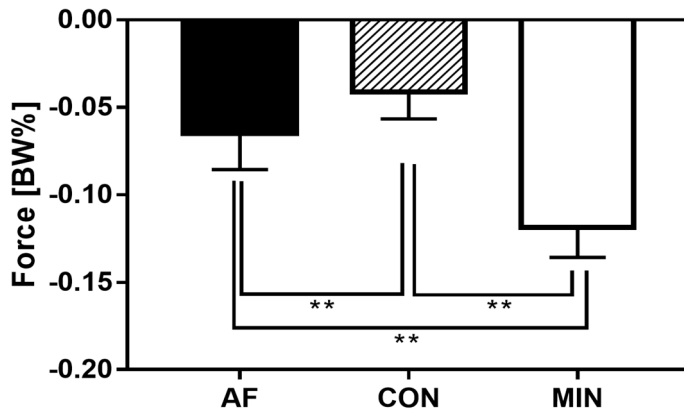


그림 23. 관상면에서 엉덩이 관절에 가해지는 반발력과 반발모멘트 극값

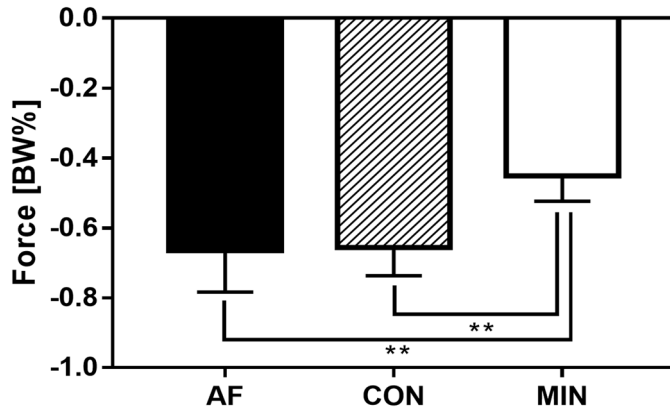
3.3 수평면(horizontal plane)

수평면에서 근위-원위(proximal-distal, PD)방향으로 관절에 가해지는 반발력은 각 관절의 수직 방향 압축력(compressive force)을 뜻한다. 발목, 무릎, 엉덩관절에서의 압축력을 비교한 결과는 그림 24 와 같다. 발목 관절에서의 각 극값은 세 신발 조건에서 통계적으로 유의한 차이를 보였으며 사후 분석 결과 MIN 조건에서 통계적으로 유의하게 가장 큰 압축력 절대값을 가졌다. 무릎 관절에서의 각 극값은 세 신발 조건에서 통계적으로 유의한 차이를 보였으며 사후 분석 결과 MIN 조건에서 통계적으로 유의하게 가장 작은 압축력 절대값을 가졌다. 엉덩관절에서의 각 극값은 세 신발 조건에서 통계적으로 유의한 차이를 보이지 않았다.

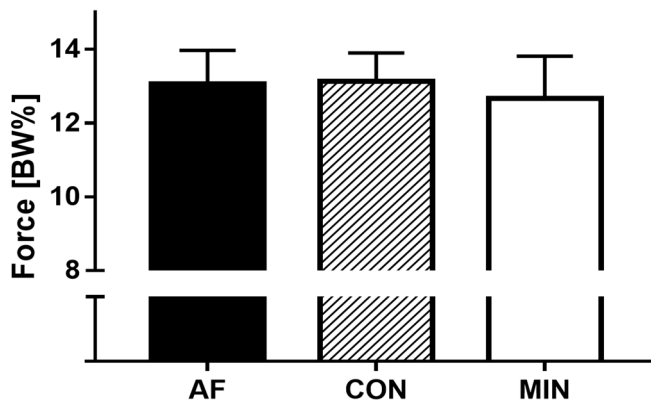
Ankle Joint Reaction Force_PD



Knee Joint Reaction Force_PD



Hip Joint Reaction Force_PD



** : $p < 0.01$

그림 24.수평면에서 발목, 무릎, 엉덩 관절에 가해지는 반발력 극값

3.4 회전축 (rotation axis)

각 관절의 축 방향 회전 모멘트를 비교해볼 때, 발목 관절에서의 모멘트값을 비교한 결과는 그림 25 과 같다. 발목 회전 모멘트의 양상(profile)은 디딤기 초기에는 음의 값을 가지다가, 디딤기 후기 이지 전까지는 양의 값을 가지므로 두 구간에서 각각 극소값, 극대값을 모두 구하여 비교하였다. 신발 조건에 따라 극값은 통계적으로 유의한 차이를 보였으며 사후 분석 결과 CON 조건에서 통계적으로 유의하게 가장 큰 디딤기 초기의 모멘트 절대값이, MIN 조건에서 가장 작은 모멘트 절대값이 나타났다. 또한 디딤기 후기의 양의 모멘트는 AF 조건에서 통계적으로 유의하게 가장 큰 값을, MIN 조건에서 가장 작은 값을 보였다.

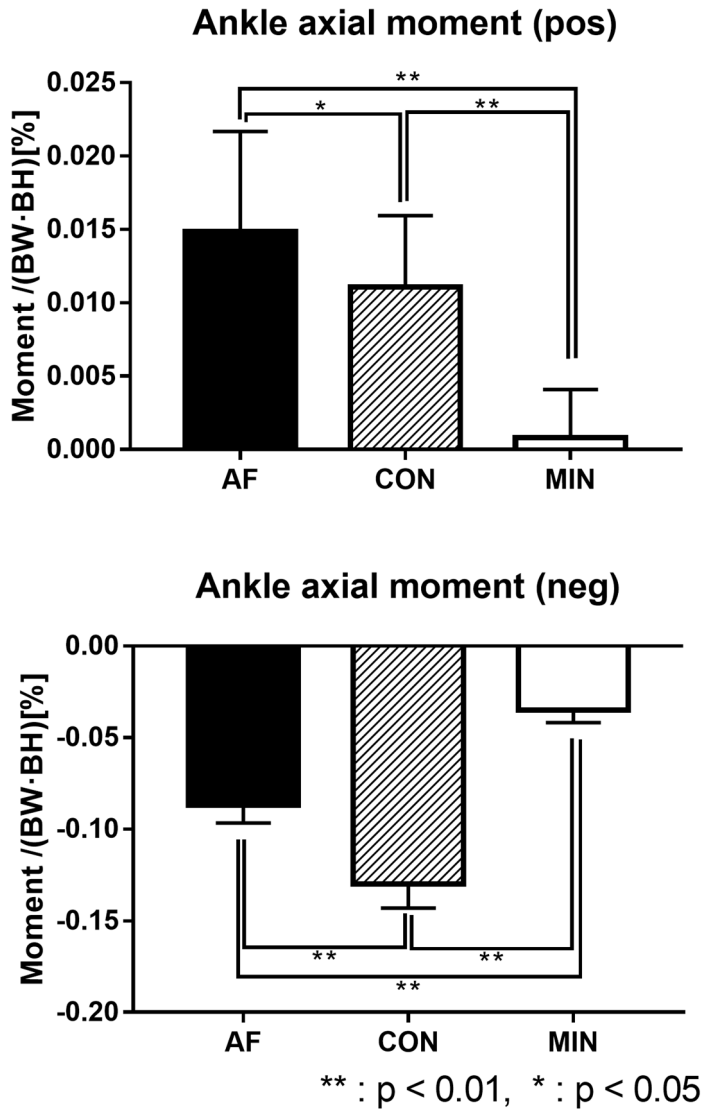


그림 25. 발목 관절 축 움직임에 대한 반발모멘트 극값

아킬레스 건은 축 방향의 움직임으로 인해 큰 부하를 받을 수 있는데 이를 비교해 본 결과는 그림 26 과 같다. 신발 조건에 따라 통계적으로 유의한 차이가 보였고, 사후 분석 결과 MIN 조건에서 통계적으로 유의하게 2 배 이상의 큰 값이 나타났다.

