



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](#)

석사학위논문

보행 시 비만 남성들의 신발유형이
동적자세안정성과 지면반력 변인에
미치는 영향

제주대학교 교육대학원

체육교육전공

김 형 우

2018년 8월

보행 시 비만 남성들의 신발유형이 동적자세안정성과
지면반력 변인에 미치는 영향

지도교수 류재청

김형우

이 논문을 교육학 석사학위 논문으로 제출함

2018년 6월

김형우의 교육학 석사학위논문을 인준함

심사위원장 김 영 풍 (인)

위 원 서 태 범 (인)

위 원 류 재 청 (인)

제주대학교 교육대학원 체육교육전공

2018년 8월

국문초록

보행 시 비만 남성들의 신발유형이 동적자세안정성과 지면반력 변인에 미치는 영향

김형우

제주대학교 교육대학원

지도교수 류재청

보행은 비만인들에게 체중감량과 에너지 소비에 효과적인 운동으로 알려져 왔지만, 신발 재질로 인해 발생할 수 있는 자세제어 및 충격유형에 대한 상호작용관계는 명확하지 않다. 이 연구는 비만인들이 보행동안 신발유형에 따른 자세안정성과 지면반력 변인들의 변화를 분석하기 위해 실시하였다. 비만 성인남성 10명을 대상으로 맨발보행, 구두보행, 그리고 운동화보행을 실시하였다. 보행동안 운동학적·운동역학적 특징을 정량적으로 파악하기 위해 3차원 영상분석기법과 지면반력기 시스템을 이용하였다. 분석변인은 각 국면별 소요시간, 좌우 기울기 각도 (extrapolated centre of mass theta, XCoM theta), 압력의 중심 변인(좌우, 전후), 동적자세안정성지수(좌우, 전후, 수직, 전체), 지면반력 성분(좌우, 전후, 수직 지면반력, 부하율), 그리고 지면반력 성분의 세타(좌-우, 전-후, 수직) 값을 분석하였다. 보행 동안 신발유형(X3)에 따라 통계프로그램을 이용해 반복측정분산분석을 실시하였으며, 통계적 유의한 차이 발견 시 사후검증(Duncan)을 실시하였다. $P<.05$ 수준에서 분석한 결과, 다음과 같은 결론을 얻었다.

1) 소요시간

지지기 시간과 1 걸음걸이 동안 총소요시간은 맨발보행이 구두와 운동화보행보다 더 짧은 것으로 나타났지만, 스윙기 단계에서는 신발유형에 따라 큰 차이는 없는 것으로 나타났다.

2) 좌-우 기울기각도

지지기 동안 XCoM을 이용한 좌-우기울기 각도의 변화는 운동화보행이 맨발과 구두보행보다 더 큰 각도를 나타냈다.

3) 압력중심의 변인

압력중심의 좌우 변화는 맨발보행이 구두와 운동화보행 보다 더 큰 이동범위를 나타냈지만, 압력중심의 전후 변화는 신발유형에 따라 큰 차이는 없는 것으로 나타났다.

4) 동적자세안정성지수

좌우, 전후, 수직, 그리고 동적자세안정성지수는 구두보행이 맨발과 운동화보행 보다 더 증가된 지수를 나타냈다.

5) 지면반력 매개변수

좌우, 전후 지면반력은 신발유형에 따라 큰 차이는 없었지만, 최대수직지면반력과 부하율은 구두보행이 맨발과 운동화보행 보다 더 큰 수치를 나타냈다.

6) 지면반력 성분 세타

좌우 지면반력 성분의 세타는 신발유형에 따라 큰 차이는 없었지만, 전후 지면반력 성분과 최대수직지면반력 성분의 세타는 구두보행이 맨발과 운동화보행보다 더 증가된 기울기를 보였다.

이 연구의 결론을 맨발보행과 비교해 두 가지 관점에서 요약하면, 첫째, 비만인들에게 쿠셔닝이 우수한 운동화의 착용은 충격흡수에 효과적인 것으로 나타났지만, XCoM의 좌-우 기울기 범위를 더 증가시켰다. 둘째, 구두의 착용은 좌-우 COP 범위를 비정상적으로 생성시킴과 동시에 안정성 감소 및 충격유형은 더 증가시켰다. 결과적으로 비만인들이 보행 동안 착용하는 구두와 운동화는 발바닥 감각계에 장애를 주는 요소로 확인되었다. 신발의 형태와 소재는 다양하지만, 충격력과 낙상 발생율을 감소시키고 효율적인 보행을 유지하기 위해서는 밑창이 딱딱하거나 두꺼운 소재의 신발은 피해야 함을 시사한다.

목 차

I. 서론	1
1. 연구의 필요성	1
2. 연구의 목적	3
3. 연구의 문제	3
4. 연구의 제한점	4
5. 용어의 정의	4
II. 이론적 배경	5
1. 비만	5
2. 보행	6
3. 신발의 효과	9
4. 선행연구	9
III. 연구방법	12
1. 연구대상	12
2. 실험도구	13
3. 실험절차	14
4. 이벤트 및 분석국면	19
5. 자료처리 및 통계처리	19
IV. 연구 결과	21
1. 소요시간의 변화	21
2. 좌우 기울기각도의 변화	23
3. 압력중심의 변화	24
4. 동적자세안정성지수의 변화	26

5. 지면반력 매개변수의 변화	28
6. 지면반력 성분 세타의 변화	30
V. 논의	32
1. 보행동안 소요시간의 변화	32
2. 좌-우 기울기각도의 변화(XCoM theta)	33
3. 압력중심 변인의 변화	33
4. 동적자세안정성지수의 변화	34
5. 지면반력 매개변수 및 세타의 변화	35
VI. 결론 및 제언	37
1. 결론	37
2. 제언	38
참고문헌	39

List of Tables

Table 1. Characteristics of the subjects	12
Table 2. Experimental equipments	13
Table 3. Marker attachment points	15
Table 4. Result of elapsed time according to the shoe types during walking	21
Table 5. Variance analysis result of elapsed time according to the shoe types	21
Table 6. Result of XCoM according to the shoe types during walking(unit: deg.)	23
Table 7. Variance analysis result of XCoM according to the shoe types	23
Table 8. Result of COP variables according to the shoe types during walking(unit: cm) ..	24
Table 9. Variance analysis result of COP according to the shoe types	24
Table 10. Result of DPSI variables according to the shoe types during walking	26
Table 11. Variance analysis result of DPSI according to the shoe types	26
Table 12. Result of GRF variables according to the shoe types during walking	28
Table 13. Variance analysis result of GRF variables according to the shoe types	28
Table 14. Result of GRF theta according to the shoe types during walking(unit: deg.)	30
Table 15. Variance analysis result of GRF variables according to the shoe types	30