Achilles tendon subtalar eversion force

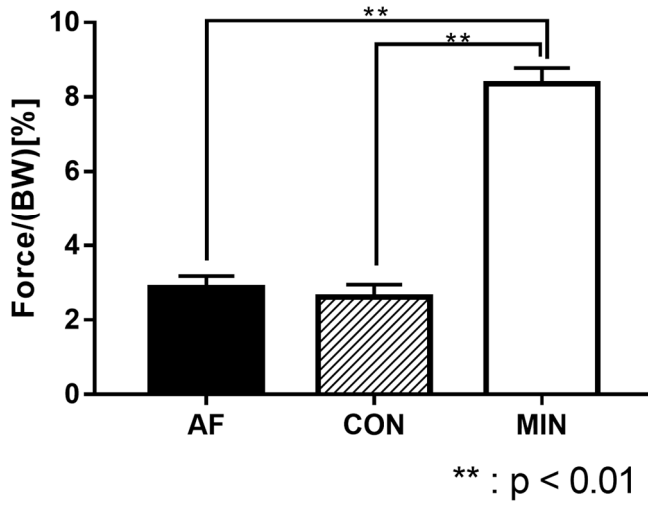


그림 26. 아킬레스 건에 회전력에 의해 가해지는 변짐 반발력

무릎 관절에서의 모멘트값을 비교한 결과는 그림 27 과 같다. 신발 조건에 따라 통계적으로 유의한 차이가 보였고 사후 분석 결과 AF 조건이 CON 조건 보다 통계적으로 유의하게 큰 값을 나타냈다.

Knee axial moment

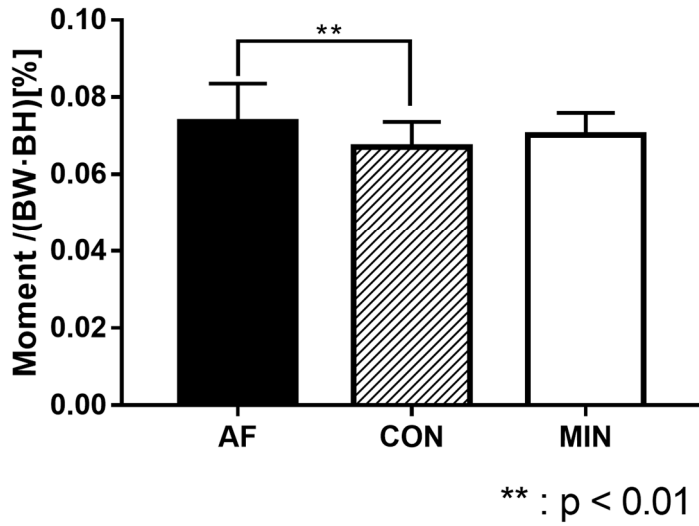


그림 27. 무릎 관절 축 움직임에 대한 반발모멘트 극값

엉덩이 관절에서의 모멘트값을 비교한 결과는 그림 28 과 같다. 신발 조건에 따라 통계적으로 유의한 차이를 보였고 사후 분석 결과 AF 조건이 통계적으로 유의하게 가장 큰 모멘트 값을, MIN 조건이 가장 작은 모멘트 값을 보였다.

Hip External Rotation moment

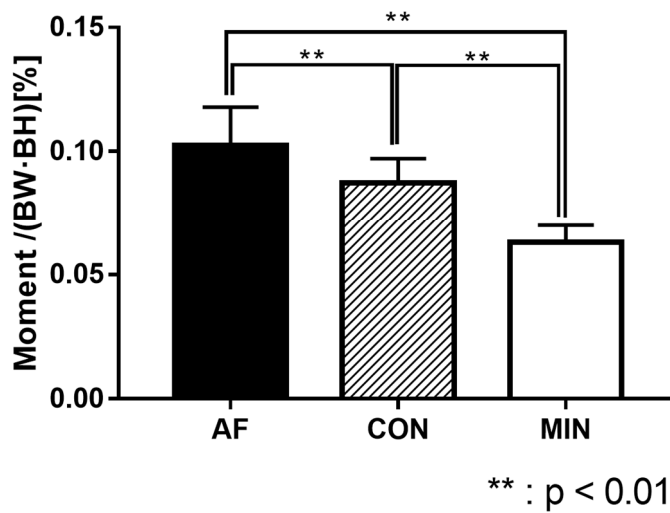


그림 28. 엉덩이 관절 외회전에 대한 반발모멘트 극값

4. 근육이 내는 힘

AMS의 인체 모델링을 통해 계산한 근육의 출력 힘들 중 주행 출력 및 안정화 등에 동원되는 허벅지와 종아리 전, 후면 근육들의 값을 채택하고 체중으로 나누어 표준화한 값을 비교하였다.

4.1 종아리 근육

종아리의 4개 주요 근육(전경골근, 장비골근, 비복근, 가자미근) 힘의 최대값을 비교한 결과는 그림 29과 같다. 각 근육 출력 힘이 신발 조건에 따라 유의한 차이를 보였으며, 사후 분석을 실시한 결과 종아리 전면근(전경골근, 장비골근)의 경우 CON 조건에서 통계적으로 유의하게 가장 큰 절대값을 보였고, 종아리 후면근(비복근, 가자미근)의 경우 MIN 조건에서 통계적으로 유의하게 가장 큰 절대값을 보였다.

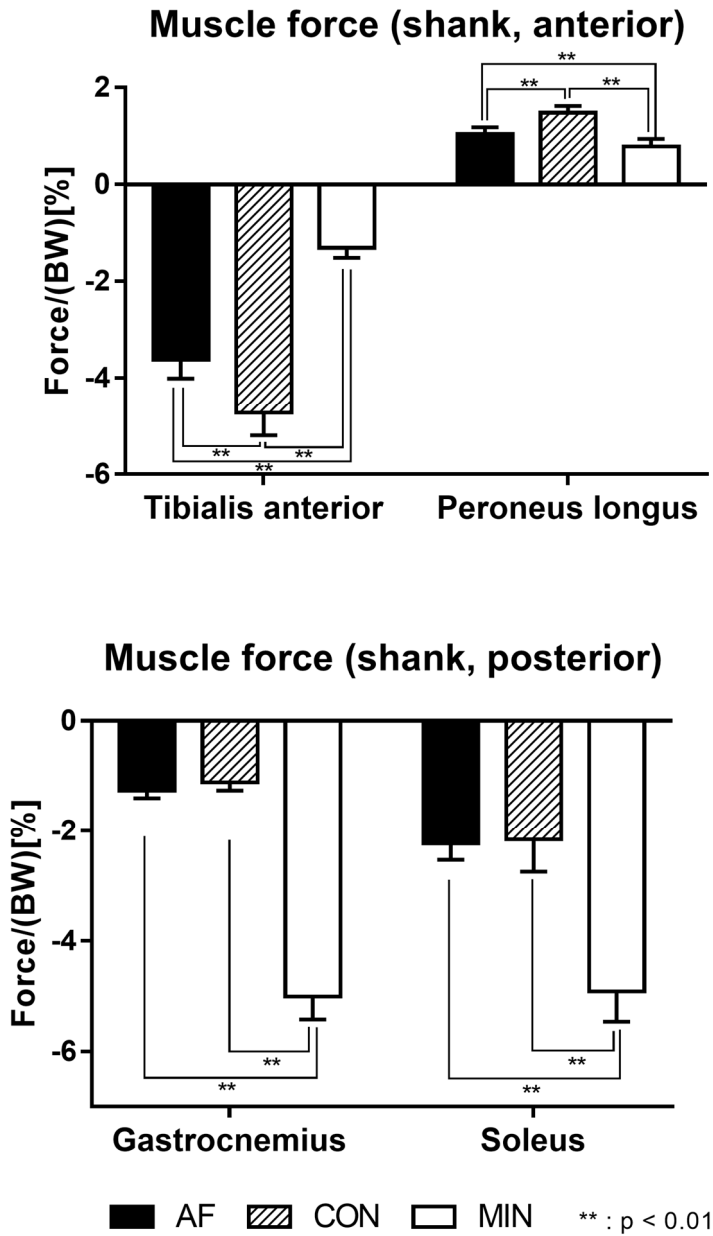


그림 29. 전면 종아리 근육의 출력 힘(위)과 후면 종아리 근육의 출력 힘(아래)

(Tibialis anterior : 전경골근, Peroneus longus : 장비골근, Gastrocnemius : 비복근, Soleus : 가자미근)

4.2 허벅지 근육

허벅지 4개 근육(광근, 대퇴직근, 넓다리 두갈래근, 대둔근) 힘의 최대값을 비교한 결과는 그림 30과 같다. 넓다리 두갈래근에서는 신발 조건에 따른 유의한 차이가 보이지 않았으나 나머지 세 근육의 힘은 신발조건에 따라 유의한 차이를 보였다. 사후 분석을 실시한 결과 허벅지 전면근(광근, 대퇴직근) 절대값의 경우 MIN 조건에서 통계적으로 유의하게 가장 작은 값이 나타났다. 허벅지 후면근(Gluteus maximus) 절대값의 경우는 AF 조건에서 통계적으로 유의하게 가장 큰 값이, MIN 조건에서 통계적으로 유의하게 가장 작은 값이 나타났다.

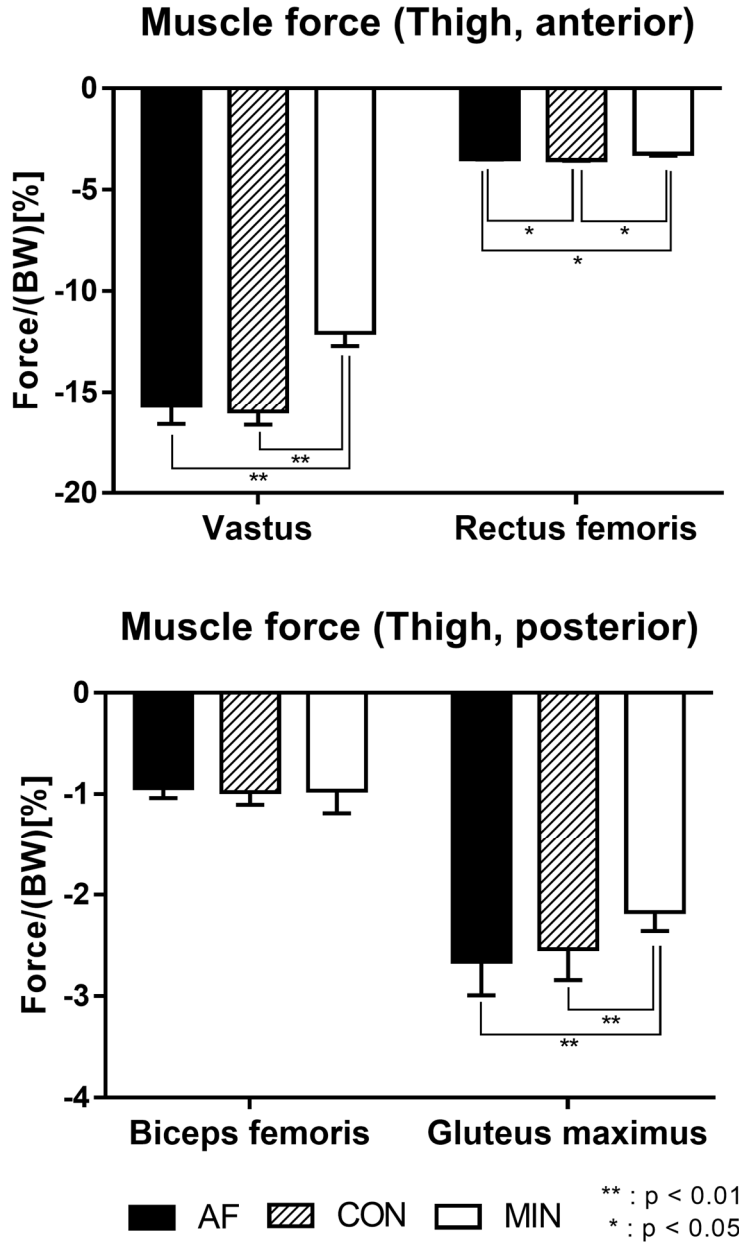


그림 30. 전면 허벅지 근육의 출력 힘(위)과 후면 허벅지 근육의 출력 힘(아래)

(Vastus : 광근, Rectus femoris : 대퇴직근, Biceps femoris : 넓다리 두갈래근, Gluteus maximus : 대둔근)

V. 논의

그림 12와 표 4에서 알 수 있듯, 본 연구에서 세 가지 신발 조건이 에너지 대사 변인에 유의한 차이를 야기할 수 있음은 통계적으로 확인되지 않았다. 최근 발표된, 실험 환경에 따라 AF 신발이 에너지 대사에 미치는 영향이 다르다는 연구 결과(L. Healey & W. Hoogkamer, 2021)를 고려할 때 본 연구의 실험 환경에서는 AF가 뚜렷하게 러닝 이코노미를 향상시키지 못했을 가능성을 배제할 수 없다. 또는 18명의 참여자가 세가지의 신발 조건에서 가능한 모든 순서를 고려하여 6번씩 측정을 실시한 선행연구(Hoogkamer et al., 2018)에 따르면 AF 신발이 에너지 대사 변인에 대해 4% 이상 유리하게 작용했고 본 연구에서도 AF (49.64 ± 4.07 ; 평균 \pm 표준편차) 조건이 CON과 MIN (각각 51.95 ± 3.31 과 50.88 ± 3.91)에 비해 평균 산소소비량은 각각 4.45%, 2.44% 감소시켰으나 본 연구의 분석에 사용된 연구 참여자의 수가 5명 임을 고려할 때 통계적 유의성을 확인하기엔 본 연구의 샘플 수가 적었을 가능성도 존재한다.