List of Figures

Figure 1. Types of the Shoe during walking	14
Figure 2. Elapsed time during walking	22
Figure 3. XCoM theta during walking	23
Figure 4. Center of pressure during walking	25
Figure 5. DPSI during walking	27
Figure 6. GRF during walking	29
Figure 7. GRF theta during walking	31

I. 서론

1. 연구의 필요성

정상 체질량지수(BMI)를 가진 성인의 비율은 감소하고 있으며, 예측 모델에 의하면 이러한 변화가 지속될 것으로 가정하고 있다(Ng et al., 2014). 비만 인구의 증가는 전세계적으로 주요한 건강문제이며(Cepeda-Lopez, Aeberli, & Zimmermann, 2010), 세계보건기구(World health organization's, 2010)에 따르면 2005년에는 약 16억 명의 성인(15세 이상)이 과체중이었고 적어도 4억 명의 성인은 비만인 것으로 보고하였다. 이러한 통계자료는 50년 전만 하더라도 비만의 지표를 판정할 때 표준화가 없었지만(Bouchard, 2009), 세계보건기구(WHO, 1997)에 의한 BMI 권고 기준의 채택으로 표준화된 척도 및 효과적인 비교가 이루어졌다. 이러한 노력에도 불구하고 영국의 50만명을 집단으로 한 바이오뱅크 코호트(Biobank cohort) 연구에서 전반적인 신체활동과 TV 시청, 수면시간 등을 탐색한 결과, 2030년까지 비만 성인은 1,100만명 가량이 더 증가할 것으로 예측하고 있다(Cassidy, Chau, Catt, Bauman, & Trenell, 2017; Wang, McPherson, Marsh, Gortmaker, & Brown, 2011).

비만인들의 건강을 개선시키기 위한 운동의 유형은 걷기, 자전거 타기, 수영, 그리고 에어로빅과 같은 유산소성 운동들이 있지만, 이중 걷기가 가장 선호되고 있는 심폐기능 운동이다(Rajadnya et al., 2017; Ohtake, 2008). 이 외에도 비만인들의 건강관리를 위한 운동프로그램의 역할은 빠르게 진화하고 있는데, 전 세계적으로 많은 과학단체와 학자들이 관련 연구에 임하고 있다(Schmitz et al., 2003; Willis et al., 2012).

걷기와 직접적인 관계가 성립되지는 않지만, 신체에 적용되는 해로운 힘 성분은 충격력 적용의 크기와 속도에 달려 있으며(Nigg, 1985), 하중의 크기와 속도에 영향을 미치는 요소에는 운동속도, 높이, 신발유형, 체중, 착륙 동안 지면조건, 그리고 착지전략이 있다(Frederick & Hagy, 1986; McNitt-Gray, 1991; McNitt-Gray, Yokoi, & Millward, 1993; Nigg & Morlock, 1987; Ramey & Williams, 1985; Ricard & Veatch, 1994; Stacoff, Denoth, Kaelin, & Stuessi, 1988; Wit, Clercq, & Lenoir, 1995). 신체적 활동 시 신체에 큰 충격력이 반복적으로 가해지면 부상이 발생할 수 있고, 운동수행능력도 저하될 수 있기에(Nigg, 1985), 동적(dynamic)이고 기능적인 활동 중에는 힘을 제어함과 동시에 적절하게 흡수할 수 있는 능력이 부상을 예방할 수 있다(Hargrave, Carcia, Gansneder, & Shultz, 2003).

이 관점에서 비만인들의 보행 관련 운동학적·운동역학적 변인들은 서로 일관성이 없지만, 건

강한 성인들의 보행특징과도 일치하지 않는다(Vartiainen et al., 2012). 비만인들의 보행역학은 하지 움직임의 경직성이 나타나 지면 접촉과정에서 충격흡수와 부하율(loading rate)을 감소시킨다(Hyun, Ryew, 2016). 이러한 특징을 상쇄시키기 위한 노력으로, 착용하는 신발종류에 따른 충격유형과 동적자세안정성 특징에 차이를 분석할 필요가 있다.

우선, 운동학적 관점에서 비만인들의 보행특징은 짧은 보폭, 두 발 지지기 간 넓은 폭(width), 그리고 시간지연이 나타나고(Spyropoulos, Pisciotta, Pavlou, Cairns, & Simon, 1991; McGraw, McClenaghan, Williams, Dickerson, & Ward, 2000; Lai, Leung, Li, & Zhang, 2008; Browning & Kram, 2007), 엉덩과 무릎관절의 운동범위가 감소된다(Messier, 1994). 이러한 부적절한 보행 자세와 증가된 체중은 하지관절에 작용하는 하중도 증가시켜(Andriacchi & Mündermann, 2006) 부상 또는 관절염을 유발시킨다(Hochberg et al., 1995; Stürmer, Günther, & Brenner, 2000).

운동역학적 측면에서 특히, 부하율은 신체 조직에 가해지는 응력속도의 척도이며(Wit et al., 1995; Cook, Farrell, Carey, Gibbs, Wiger, 1997), 높은 부하율은 충격흡수가 빈약함과 동시에 단시간 동안 큰 충격이 신체에 전달된다(Hargrave et al., 2003). 실제로 비만 혹은 과체중인들에게 무릎 관절염의 발병 확률은 매우 높으며(Davis, Ettinger & Neuhaus, 1990; Messier, 1994), 체중 증가에 따른 비정상적인 보행 습관은 하지관절에 작용하는 하중과 스트레스를 증가시키고 관절의 상해 및 관절염을 발생시키는 요인으로 작용한다(Hartz et al., 1986; Hochberg et al., 1995; Stürmer, Gunther & Brenner, 2000). 이와 같이, 일상생활에서 보행은 누구에게나 이동의 목적으로 사용되고 있으며, 비만인들에게 걷기운동을 선호하고 있다(Rajadnya et al., 2017; Ohtake, 2008). 하지만, 비만인들은 보행 동안 뻣뻣한 형태의 하지 경직성과 외부로 부터의 외력, 그리고 다양한 상황(e.g. 피로, 불규칙지면, 무리한 동작의 수반, 자세복구의 실패)에 의해 관절염, 부상, 그리고 2차적으로 우려될 수 있는 낙상이 발생할 수 있다. 이에 적절한 신발의 선택은 비만인들에게 중요하지만, 일상생활에서 규정된 근무복장으로 밀창이 딱딱한 구두를 착용해야 하거나, 운동 시에는 운동화를 착용한다. 즉 개인의 목적과 체중을 고려한 신발정보의 부족으로 인해 적합한 신발의 선택에 어려움을 겪는다.