반면 본 연구에서 충분한 스텝 수를 기반으로 해석한 주행 패턴과 그에 따른 관절, 근육 부하에 대해서는 신발 조건이 미치는 영향을 명확히 확인할 수 있었다[그림 13-30]. 선행연구에서 맨발 주행은 뚜렷하게 MFS 혹은 FFS 패턴을 유발시킬 수 있다는 일관된 결과가 나오고 있으나, 신발 구조에 따른 주행 패턴의 차이에 대해서는 각 연구마다 의견이 분분하다(Hamill et al., 2011). 본 연구의 실험 조건에서 사용한 세 신발 조건 중 CON 조건에서는 모든 실험 참여자가 큰 양의 FSA 값, 큰 발등 굽힘 각, 작은 무릎 굽힘 각을 보이며 전형적인 RFS 패턴으로 주행하였다. 반면 MIN 조건에서는 가장 작은 FSA 값, 큰 발바닥 굽힘 각과 무릎 굽힘 각을 나타내며 FFS 혹은 MFS 패턴의 주행을 보였다.

CON 조건과 MIN 조건의 경향 차이는 각 관절에 가해지는

반발력과 모멘트 데이터에서도 기존에 알려진 하지 관절의 요구도(demand)에 관한 연구 결과와 같은 경향성을 보인다. 여러 선행 연구에서 앞발 착지시에 발목 관절에서 충격 흡수량이 많고, 일을 더 많이 하며 뒷발 착지 시에는 이와 반대로 발목 충격 흡수량은 상대적으로 적고 대신에 무릎과 엉덩 관절에서 충격흡수를 대신하는 것이 밝혀져 있다(Williams III et al., 2012). 본 연구에서도 앞발 착지의 경향성을 보였던 MIN 조건에서 발목 관절에 가해지는 반발력이 컸고 CON은 상대적으로 무릎 및 엉덩 관절에서 큰 반발력과 모멘트 값을 보였다. CON에서 엉덩 관절의 벌림 모멘트와 관상면에서 무릎에 가해지는 모멘트와 반발력이 상대적으로 큰 경향을 보였는데, 이 값이 장경 인대 증후군 등의 무릎 외측 부상 발생 위험성이 있음을 밝힌 연구가 다수 있다(Baker et al., 2011). 반발력 뿐 아니라 CON 신발 조건에서 장비골근과 전경골근이 출력하는 힘이 가장 큰 결과(그림 29) 또한 CON 신발이 관상면에서 충분한 안정성을 제공하지 못해 이를 보상하기 위해 주변 근육에 대한 요구도가 높아지는 것으로 해석할 수 있다. 이는 신발의 물성 중 경도와도 밀접한 관련이 있을 것으로 보인다. 기존 선행연구 중 경도가 낮은 부드러운 신발을 신고 RFS 패턴의 주행을 실시할 경우, 상대적으로 후족 제어가 잘 안되고 과회내의 경향을 보임을 밝힌 연구가 있고(Clarke et al., 1983) 표 3에서 알 수 있듯 CON은 세 가지 실험 조건 중 가장 부드러운 중창을 가지고 있으며 RFS 패턴을 보이고[그림 14], 착지시의 압축 에너지가 전족부와 후족부의 차이가 가장 큰 점[표 3]을 고려해볼 때, CON 조건에서 후족 제어 능력이 상대적으로 떨어져 착지시 내, 외측 안정성 확보를 위한 보상 기전으로 근육에 많은 부하가 작용했을 가능성이 있다.

종아리 후면에 위치한 가자미근과 비복근은 무릎 관절과 상관없이 발목을 굴곡시키는 가장 큰 근육이며, 아킬레스건에 연결되어 종골에 부착되어있다. 이 발 굽힘근의 과사용은 정강이 통증의 원인이 되며, 아킬레스건은 체중의 약 10 배의

힘도 지탱할 수 있으나, 발의 과회내, 무릎의 신전시 거골과 종골 회전력에 의해 큰 부하를 받을 시 아킬레스 건염이 발생할 수 있다. FFS 패턴을 보인 MIN 조건에서 종아리 후면 근육과[그림 29] 아킬레스건에[그림 26] 큰 부하가 가해짐을 알 수 있는데, 이는 발목에서 발생하는 굽힘모멘트가 큰 결과[그림 18]와 발목에서의 압축력이 가장 큰 결과[그림 24]와도 일관된다. 이러한 종아리 후면 근육 및 아킬레스건에 가해지는 부하는 흔히 아킬레스 건염의 원인으로 알려져있다(Lyght, 2012). 이를 고려할 때 미니멀화를 신고 주행을 반복할 경우 발목의 염좌 및 아킬레스건염, 정강이 부목등에 유의해야 할 것으로 보인다. 실제로 이 결과는 미니멀화를 신고 10km 이상의 장거리 경기를 준비하는 선수들의 종아리와 정강이 부상 빈도가 일반 쿠션화를 신고 주행하는 경우에 비해 높음을 규명한 선행 연구 결과와 일치한다(Ryan et al., 2014).

AF의 경우 주행 패턴에 있어서는 RFS의 경향성을 보인 CON과 FFS의 경향성을 보인 MIN 사이의 경향성을 보였으나, 시상면에서 무릎에 강한 요구도[그림 19]가 있으며 압축 부하도 가장 큰 것[그림 24]으로 나타났다. 이는 주자들 사이에서 가장 발병 빈도가 높아 주자의 무릎(runner's knee)이라고도 불리는 슬개대퇴 증후군과 관련이 있다. 무릎 관절에 대한 전방 압박이 높기 때문에, 훈련시 과사용에 특히 주의해야 하며 또한 무릎에 가해지는 압축 하중이 클수록 주자들에게 정강이 통증, 피로 골절의 발생 위험률이 높아짐에도 유의해야 한다(Loudon & Reiman, 2012). 이는 AF의 전족부 air-pod와 다른 신발 조건보다 1.1배 가량 높은 에너지 반환값을 보이는 중창, 다른 신발 조건보다 2-3배 굽힘 강성이 높은 카본 플레이트 등[표 3] 전방 추진에 특화된 신발의 구조적 특성이 전방의 전단력 크기 또한 높인것으로 추측된다. 이 결과는 속도에 따른 관절 모멘트가 세 하지관절 중 무릎이 굽힘/펴 모두 증가하는 양상을 보이며 무릎의 관절 요구도가 크게 올라간 기존 선행연구(Arampatzis

et al., 1999)를 고려할 때도 기록 향상을 추구하는 주자들이
각별히 염두에 두어야 할 사항으로 제시할 수 있다.

VI. 결론 및 제언

달리기로 인해 발생하는 근골격계 손상들은 반복적인 물리적 스트레스가 그 원인이다. 이를 예방하고자 다양한 신발 연구들이 이루어지고 있지만, 쿠셔닝, 힐의 두께 등 신발의 여러 구조적 특성들로 물리적 스트레스를 감소시킬 수 있는지에 대해서는 의견이 분분하다.

의견의 일치가 어려운 이유도 다양하다. 우선 주행 동작은 인간의 감각과 근골격계의 통합 작용에 의한 복잡한 운동이며, 3차원적 관절 움직임의 미세한 차이를 분별할 만큼의 측정 정밀도 확보가 어렵고, 사람마다 인체 측정학 지표와 보행 습관의 차이가 존재한다. 또한 실험 결과에 영향을 끼치는 인자들이 다양해서 실험 계획상 제어가 안되는 부분이 항상 존재하고, 실험 방법 및 데이터 분석 방법에 따라서도 차이가 발생할 수 있다.

본 연구에서는 부상 방지 혹은 기록 향상과 관련하여 뚜렷한 특성을 지니고 있는 3종류의 신발을 조건으로 주행 시 실시간으로 수집한 3차원 관절 움직임과 지면 반력 정보를 이용하여 반발력, 모멘트와 근육이 내는 힘의 값을 역동역학 분석을 통해 도출하였다. 이러한 분석 결과를 문헌 조사를 통해 파악한 대표적인 근골격계 손상들의 특징적인 원인과 연관시켜 각 신발의 특징에 따른 부상 위험성에 대해서 고찰하였다. 또한 역동역학 분석 결과의 해석 및 특정 부상 위험 예측을 위한 추가적인 근거를 마련하기 위해 각 신발에 대한 여러 물성테스트를 수행하였고 이를 통해 각 신발의 기계적 물성을 정량화하였다.

본 연구는 특정한 설계를 가진 레이싱화가 주자 개인의 주행 습관과 상관 없이 주자의 달리기 패턴을 즉각적으로 변화시킬 수 있음을 밝혔다. 이와 같이 신발에 따라 즉각적이고 확연하게 변한 달리기 패턴은 또한 그 특징에 따라 각기 다른 관절, 인대 및 근육의 부상 위험을 높일 수 있음을

주목해야한다. 달리기는 누구나 장소의 제약 없이 쉽게 연습하고 연습을 통해 기량을 향상시킬 수 있는 운동이지만 부상의 빈도 또한 높은 운동이다. 본인의 기록 향상과 함께 더 오래 달리기를 즐기고 싶은 주자는 본인이 선택한 신발이 다른 신발에 비해 어떤 부상을 더 쉽게 야기시킬 수 있는지, 본인의 취약 부위에 위험을 줄 여지는 없는지 파악해야한다. 신발에 따른 주행 시 생체역학적 변인의 변화와 그에 따른 부상 위험을 고찰한 본 연구는 운동을 오래 즐기기 위한 과학적인 신발 선택에 기여할 것으로 예상된다.

참고 문헌

- Addison, B. J., & Lieberman, D. E. (2015, 2015/05/01/). Tradeoffs between impact loading rate, vertical impulse and effective mass for walkers and heel strike runners wearing footwear of varying stiffness. *Journal of Biomechanics*, 48(7), 1318-1324. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2015.01.029>
- Altman, A. R., & Davis, I. S. (2012). Barefoot running: Biomechanics and implications for running injuries [Article]. *Current Sports Medicine Reports*, 11(5), 244-250. <https://doi.org/10.1249/JSR.0b013e31826c9bb9>
- Altman, A. R., & Davis, I. S. (2012). A kinematic method for footstrike pattern detection in barefoot and shod runners. *Gait & Posture*, 35(2), 298-300. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.09.104>
- Anders, E. (2015). Does Adidas Boost (E-TPU) really work? <https://runreporter.com/blog/adidas-boost-myth-or-reality/>
- Arampatzis, A., Brüggemann, G. P., & Metzler, V. (1999, Dec). The effect of speed on leg stiffness and joint kinetics in human running. *J Biomech*, 32(12), 1349-1353. [https://doi.org/10.1016/s0021-9290\(99\)00133-5](https://doi.org/10.1016/s0021-9290(99)00133-5)
- Arkema. (2021). *Pebax® Thermoplastic Elastomer Family - Energizing, Lightweight Resins*.
- Asplund, C. A., & Brown, D. L. (2005, 2005/01/01). The Running Shoe Prescription. *The Physician and Sportsmedicine*, 33(1), 17-24. <https://doi.org/10.3810/psm.2005.01.33>
- Baker, R., Souza, R., & Fredericson, M. (2011, 06/01). Iliotibial Band Syndrome: Soft Tissue and Biomechanical Factors in Evaluation and Treatment. *PM & R : the journal of injury, function, and rehabilitation*, 3, 550-561. <https://doi.org/10.1016/j.pmrj.2011.01.002>
- Barnes, K. R., & Kilding, A. E. (2019, 2019/02/01). A Randomized Crossover Study Investigating the Running Economy of Highly-Trained Male and Female Distance Runners in Marathon Racing Shoes versus Track Spikes. *Sports Medicine*, 49(2), 331-342. <https://doi.org/10.1007/s40279-018-1012-3>
- Bermon, S. (2021, Jul 13). Evolution of distance running shoes: performance, injuries, and rules. *J Sports Med Phys Fitness*.