이와 같이, 전 세계적으로 비만인구가 지속적으로 증가되고 있지만, 이들의 보행특성에 적합한 신발을 선택하기 위한 정량적인 정보와 자료들은 부족하다. 따라서 평지보행 시 비만인들이 착용하는 신발의 종류에 따른 보행동작을 정량적으로 파악하기 위한 새로운 연구가 필요하다.

2. 연구의 목적

본 연구의 목적은 비만 남성들을 대상으로 맨발보행 외에도 신발종류(구두, 운동화)에 따른 동적자세안정성과 지면반력 변인들의 변화를 분석하는 것이다. 이 연구에서는 동적자세안정성과 충격유형을 좌-우기울기 각도(XCOM θ [extrapolated center of mass]), 동적자세안정성지수 (medial-lateral, anterior-posterior, vertical, dynamic postural stability index), 3방향별 지면반력(medial-lateral, anterior-posterior force), 부하율/loading rate), 감소율(decay rate), 그리고 압력의 중심 변인(medial-lateral, anterior-posterior)들을 이용해 예측 및 파악하고, 분석된 변인들과 지면반력 성분의 세타(theta)로 결과 값의 신뢰도를 높이고자 하였다.

따라서 본 연구의 목적은 체중조절에 실패하거나, 어려움이 있는 자들에게 신발의 종류가 보행의 효율성에 도움이 될 수 있는지 규명하고, 이들이 적합한 신발을 선택할 수 있는 정량적인 자료를 확보하는 것이다.

3. 연구의 문제

- 1) 평지보행 시 비만 남성들이 착용하는 신발종류에 따라 시간변인에 차이가 나타나는가?
- 2) 평지보행 시 비만 남성들이 착용하는 신발종류에 따라 좌-우 기울기 각도(COP-XCOM θ)에 차이가 나타나는가?
- 3) 평지보행 시 비만 남성들이 착용하는 신발종류에 따라 압력의 중심(좌우, 전후)변인에 차이가 나타나는가?
- 4) 평지보행 시 비만 남성들이 착용하는 신발종류에 따라 동적자세안정성지수에 차이가 나타나는가?
- 5) 평지보행 시 비만 남성들이 착용하는 신발종류에 따라 지면반력 매개변수에 차이가 나타나는가?
- 6) 평지보행 시 비만 남성들이 착용하는 신발종류에 따라 지면반력성분의 세타에 차이가 나타나는가?

4. 연구의 제한점

본 연구를 수행함에 있어서 다음과 같은 제한점이 있었다.

- 1) 보행 시 양측 다리 간 기능성은 서로 동일한 것으로 가정하고 오른쪽 발의 접지 및 동작만을 평가하였다.
- 2) 신발의 사이즈는 개인의 발 치수에 적합하게 적용하였으나, 이로 인해 발생할 수 있는 데이터의 오류는 제어하지 못하였다.
- 3) 보행 시 맨발과 신발종류는 구두 및 운동화로 제한하였다.
- 4) 보행 시 지면의 조건은 평지로 제한하였다.

5. 용어의 정의

본 연구에 사용되는 용어에 대한 정의는 다음과 같다.

- 1) 초기접지(initial contact, IC): 오른쪽 발이 지면에 접촉되는 동작
- 2) 이지(toe off, TO): 발이 초기접지 후 공중기를 위해 떨어지는 동작
- 3) 공중기(swing) : 오른쪽 발 지지기 이후 왼발지지기 동안 오른쪽 발이 지면에서 떨어져 있는 동작
- 4) 동적자세: 준 동적상태(quasi-static)가 아닌 시간변화에 따른 인간의 동적(dynamic)인 상태

II. 이론적 배경

1. 비만

1) 비만의 정의

세계보건기구(World Health Organization, WHO)에 의하면 비만은 체내 지방이 과도하게 축적되어 건강을 손상시키는 상태로 정의한다. 우리나라의 비만인구는 33.2%로 남자 39.7% 여자 26.0%인 것으로 보고 되었다(보건복지부, 2015). 비만을 정의하는 데 있어서 몸무게(kg)를 신장의 제곱(m²)으로 나눈 체질량지수(Body Mass Index, BMI)를 이용한다. 비만을 결정하는 BMI의 기준은 외국과 우리나라의 기준이 다르다. 비만은 전 세계적으로 위험한 문제로 유병률이 증가하는 추세이다. 특히 여성에 비해 남성의 비만율이 더 높아 남성비만이 문제가 되고 있다.

비만의 원인은 일반적으로, 섭취하는 양에 비해 소비하는 양이 적어 체지방이 증가하는 것으로 설명되고 있다. 하지만 비만은 단순히 한 가지의 원인만으로 발생하지 않으며, 다양한 원인들이 복합적으로 작용한다. 비만은 그 자체가 성인병일 뿐만 아니라 다른 성인병을 유발하는 주요 원인 중 하나라고 할 수 있다. 비만은 이미 만성질환의 주된 원인으로 인식되고 있으며, 전 세계적인 문제로 자리 잡았다. 특히, 고혈압, 심질환, 뇌경색, 당뇨병, 만성 관절질환 등의 원인이 되고, 내분비계 질환 및 특정 암의 영향을 주는 것으로 밝혀져 있다(Owen, 2003). Speakman(2003)은 일반적으로 비만은 섭취하는 에너지보다 소비하는 에너지가 부족한 에너지를 불균형에 의해서 초래된다고 하였고, ACSM(2000) 역시 비만 증가 원인은 단순한 운동 부족으로 기인하기 보다는 운동이나 식사조절, 여유시간 등의 복잡한 요인에 의한 것으로 보이며 일반적으로 비만은 섭취하는 에너지보다 소비하는 에너지가 부족한 에너지 불균형에 의해서 도출된다고 하였다. 이렇듯 비만을 에너지 균형 면에서 볼 때 우리가 사용하는 에너지보다 더 많은 에너지를 섭취하여 칼로리의 잉여상태가 지속되면 체중이 증가하면서 비만이 초래되는 것이다(ACSM, 2000).