<https://doi.org/10.23736/s0022-4707.21.12728-8>

- Cavanagh, P. R., & LaFortune, M. A. (1980). Ground reaction forces in distance running. *Journal of Biomechanics*, *13*(5), 397–406.
- Chen, T. L.-W., Wong, D. W.-C., Wang, Y., Lin, J., & Zhang, M. (2019, 2019/01/23/). Foot arch deformation and plantar fascia loading during running with rearfoot strike and forefoot strike: A dynamic finite element analysis. *Journal of Biomechanics*, *83*, 260–272. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2018.12.007>
- Chen, Z., Zhang, X., Ardestani, M., Wang, L., Liu, Y., Lian, Q., He, J., Li, D., & Jin, Z. (2014, 05/30). Prediction of in vivo joint mechanics of an artificial knee implant using rigid multi-body dynamics with elastic contacts. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers. Part H, Journal of engineering in medicine*, *228*. <https://doi.org/10.1177/0954411914537476>
- Cigoja, S., Firminger, C. R., Asmussen, M. J., Fletcher, J. R., Edwards, W. B., & Nigg, B. M. (2019). Does increased midsole bending stiffness of sport shoes redistribute lower limb joint work during running? *Journal of Science and Medicine in Sport*, *22*(11), 1272–1277.
- Clarke, T. E., Frederick, E. C., & Hamill, C. L. (1983). The effects of shoe design parameters on rearfoot control in running. *Med Sci Sports Exerc*, *15*(5), 376–381.
- Damsgaard, M., Rasmussen, J., Christensen, S. T., Surma, E., & de Zee, M. (2006, 2006/11/01/). Analysis of musculoskeletal systems in the AnyBody Modeling System. *Simulation Modelling Practice and Theory*, *14*(8), 1100–1111. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.simpat.2006.09.001>
- Day, E., & Hahn, M. (2020, 2020/01/02). Optimal footwear longitudinal bending stiffness to improve running economy is speed dependent. *Footwear Science*, *12*(1), 3–13. <https://doi.org/10.1080/19424280.2019.1696897>
- de Almeida, M. O., Saragiotto, B. T., Yamato, T. P., & Lopes, A. D. (2015, 2015/02/01/). Is the rearfoot pattern the most frequently foot strike pattern among recreational shod distance runners? *Physical Therapy in Sport*, *16*(1), 29–33. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2014.02.005>
- de Zee, M., Dalstra, M., Cattaneo, P. M., Rasmussen, J., Svensson, P., & Melsen, B. (2007, 2007/01/01/). Validation of a musculo-skeletal model of the mandible and its application to mandibular distraction osteogenesis. *Journal of Biomechanics*, *40*(6), 1192–1201.

<https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2006.06.024>

- Ferber, R., Hreljac, A., & Kendall, K. D. (2009, May). Suspected mechanisms in the cause of overuse running injuries: a clinical review. *Sports Health*, 1(3), 242–246. <https://doi.org/10.1177/1941738109334272>
- Ferris, D. P., Liang, K., & Farley, C. T. (1999, 1999/08/01/). Runners adjust leg stiffness for their first step on a new running surface. *Journal of Biomechanics*, 32(8), 787–794. [https://doi.org/https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(99\)00078-0](https://doi.org/https://doi.org/10.1016/S0021-9290(99)00078-0)
- Flanagan, S. P. (2016). *생체역학 : 사례기반 접근*. 서울 : 한미의학. http://snu-primo.hosted.exlibrisgroup.com/82SNU:82SNU_INST2157608839002591
- Franz, J. R., Wierzbinski, C. M., & Kram, R. (2012). Metabolic cost of running barefoot versus shod: is lighter better. *Med Sci Sports Exerc*, 44(8), 1519–1525.
- Frederick, E., Clarke, T., Larsen, J., & Cooper, L. (1983). The effects of shoe cushioning on the oxygen demands of running. *Biomechanical Measurement of Running Shoe Cushioning Properties. Biomechanical Aspects of Sport Shoes and Playing Surfaces. University of Calgary, Calgary, AB*, 107–114.
- Frederick, E. C. (1984, 1984/12/01/). Physiological and ergonomics factors in running shoe design. *Applied Ergonomics*, 15(4), 281–287. [https://doi.org/https://doi.org/10.1016/0003-6870\(84\)90199-6](https://doi.org/https://doi.org/10.1016/0003-6870(84)90199-6)
- Fredericson, M., & Bergman, A. (1999, 01/01). A Comprehensive Review of Running Injuries. *Critical Reviews in Physical and Rehabilitation Medicine*, 11, 34. <https://doi.org/10.1615/CritRevPhysRehabilMed.v11.i1.10>
- Futrell, E., Gross, K., Reisman, D., Mullineaux, D., & Davis, I. (2019, 07/01). Transition to forefoot strike reduces load rates more effectively than altered cadence. *Journal of Sport and Health Science*, 9. <https://doi.org/10.1016/j.jshs.2019.07.006>
- Giandolini, M., Poupard, T., Gimenez, P., Horvais, N., Millet, G. Y., Morin, J.-B., & Samozino, P. (2014, 2014/05/07/). A simple field method to identify foot strike pattern during running. *Journal of Biomechanics*, 47(7), 1588–1593. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2014.03.002>
- Hamill, J., Russell, E. M., Gruber, A. H., & Miller, R. (2011, 2011/03/01). Impact characteristics in shod and barefoot running. *Footwear Science*, 3(1), 33–40. <https://doi.org/10.1080/19424280.2010.542187>

- Haverty, M., Kenney, W. L., & Hodgson, J. L. (1988, Jun). Lactate and gas exchange responses to incremental and steady state running. *Br J Sports Med*, 22(2), 51-54. <https://doi.org/10.1136/bjism.22.2.51>
- Healey, L., & Hoogkamer, W. (2021). Longitudinal bending stiffness does not affect running economy in Nike Vaporfly shoes.
- Healey, L. A., & Hoogkamer, W. (2021, 2021/07/17/). Longitudinal bending stiffness does not affect running economy in Nike Vaporfly Shoes. *Journal of Sport and Health Science*. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.jshs.2021.07.002>
- Hoogkamer, W., Kipp, S., Frank, J. H., Farina, E. M., Luo, G., & Kram, R. (2018, Apr). A Comparison of the Energetic Cost of Running in Marathon Racing Shoes. *Sports Med*, 48(4), 1009-1019. <https://doi.org/10.1007/s40279-017-0811-2>
- Hoogkamer, W., Kipp, S., & Kram, R. (2019, 2019/01/01). The Biomechanics of Competitive Male Runners in Three Marathon Racing Shoes: A Randomized Crossover Study. *Sports Medicine*, 49(1), 133-143. <https://doi.org/10.1007/s40279-018-1024-z>
- Horvais, N., & Samozino, P. (2013). Effect of midsole geometry on foot-strike pattern and running kinematics. *Footwear Science*, 5(2), 81-89.
- Hunter, I. (2017). 2017 USATF 10k Footstrikes <http://biomechanics.byu.edu/2017footstrikes.html>.
- Jang, K. U. (2005, 10/01). Rehabilitation of Running Injuries. *Journal of the Korean Medical Association*, 48, 963. <https://doi.org/10.5124/jkma.2005.48.10.963>
- Jeong, M.-G. (2012). AnyBody Modeling System 을 이용한 근골격 인체 모델 시뮬레이션. *CDE review*, 18(2), 38-46.
- Joe Ellis, J. H. (2002). *달리기와 부상*의 비밀, 발.
- Kelly, L. A., Cresswell, A. G., & Farris, D. J. (2018, 2018/07/12). The energetic behaviour of the human foot across a range of running speeds. *Scientific Reports*, 8(1), 10576. <https://doi.org/10.1038/s41598-018-28946-1>
- Kipp, S., Byrnes, W. C., & Kram, R. (2018). Calculating metabolic energy expenditure across a wide range of exercise intensities: the equation matters. *Applied Physiology, Nutrition, and Metabolism*, 43(6), 639-642.