2) 비만도 측정 방법 기준

비만을 평가하는 방법을 크게 두 가지로 분류하면 비만을 정하는 방법과 체지방의 분포양상

을 평가하는 방법으로 나눌 수 있다. 먼저 비만을 정하는 방법으로는 현재 임상에서 가장 많이 사용하고 있는 것이 체질량지수 (body mass index: BMI)와 생체 전기저항 분석법 (bioelectrical impedance analysis; BIA)을 이용한 체지방률 (%fat)이 있다. 신체질량지수는 '체중(kg) ÷ {신장(m)}²'의 공식을 이용하여 산출한다. 비만판정 지표에 의한 체지방률이 정상에 해당하더라도 체지방이 신체 중심부에 과도하게 축적되는 복부비만의 경우 비만 관련 질병 합병증 발생 위험이 증가한다고 보고되고 있다(Must et al., 1999). 따라서 임상에서는 체지방의 분포양상을 간편하게 측정할 수 있는 엉덩이둘레에 대한 허리둘레의 비 (waist-hip ratio; WHR)와 허리둘레(waist-circumference; WC)를 이용하여 비만을 평가하게 된다. WHR은 엉덩이 둘레 한 허리둘레의 측정비로서, 여성의 경우 0.85 이상일 때 복부비만으로 진단된다(Pouliot et al., 1994). WHR은 심혈관질환 발생위험을 예측하는데 유용한 것으로 알려져 있으나 내장지방량의 변화를 적절히 반영하지는 못한다는 제한점이 있다. 허리둘레는 여자의 경우 80 cm 이상을 비만으로 제시하였으며(WHO, 2000), 신장에 관계없이 복부 비만 정도를 잘 반영할 뿐 아니라 (Han et al., 1997) 심혈관질환 위험인자를 잘 반영하는 것으로 알려져 있다 (Pouliot et al., 1994). 그러나 내장지방량보다는 전체 지방량의 영향을 더 크게 받기 때문에 (Harris et al., 2000; Ross, Leger, Morris, DeGuise & Guardo, 1992), 비만 정도가 높을수록 내장지방량과의 상관계수는 크게 낮아지는 단점이 있다. 이 두 가지 방법은 줄자를 이용하는 방법으로 측정자 간 혹은 측정자내 오차가 발생하여 그 재성이 떨어지며 (Heymsfield, Allison, Wang, Baumgartner & Ross, 1998), 측정 시 분별을 결정하기가 어려운 점(WHO, 2000) 등이 지적되고 있다.

2. 보행

1) 보행의 정의

보행은 신체가 다른 곳으로 움직이고 이동하는 것을 의미한다(Perry, 1992). 보행은 인간의 신경조직과 근 골격 조직 등이 총괄적으로 사용되는 복잡한 과정이며, 한 쪽 다리가 입각기의 안정된 상태를 유지하는 동안 동시에 반대 다리가 몸을 앞으로 움직이게 하는 연속적이고 반복적인 동작이다(Prince, 1997).

보행의 특성은 발이 딛는 지면의 형태, 신발의 유형 등과 같은 외적인 영향뿐만 아니라 질병의 유 무, 남녀 차, 연령 차 등과 같은 보행 주체자의 특성에 따라 영향을 받는 것으로 알려지고 있으며(류지선, 2006; Imms & Edholm, 1981), 지면과 직접적으로 맞는 신발은 상해와

밀접하게 관련되어 운동역학적으로 많은 관심을 끌어왔다(류지선, 2010).

2) 보행분석

인체 이동에 관한 연구는 1873년 Marey의 보행 분석에서 시작되었으며, 초기의 연구는 영상 기술을 이용한 운동학적 분석이 주종을 이루었으면 많은 연구가 진행되면서 현재는 보행의 모든 장애 요인을 분석하기 위해 사용되어지고 있다(Perry, 1992). 과학적인 보행 분석은 1870년대 Marey와 Muybridge에 의해 만들어진 사진술(Photographic measurement)로 시작되었다. 그 후 1960년대에 Karporic등은 전기 관절각도계(electrionimeter)를 관절 운동 범위 측정에 사용하였고, 1966년에 Murry와 Drought는 광원사진술(light photography)을 이용해 보행을 분석하였다(문곤성, 2004).

1990년대 이후 과학 기자재의 발달과 인체의 근육 수축 기전과 근력 등에 많은 관심을 가지면서 근전도(electromyography)를 이용한 연구가 매우 활발하게 진행되었다. 보행 연구에서도 예외는 아니어서 Perry(1992)는 자유 보행 시 인체 근육들에 대한 근 수축 기전과 활성화도에 대한 연구를 진행 하였으며, 이 후 주동근과 길항근의 관계를 규명 하기위한 연구(Kellis & Baltzopoulos, 1996; Baratta Solomonow, Zhou, Chuinard, & D'Ambrosia, 1988), 관절의 모멘트와 근력을 평가하기 위한 연구(Lloyd & Besier, 2003; McGill, 1992), 보행 속도에 대한 발의 압력에 관한 연구(박경희, 권오윤, 김영호, 2003; Nurse & Nigg, 2001; Burnfield, Few, Mohamed & perry, 2004; Warren, Maher & Higbie, 2004) 등이 진행 되었다.

3) 보행주기와 국면

보행은 인간의 신경조직과 근 골격 조직 등이 총괄적으로 사용되는 복잡한 과정이며, 한 쪽 다리가 입각기의 안정된 상태를 유지하는 동안 동시에 반대 다리가 몸을 앞으로 움직이게 하는 연속이고 반복인 동작이다(Prince, 1997). 보행은 입각기의 안정성을 유지하면서 신체를 앞으로 이동시키는 하지의 되풀이되는 반복진행을 말한다. 각각의 반복 진행은 모든 체간과 하지의 여러 분절 사이에서 상호 작용하여 연속으로 일어나기 때문에 다양한 측면에서 보행을 관찰하는 것이 필요하다(Perry & Burnfield, 2010).