- Kulmala, J.-P., Kosonen, J., Nurminen, J., & Avela, J. (2018, 2018/11/30). Running in highly cushioned shoes increases leg stiffness and amplifies impact loading. *Scientific Reports*, 8(1), 17496. <https://doi.org/10.1038/s41598-018-35980-6>
- Lieberman, D. E., Venkadesan, M., Werbel, W. A., Daoud, A. I., D'Andrea, S., Davis, I. S., Mang'eni, R. O., & Pitsiladis, Y. (2010, Jan 28). Foot strike patterns and collision forces in habitually barefoot versus shod runners. *Nature*, 463(7280), 531–535. <https://doi.org/10.1038/nature08723>
- Loudon, J. K., & Reiman, M. P. (2012). Lower extremity kinematics in running athletes with and without a history of medial shin pain. *International journal of sports physical therapy*, 7(4), 356–364. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/22893855>
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3414067/>
- Lullini, G., Giangrande, A., Caravaggi, P., Leardini, A., & Berti, L. (2020). Functional Evaluation of a Shock Absorbing Insole During Military Training in a Group of Soldiers: A Pilot Study. *Military Medicine*, 185(5–6), e643–e648. <https://doi.org/10.1093/milmed/usaa032>
- Luximon, A. (2013). *Handbook of footwear design and manufacture*. Oxford Philadelphia : Woodhead Publishing. http://snu-primo.hosted.exlibrisgroup.com/82SNU:82SNU_INST21706946210002591
- Manders, C., New, A., & Rasmussen, J. (2008, 07/01). Validation Of Musculoskeletal Gait Simulation For Use In Investigation Of Total Hip Replacement. *Journal of Biomechanics*, 41, 488. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(08\)70487-1](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(08)70487-1)
- Melaro, J. A., Gruber, A. H., & Paquette, M. R. (2021, 2021/01/02). Joint work is not shifted proximally after a long run in rearfoot strike runners. *Journal of Sports Sciences*, 39(1), 78–83. <https://doi.org/10.1080/02640414.2020.1804807>
- Michaud, B., & Begon, M. (2021). ezc3d: An easy C3D file I/O cross-platform solution for C++, Python and MATLAB. *Journal of Open Source Software*, 6(58), 2911.
- Mills, N. J. (2007). Chapter 13 – Running shoe case study. In N. J. Mills (Ed.), *Polymer Foams Handbook* (pp. 307–327). Butterworth-Heinemann. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/B978-075068069-1/50014-3>
- Morten Enemark Lund, J. R., Michael Skipper Andersen. (2019). AnyPyTools: A Python package for reproducible research with the AnyBody Modeling System. *Journal of Open Source Software*, 4(33), 1108.

<https://doi.org/https://doi.org/10.21105/joss.01108>

- Nigg, B., & Segesser, B. (1978, 01/01). Biomechanical aspects of sport shoe corrections. *14*, 831–833.
- Nigg, B., Stefanyshyn, D., & Denoth, J. (2000). Mechanical considerations of work and energy. *Biomechanics and biology of movement*, 5–18.
- Nigg, B. M., Cigoja, S., & Nigg, S. R. (2020, 2020/09/01). Effects of running shoe construction on performance in long distance running. *Footwear Science*, *12*(3), 133–138. <https://doi.org/10.1080/19424280.2020.1778799>
- NIKE. (2020). *NIKE Air zoom alphafly next%*. https://www.nike.com/kr/ko_kr/c/running/air-zoom-alphafly
- Novacheck, T. F. (1998, 1998/01/01/). The biomechanics of running. *Gait & Posture*, *7*(1), 77–95. [https://doi.org/https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(97\)00038-6](https://doi.org/https://doi.org/10.1016/S0966-6362(97)00038-6)
- Novacheck, T. F. (1998, Jan 1). The biomechanics of running. *Gait Posture*, *7*(1), 77–95. [https://doi.org/10.1016/s0966-6362\(97\)00038-6](https://doi.org/10.1016/s0966-6362(97)00038-6)
- Ortega, J. A., Healey, L. A., Swinnen, W., & Hoogkamer, W. (2021, May). Energetics and Biomechanics of Running Footwear with Increased Longitudinal Bending Stiffness: A Narrative Review. *Sports Med*, *51*(5), 873–894. <https://doi.org/10.1007/s40279-020-01406-5>
- Paquette, M. R., Zhang, S., & Baumgartner, L. D. (2013). Acute effects of barefoot, minimal shoes and running shoes on lower limb mechanics in rear and forefoot strike runners. *Footwear Science*, *5*(1), 9–18.
- Perl, D., Daoud, A., & Lieberman, D. (2012, 01/03). Effects of Footwear and Strike Type on Running Economy. *Medicine and science in sports and exercise*, *44*, 1335–1343. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e318247989e>
- Rasmussen, J., de Zee, M., & Carbes, S. (2009). Validation of a biomechanical model of the lumbar spine. In.
- Robergs, R. A., Dwyer, D., & Astorino, T. (2010, Feb 1). Recommendations for improved data processing from expired gas analysis indirect calorimetry. *Sports Med*, *40*(2), 95–111. <https://doi.org/10.2165/11319670-000000000-00000>
- Roy, J. P., & Stefanyshyn, D. J. (2006, Mar). Shoe midsole longitudinal bending stiffness and running economy, joint energy, and EMG. *Med Sci Sports Exerc*, *38*(3), 562–569.

<https://doi.org/10.1249/01.mss.0000193562.22001.e8>

- Ryan, M., Elashi, M., Newsham-West, R., & Taunton, J. (2014). Examining injury risk and pain perception in runners using minimalist footwear. *British Journal of Sports Medicine*, 48(16), 1257-1262. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2012-092061>
- Schache, A. G., Blanch, P. D., Dorn, T. W., Brown, N. A., Rosemond, D., & Pandy, M. G. (2011). Effect of running speed on lower limb joint kinetics. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 43(7), 1260-1271.
- Shih, Y., Lin, K.-L., & Shiang, T.-Y. (2013, 2013/07/01/). Is the foot striking pattern more important than barefoot or shod conditions in running? *Gait & Posture*, 38(3), 490-494. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.01.030>
- Sissler, L., & Giandolini, M. (2019, 06/28). Finite element modelling of tibial vibrations during running. *Footwear Science*, 11, S75-S77. <https://doi.org/10.1080/19424280.2019.1606086>
- Stearne, S. M., Alderson, J. A., Green, B. A., Donnelly, C. J., & Rubenson, J. (2014, Aug). Joint kinetics in rearfoot versus forefoot running: implications of switching technique. *Med Sci Sports Exerc*, 46(8), 1578-1587. <https://doi.org/10.1249/mss.0000000000000254>
- Stefanyshyn, D., & Fusco, C. (2004, 2004/01/01). Athletics. *Sports Biomechanics*, 3(1), 55-66. <https://doi.org/10.1080/14763140408522830>
- Subramaniam, A., Honert, E. C., Cigoja, S., & Nigg, B. M. (2021). The effects of shoe upper construction on mechanical ankle joint work during lateral shuffle movements. *Journal of Sports Sciences*, 1-9. <https://doi.org/10.1080/02640414.2021.1898174>
- Teixeira, R. N., Lunardi, A., da Silva, R. A., Lopes, A. D., & Carvalho, C. R. (2016, Feb). PREVALENCE OF MUSCULOSKELETAL PAIN IN MARATHON RUNNERS WHO COMPETE AT THE ELITE LEVEL. *Int J Sports Phys Ther*, 11(1), 126-131.
- TLEMsafe. (2018). *TLEMsafe: Improving safety and predictability of complex musculoskeletal surgery using a patient-specific navigation system* <https://tlemsafe.eu/index.php/participants/anybody-technology>
- WA. (2020a). *Technical Rules*.
- WA. (2020b). *World Athletics modifies rules governing competition shoes for elite athletes* <https://www.worldathletics.org/news/press-releases/modified-rules-shoes>