보행은 몸의 이동을 위해 한쪽 다리가 지면에 닿아 체중을 지탱하고 있는 동안 반대쪽 다리는 허공을 가로질러 앞으로 나아간 후 지면에 닿으면서 그 전까지 체중을 지탱하고 있던 다리로부터 체중을 인수받아 이를 지지하는 역할을 하고 있는 체중을 지지해야 할 임무로부터 자

유로워진 반대쪽 다리는 다시 허공을 가르며 앞으로 전진하는 행동이 목적지에 닿을 때까지 무수히 반복되는 동작이다. 똑같은 동작이 계속되므로 반복되는 일련의 기본동작을 "주기(cycle)"의 개념으로 볼 수 있으며, 이를 보행주기(gait cycle)라 한다(문곤성, 2004). 하나의 보행 주기에는 두 개의 주된 국면이 있다. 발이 지면과 접지하는 국면(입각기)과 발이 지면과 접지하지 않고 다음의 지면접지를 준비하기 위해 다리를 흔들고 있는 공중국면(유각기)이 있다. 지지국면은 다시 3개의 세부 국면으로 나뉜다. 즉 두발이 모두 지면과 접지하고 있는 처음의 양발지지 국면(initialdoublestance: 초기 양발 지지기), 한쪽 발은 공중에 있고 다른 한쪽 발은 지면과 접지하고 있는 한발지지 국면(singlelimbstance: 한발 지지기), 두발이 다시 지면과 접지하고 있는 두 번째 양발지지 국면(terminaldouble stance: 말기 양발 지지기)이 있다(김태완, 2005). 일반적으로 입각기는 보행주기의 60%동안 이루어지고, 유각기는 약 40% 각각의 양하지 지지기는 약 10%를 차지한다. 그러나 이것은 개인의 보행속도에 따라 달라지는데 속도가 증가하면 유각기는 비례적으로 더 길어지고 입각기와 양하지 지지기는 점점 짧아지게 된다(정창균, 2011). 보행동작의 가장 중요한 특징은 하지가 신체를 지지하는 역할을 서로 교대하기 위해 두 다리가 모두 땅에 접지하는 순간이 존재하는 것이다. 이 양하지 지지가 상실되면 달리기(running) 동작으로 전환되었음을 의미한다(Whittle, 2002). 보행주기는 활보(stride)라는 용어에 의해서 정의되기도 한다. 이따금 걸음(step)이라는 단어를 사용하지만 그것은 부적절하다. 활보(stride)는 보행주기와 동등하게 나타난다. 그것은 한 하지(limb)의 동작에 기초하기 때문이다. 활보(stride)기간은 같은 하지(limb)에 의해 연속해서 일어나는 초기바닥 접촉 사이의 간격이다(오른쪽 초기 접지 그리고 다른 오른쪽 초기 접기). 걸음(step)은 두 하지(limb) 사이에 타이밍이 적용된다. 여기서 각각의 활보(보행주기)에 두 개에 걸음(step)이 있다. 다른 발의 한 활보(stride) 중간에 다음 입각 기간을 시작하기 위해서 바닥에 접촉을 한다. 각 발에 의한 초기 접촉 사이에 간격이 걸음(step)이다. 이와 같은 시기에 걷는 동안 상반인 형태의 걸음이 나타나게 될 것이다(정석 등, 2006).

인체는 양쪽 하지 위에 얹힌 고형체가 아니고 근육과 신체중심을 움직여가는 각 관절의 운동으로 활동력이 있는 가동관절의 복합체이다. 따라서 신체의 각 부분은 정상인 보행에서 특정한 패턴을 이루는데 그 고유의 역할을 담당하고 있다. 보행의 형태는 생활습관이나 의식구조와 같은 문화적 특성이나 골격구조, 체형과 같은 신체적 특성, 성격과 같은 심리적 특성에 의해 결정된다. 따라서 개개인의 보행동작은 다르게 나타난다(Sutherland, 1988).

3. 신발의 효과

개인은 운동화와 구두를 착용하면서 부상 또는 비정상적인 스트레스를 유발할 수 있다. 운동화는 편안함을 위해 착용하고, 구두의 과도한 착용은 불편함과 관련이 있다. 지나친 하이힐 착용으로 인해 여성들은 파괴적인 발의 다양한 발생 및 다리의 병리 현상의 감소. 기타 가능한 신발에서 발생하는 건강상의 문제에는 발바닥 궤양, 스트레스 골절, 발바닥 근막염, 뒤꿈치 박차 및 증족골이 나타난다(Burnfield, Few, Mohamed, & Perry, 2004; Morag & Cavanagh, 1999). 신발의 중요성에 대해 깊이 인식하면서도 신발을 선택할 때 디자인이나 유행에 치우쳐 선택하는 경향이 많다. 이는 신발에 대한 폭넓은 지식이 없는 까닭이며 그 결과, 인체에 적절하지 못한 신발 선택은 발의 변형이나 병을 유발시키게 된다는 것을 인식해야 할 것이다(정미라 등, 2001). 신발을 설계할 때 고려되어야 할 주요기능은 충격 흡수, 안전성, 운동 조절, 경량성, 접지 능력, 착화감, 유연성, 통풍성, 내구성 등 10가지 요인을 꼽을 수 있다. 이 가운데 충격 흡수와 안전성 및 운동 조절 기능은 신발의 본래 기능과 관련되는 것이다(김석관, 2000). 예를 들어 운동 시 착용하는 신발은 걷기와 달리기와 같은 활동을 할 때 착지에 따른 충격을 흡수하여 발목을 포함한 인체의 여러 관절을 보호하고 부상을 예방하는 역할을 한다. 또한 걷기, 조깅 등의 인간이 기본적인 중요한 이동 수단이며 체력 향상을 위한 활동의 수단으로 사용된다. 효율적인 걷기와 달리기 동작에 관련된 연구는 이제 더 이상 인체의 동작 분석 영역에만 국한되지 않으며, 신발의 종류, 형태, 사용된 소재 등의 효과 검증까지 포함하게 되었다(송주호 등, 2008).

결과적으로 수많은 종류의 신발류에 대한 많은 연구 (운동화, 신발, 아동용 신발, 하이힐)은 신발이 직접적으로 인체의 움직임에 미치는 영향은 다른 종류의 신발류에 대한 연구가 부족하다.

4. 비만인 보행 패턴 선행연구

보행의 동적안정성을 평가하기 위해서는 시상면의 전·후방 기울기각도 보다는 관상면의 좌·우 기울기 각도가 보다 효과적이라고 보고하고 있다(장재관, 윤석훈, 2010). 먼저 비만과 관련된 운동학 연구를 살펴보면, 노윤희 등 (2001)은 여중생의 체지방율에 따른 보행 특성 분석을 통해 체지방율에 따른 보간, 보폭, 활보장은 집단 간 유의한 차이가 없었으며, 신체 중심의 정적 (stable) 좌·우 비율 또한 집단 간 차이가 없었다고 보고하였다. 하지만 체지방율에 따른 평균 압력과 최 압력에서는 집단 간 유의한 차이가 있었으며, 체지방율이 30% 이상인 집단에

서 평균 압력과 최대 압력이 가장 컸다고 보고하였다. 정남주와 윤희중 (2001)은 남자 비만 어린이 보행주기의 생체역학 분석을 통해 보행 지지기의 시간에 비해 스윙기의 시간이 길었으며, 인체 중심의 좌우 변화가 크게 나타났다고 보고하였다.

신성휴 등 (2006)은 비만인들의 보행속도와 하지모멘트에 대한 상관관계 분석을 통해, 보행속도가 증가함에 따라 무릎의 신전 모멘트가 통계적으로 유의한 차이가 있었으며, 엉덩이 관절 모멘트역시 보행 속도가 증가함에 따라 굴곡/신전 모멘트가 두 그룹 간 유의한 차이가 있다고 보고하였다. 한편 김로빈, 진영완, 문곤성 (2005)은 보행속도에 따른 보폭변화가 하지 모멘트에 미치는 영향에 관한 연구를 통해 보행 시 보폭의 증가는 하지 모멘트를 규칙으로 증가시킨다고 보고하였다. 하지만 발목 관절의 경우 빠른 보행 속도에서 최대 배측 굴곡 모멘트, 무릎 관절에서는 일반 보행속도의 최대 배측 신전 모멘트, 그리고 엉덩이 관절에서는 일반 보행 속도와 빠른 보행속도의 최대 신전 모멘트에서만 통계적으로 유의한 차이가 나타났다고 보고하였다.

DeVita & Hortobagyi (2003)은 마른 체형과 비만 체형을 가진 성인 그룹을 대상으로 자기보행속도 (1.2m/sec)와 표준보행속도 (1.5m/s)로 실험한 결과 비만 체형을 가진 집단은 표준속도보다 자기보행속도에서 무릎굴곡이 12% 낮고 발목 족저굴곡이 11% 높았으며, 표준보행속도에서 보다 자기보행속도로 걸을 때 무릎 모멘트와 파워가 줄고 발목 토크와 파워가 더 증가하다. 또한 두 그룹이 표준보행 속도에서 발목의 모멘트와 파워에는 차이가 있었으나 무릎에서는 차이가 없었으므로 비만인은 자신의 체중에 맞게 하지관절에 작용하는 신경근육작용을 재조정하여 하지 관절에 하중을 최소화할 수 있는 것으로 보고하였다.

비만과 보행에 한 연구를 살펴보면, 노윤희 등(2001)은 여생의 체지방율에 따른 보행 특성 분석 연구에서 체지방율에 따른 보간, 보폭, 활보장은 집단간 유의한 차이가 없었으며, 신체 중심의 정적 (stable) 좌·우 비율 한 집단 간 차이가 없었다고 보고하였다. 김태완(2006)은 보행속도가 비만인의 하지관절각과 지면반발력에 미치는 영향에 한 연구에서 하지관절각 중 발목 관절의 경우 배측굴곡각은 비만인 표준보행속도가 정상인 표준보행속도보다 크고, 저측굴곡각은 비만인이 정상인보다 작게 나타났으나 통계 유의성은 없었다고 보고하였으며, 서욱현(2009)은 비만인 그룹 내에서는 보행속도가 빨라질수록 배측굴곡각과 첫 번째 저측굴곡각은 작아지는 반면 두 번째 저측굴곡각은 커진다고 보고하였다. 또한 무릎굴곡의 경우 동일한 속도로 보행 시 비만인과 정상인간 통계적으로 유의한 차이가 없었으며, 비만인 그룹 내에서는 첫 번째 굴곡만 유의한 차이가 있다고 하였다.

신발에 관련된 운동역학적 연구는 신발 자체만의 기능에 관한 것보다 보행이나 주행 시 신발이 인체 동작이나 안전성에 미치는 영향을 연구한 것이 주종을 이루고 있다고 할 수 있다. 체중의 과도한 증가와 감소는 하지관절, 특히 무릎 관절의 통증 등과 관련이 있다고 판단되며, 이를 위해서는 적절한 운동과 식이 요법을 병행해야 함은 일반적으로 널리 알려져 있다. 하지만 신체의 운동 능력에 관해 과학적, 의학적으로 정확히 진단 받지 않은 상태에서 운동 방법을 선택하는 것은 자칫 큰 상해를 일으킬 수 있다(2009, 서욱현).

III. 연구방법

1. 연구대상

본 연구의 대상자는 비만 성인 남성 10명으로 선정하였다. 이들은 최근 1년 이내 척추 및 하지에 대한 외과적 수술이나, 이동에 불편함이 없으며, 우세 다리가 우측인 자들이었다. 실험 전 본 연구의 목적과 내용을 대상자들에게 충분히 설명하였고, 이에 대해 동의하고 자발적으로 서명한 자에 한하여 실험을 실시하였다.

각 대상자들의 비만판정은 체질량지수(BMI)와 허리둔부둘레비(WHR)를 기준으로 평가하였으며, BMI는 비만 $>25 \text{ kg/m}^2$ (WHO, 2000), 그리고 WHR은 비만 >0.9 (Pouliot et al., 1994) 범위를 참고한 결과, 참가 대상자 모두 과체중 이상 비만인 것으로 판정하였다<Table 1>.