- Walter, S. D., Hart, L. E., McIntosh, J. M., & Sutton, J. R. (1989). The Ontario Cohort Study of Running-Related Injuries. *Archives of Internal Medicine*, 149(11), 2561-2564.
<https://doi.org/10.1001/archinte.1989.00390110113025>
- Wibawa, A., Verdonschot, N., Burgerhof, J., Purnama, I., Andersen, M., Halbertsma, J., Diercks, R., & Verkerke, G. (2013). A validation study on muscle activity prediction of a lower limb musculoskeletal model using EMG during normal walking. 2013 3rd International Conference on Instrumentation, Communications, Information Technology and Biomedical Engineering (ICICI-BME),
- Wilke, H. J., Neef, P., Caimi, M., Hoogland, T., & Claes, L. E. (1999). New In Vivo Measurements of Pressures in the Intervertebral Disc in Daily Life. *Spine*, 24(8).
https://journals.lww.com/spinejournal/Fulltext/1999/04150/New_In_Vivo_Measurements_of_Pressures_in_the.5.aspx
- Williams III, D. B., Green, D. H., & Wurzinger, B. (2012). Changes in lower extremity movement and power absorption during forefoot striking and barefoot running. *International journal of sports physical therapy*, 7(5), 525.
- Willwacher, S., König, M., Braunstein, B., Goldmann, J. P., & Brüggemann, G. P. (2014, Jul). The gearing function of running shoe longitudinal bending stiffness. *Gait Posture*, 40(3), 386-390.
<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2014.05.005>
- Worobets, J., Wannop, J. W., Tomaras, E., & Stefanyshyn, D. (2014). Softer and more resilient running shoe cushioning properties enhance running economy. *Footwear Science*, 6(3), 147-153.
- Zajac, F. E. (1989). Muscle and tendon: properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control. *Critical reviews in biomedical engineering*, 17(4), 359-411.
- 이승건. (2020). 육상 '기술 도핑'에 철퇴... '킵초게 신발' 못 신는다. *동아일보*.
<https://www.donga.com/news/Sports/article/all/20200203/99505076/1>
- 정문기, 이건우, 조현덕, 김태우, & 이상현. (2007). 인간 친화적 설계 시스템을 위한 디지털 인체 모델 구성 연구. *한국 CDE 학회 논문집*, 12(6), 429-440.
- 포항공과대학교. (2004). 신발의 하부구조가 하지관절에 미치는 영향 분석 기술 개발에 관한 연구. 산업자원부.
<https://books.google.co.kr/books?id=2HxXwAEACAAJ>

Abstract

Effects of shoe conditions on biomechanics of recreational runners

Kim Hyunji

Department of Physical Education

The Graduate School

Seoul National University

Eliud Kipchoge, became the first athlete to run a marathon under two hours in 2019. Although the team of rotating pacemakers contributed to this achievement, the vast majority of people paid attention to Kipchoge's shoes, the prototype of Alphafly (NIKE). These shoes were designed to enhance the performance of runners; they were equipped with air springs, midsole that maximizes energy return, and carbon plates with high bending stiffness. The Alphafly shoes have also become extremely popular among the recreational runners who are interested in the enhancement of their performance. However, there is a dearth of biomechanical studies exploring any possible effect of such performance boosting shoes on the risk of injury during running.

This study aims to quantify the effect of distinct shoe structures on biomechanics of runners, and address the probable effect of the

resulting biomechanics on the incidence of representative musculoskeletal damage due to running. Five adult males in 20–30s participated in the study; they ran at 3.3m/s for 10 minutes on an instrumented treadmill, wearing three different pairs of shoes: 1) Alphafly (AF); 2) conventional running shoes, UltraBoost20 by Adidas (CON); and 3) SORTIEMAGIC RP5 by Asics, which features minimal cushioning and lightweight (MIN). The mechanical properties of each shoe structure was quantified using standard methods. During the running experiment, metabolic variables (oxygen consumption, energy expenditure, and respiratory exchange ratio), and kinematic data (foot strike angle; angle of the ankle, knee, hip at touch–down (TD) and take–off (TO); and angle range during stance phase) were collected. The recorded kinematics and the ground reaction force obtained from the instrumented treadmill were used to perform inverse analysis and estimate biomechanical variables (reaction force and moment at the ankle, knee, and hip; and muscle force output at the calf and thigh).

Metabolic variables did not show statistically significant differences depending on shoe conditions. In contrast, the significant effect of shoe conditions on the kinematic patterns was clear. Under CON condition, the runners showed the largest footstrike angle ($p < 0.01$). The angle at TD and TO, and angle range of the ankle, knee and hip were all significantly affected by shoe conditions ($p < 0.05$). These results indicate that a runner may almost immediately adopt different running patterns depending on the properties of the shoes regardless of his/her own running pattern.

The inverse analysis suggested that the shoe-induced change in the running kinematics, in turn, has significant effects on the mechanical load to various joints and muscles. Under MIN condition, runners adopted forefoot strike patterns, which required significantly higher reaction force at the ankle ($p < 0.01$), significantly larger force output from the calf posterior muscles (Gastrocnemius, Soleus) ($p < 0.01$), and significantly larger stress to achilles tendon ($p < 0.01$). These results indicate that MIN condition tends to increase the risk of ankle sprain, achilles tendinitis, or shin splint. Under CON condition, runners adopted rearfoot strike patterns, which required significantly larger force at the knee and hip in the frontal plane ($p < 0.01$) and significantly larger muscle force from the peroneus longus and tibialis anterior ($p < 0.01$). These results indicate that CON condition tends to jeopardize lateral stability, and increase the risk of illiotibial band syndrome or pain of peroneals. The AF condition induced significantly higher shear force and compressive force in the knee joint on the sagittal plane ($p < 0.01$), putting runners at higher risk of knee femur syndrome, shin splint or stress fractures.

In conclusion, shoes with distinct properties can alter runner's running kinematics regardless of their habitual running pattern, and each of the induced running kinematics has its own vulnerability. Therefore, recreational runners need to consider weak parts of their body and the different biomechanical effects of shoes to select proper shoes for running.

Keywords : running, shoes, biomechanics, inverse dynamics analysis, risk of injury

Student Number : 2019-24332