Table 1. Characteristics of the subjects

Section	Age (yrs)	Height (cm)	Body mass (kg)	WHR (%)	BMI (kg/m ²)
S 1	34	1.81	98.26	1.01	30.33
S 2	34	1.73	105.12	0.98	35.12
S 3	34	1.84	115.1	1.02	34.00
S 4	34	1.82	120.24	1.14	36.30
S 5	20	1.72	80.95	1.02	27.36
S 6	34	1.69	95.42	0.96	33.41
S 7	34	1.82	90.56	0.95	27.34
S 8	34	1.82	92.53	0.96	28.56
S 9	25	1.78	93.79	0.99	29.60
S 10	34	1.78	85.56	0.96	27.00
Total M \pm SD	31.70 \pm 1.98	1.78 \pm 0.05	97.75 \pm 12.43	0.99 \pm 0.05	30.90 \pm 3.50

Note: WHR, Waist to hip ratio; BMI, Body mass index

2. 실험도구

본 연구의 목적을 달성하기 위해 실험도구는 영상 촬영 장비와 영상분석 장비, 지면반력기 (Ground Reaction Force, GRF)로 구성하였으며, 장비의 세부적인 설명은 <Table 2>와 같다.

1) 영상촬영장비

실험 전 보행로 중앙지점에 3차원 공간좌표를 설정하였다. 총 36개의 통제점이 표시된 직사각형 통제점틀(2m×2m×1m)를 설치하였으며, 4대의 디지털 캠코더(HDR-HC7/HDV 1080i) 및 조명등은 통제점틀 및 실험장면을 포착할 수 있도록 환경을 설정하였다. 이때, 캠코더의 속도는 60 frames/sec, 노출시간(exposure time)은 1/500 sec로 설정하였다.

Table 2. Experimental equipments

Equipments	Model	Manufacturer
Camcorder (Mini DV)	HDR-HC7/HDV 1080i	SONY
Tripod	055XDB	MANFROTTO
Control object	2m×2m×1m	VISOL
A/D sync box	VSAD-101-USB-V2	VISOL
LED	MP-20B	MATIN
Light	-	VISOL
Kwon 3D XP	Motion Analysis Package ver 4.0	VISOL
Force Platform	AMTI OR6-7-2000	AMTI

2) 영상분석장비

본 연구에서 영상분석장비는 Kwon 3D XP Motion Analysis Package ver. 4.0 프로그램 (Visol, Gwangmyeong, Korea)을 사용하여 영상촬영 시 선별된 신체부위(분석대상점)의 실제 위치를 계측하는 경험적(empirical)방식 중 대표적인 Abdel-Aziz & Karara(1971)의 DLT(Direct Linear Transformation)방식을 이용하여 피사점의 실좌표와 상점의 상평면좌표 사이에 존재하

는 변환식으로, 실좌표를 이미 아는 통제점들을 이용하여 변화식의 계수(36 points)를 계산하여 운동학적 변인에 대한 자료를 산출하였다.

3) 신발 유형의 분류

본 연구에서 보행특징의 기준은 맨발(A)로 설정하였으며, 신발의 유형은 구두(B)와 운동화(C)로 설정하였다<Figure 1>.



Figure 1. Types of the Shoes during walking

3. 실험절차

1) 인체 관절점 마커 부착

본 연구에서 실험 전 모든 대상자들은 영상분석 시 활용할 자료를 얻기 위하여 검은색 타이즈를 착용하였다. 인체분절의 매개변수는 Plagenhoef, Evans & Abdelnour(1983)의 자료를 이용하였고, <Table 3>과 같이 인체관절점 21개 외에 기준점 10개를 추가하여 각 대상자에게 부착하였다.

Table 3. Marker attachment points

순서	인체관절점	순서	인체관절점
1	Toe	17	Medial epicondyle
2	Heel	18	Left Thigh
3	Lateral malleolus	19	Anterior superior iliac spine
4	Medial malleolus	20	Lateral wrist
5	Right Shank	21	Medial wrist
6	Lateral epicondyle	22	Right Lateral elbow
7	Medial epicondyle	23	Medial elbow
8	Thigh	24	Shoulder
9	Anterior superior iliac spine	25	Lateral wrist
10	Sacrum	26	Medial wrist
11	Toe	27	Left Lateral elbow
12	Heel	28	Medial elbow
13	Lateral malleolus	29	Shoulder
14	Left Medial malleolus	30	Chin
15	Shank	31	Nose
16	Lateral epicondyle		

2) 실험절차

비만 남성들이 평지 보행동안 착용하는 신발유형에 따라 진행순서는 무작위로 실시하였다. 보행은 직선 주로 10 m 이상 실시하였으며, 중간 지점인 5 m 지점에 지면반력기를 설치하였다. 실험 전, 모든 대상자들에게 자연스러운 보행을 유도하기 위해 충분한 연습시간을 제공하였다. 특히, 보행을 하는 동안 지면반력기 위에서 인위적 하지동작을 일으키거나 보행속도를 느리게 함으로써 자료가 변경될 수 있으며(Perry et al., 2010) 반복측정이 이루어지기 때문에 평지보행 시 자신이 가장 편한 자기선택속도(self-selected speed)로 힐-토(heel-toe) 착지 보행

을 하도록 요청하였다(Buzzi, Stergiou, Kurz, Hageman & Heidel, 2003; Stergiou, Moraiti, Giakas, Ristanis & Georgoulis, 2004).

준비된 자에 한하여 각 개인별 trial은 3회씩 실시하였고, 더 필요한 경우 추가적으로 실시하였다. 이중 대상자의 진술과 데이터의 실시간 처리된 결과 값, 그리고 운동역학 전문가의 판단을 종합해 1 trial 씩의 동작을 분석에 활용하였다. 보행동안 자연스러운 동작을 위해 시선은 지면반력기가 아닌, 보행방향에 대한 정면을 바라보게 하였으며, 충분한 휴식 시간도 제공하였다. 이때, 공간좌표의 설정은 보행의 진행방향(+)을 Y축(axis), 진행의 좌(-)·우축(+)을 X축(axis), 수평과 좌·우 방향에 대한 수직축(+)을 Z축(axis)으로 설정하였다.

3) 변인산출

① XCOM θ

Hof et al. (2007)이 제안한 공식을 사용해 우측 발분절 COP에 대한 XCOM의 좌·우 기울기 각도를 계산하였다.

$$w_o = \sqrt{g/h}$$

$$XCOM = x(i) + (1/w_o) \cdot (dx/dt)$$

$$XCOM\theta(i) = \tan^{-1}(X(i) - x1(i), Z(i) - z1(i))$$

여기서, 세부적인 설명은 다음과 같다.

· w_o = pendulumeigen frequency

g = acceleration of gravity 9.81 m/sec²

h = effective height of the body COM the floor = 1.34l

$x(i)$ = lateral position of COM

$X(i), Z(i)$ = ical and lateral position of COM

$x(i), z(i)$ = ical and lateral position of COP

② 압력중심의 변인

압력중심은 지면반력기에서 측정된 원 데이터(raw data)를 이용해 계산되며 다음과 같이 계

산될 수 있다.

$$COP_x = -\frac{My + cF_x}{F_z} + a, \quad COP_y = \frac{M_x - cF_y}{F_z} + b$$

이때, M_y 는 y 축 방향의 회전력 값, F_x, F_y, F_z 는 X, Y, Z 축 방향의 지면반력 값, a, b, c 는 실제 지면반력 X, Y, Z 방향의 기준점 위치(true origin)이다.

본 연구에서는 좌우, 전후 방향에 대한 최대변화량을 분석하였다.

③ 최대수직지면반력(peak vertical force)의 계산

PVF는 각 대상자가 보행 시 지면반력(GRF)에 오른쪽 발이 닿는 순간부터 지지기 이후 발이 떨어지는 순간 중 최초로 생성된 최대 수직지면 반력 값을 각 대상자의 체중(BW)으로 나누어 표준화하였다.

$$PVF = \text{Max. Vertical GRF(N)/weights(kg)} \cdot g(N/BW)$$

④ 부하율(loading rate)의 계산

부하율은 다음과 같이 초기접촉 시점부터 최대수직지면반력 발생시점까지의 속도를 계산하였다(Munro, Miller & Fuglevand, 1987). 50N은 선행연구를 참고한 결과, 발이 지면에 완전하게 위치되는 과정에서 생성된 힘 값이다.

$$\text{Loading Rate} = (F_{zmax} - F_{z50}) / (T_{F_{zmax}} - T_{F_{z50}}) (N/kg \cdot \text{sec})$$

이때,

F_{zmax} : 최대수직지면반력

F_{z50N} : 초기접지 후 수직지면반력 F_{z50N} 을 넘어선 값

$T_{F_{zmax}}$: F_{zmax} 가 나타난 시점의 시간

T_{Fz50} : $Fz50$ 값이 나타난 시점의 시간

⑤ 동적자세안정성지수(dynamic postural stability index)의 계산

Wikstrom, Tillman, Smith와 Borsa(2005)은 지면에 발이 접촉 시 전·후, 좌·우, 수직의 3차원 방향으로 생성되는 지면반력 성분을 이용하여 부상의 정도를 평가할 뿐만 아니라 움직임에 대한 동적 안정성 평가를 실시하였다. 계산방법은 다음과 같다.

- 좌·우 안정성지수(medial-lateral stability index: MLSI)

$$MLSI = \sqrt{\frac{\sum (0 - Fx)^2}{samples}}$$

- 전·후 안정성지수(anterior-posterior stability index: APSI)

$$APSI = \sqrt{\frac{\sum (0 - Fy)^2}{samples}}$$

- 수직 안정성지수(vertical stability index: VSI)

$$VSI = \sqrt{\frac{\sum (body\ weight - Fz)^2}{samples}}$$

- 전체 안정성지수(dynamic postural stability index: DPSI)

$$DPSI = \sqrt{\frac{\sum (0 - Fx)^2 + \sum (0 - Fy)^2 + \sum (body\ weight - Fz)^2}{samples}}$$

이때, 각 방향별(MLSI, APSI, VSI, DPSI) 평가된 안정성지수의 정밀도가 낮아질수록 안정성은 향상되고, 정밀도가 높아질수록 안정성은 더 저하됨을 의미한다.

⑥ 지면반력 성분의 세터분석

Ryew & Hyun(2015)은 충격력, 부하율 등의 충격유형을 예측하고 쉽게 설명하기 위해 지면

반력 3성분으로 생성되는 패턴을 세타 값으로 변환하였다($r=.603-.980$). 이들은 지면반력 샘플링율을 1,000 Hz로 설정하고, N 값을 BW로 표준화 시켰다. 이 연구에서 분석하고자 하는 충격유형의 결과 값의 신뢰도를 높이기 위해 다음과 같이 계산하였다.

$$\theta = \tan^{-1}\left(\frac{BW}{t}\right)$$

$$=ML\theta = \tan^{-1}\left[\frac{BW_{average}}{1/2(t)}\right]$$

이때, 좌우(ML[medial-lateral]) 방향에 대한 지면반력 값은 매우 불규칙적으로 생성되기 때문에 지지기 동안의 평균 값(average)을 사용하며, 시간(t)은 오른발 지지기 동안 적용된 총 시간에 대한 50% 지점을 적용하였다.

4. 이벤트 및 분석국면

보행 시 오른쪽 발이 지면에 접지 후 왼발 지지기 다음 다시 오른쪽 발이 지면에 접촉 순간까지 3개의 이벤트와 2개의 국면으로 분석하였다.

이벤트

- ① Initial contact 1(IC 1): 오른쪽 발이 지면에 초기 접촉 순간
- ② Toe off (TO): 오른쪽 발이 지면에 접지된 후 앞꿈치가 떨어지는 순간
- ③ Initial contact 2 (IC 2): 오른발이 공중기 이후 다시 지면에 초기접지 되는 순간

국면

- ① Stance: 이벤트 1부터 2까지의 구간이며, 오른발이 지면에 지지기 구간
- ② Swing: 이벤트 2부터 3까지의 구간이며, 오른발이 지지기 이후 공중기 구간

5. 자료처리 및 통계처리

영상분석 결과 자료처리는 Kwon 3D XP 3D Motion Analysis Package Version 4.0 (Visol,

Korea) 프로그램을 이용해 운동학적·역학적 변인을 산출하였다. 이 과정에서 통제점 좌표화, 인체관절점의 좌표화, 동조 및 3차원 자표는 Abdel-Aziz & Karara(1971)의 직접선형변환 방법(Direct Linear Transformation)을 사용하며, Butterworth의 저역통과필터(low-pass filter)법을 이용한 차단주파수(cut-off frequency)는 6Hz로 스무딩하여 노이즈(noise)를 제거한 후 연구변인을 분석하였다.

이와 같이, 산출된 데이터는 통계패키지 SPSS Ver 18.0을 이용하여 신발유형(맨발, 구두, 운동화)에 따라 반복측정분산분석을 실시하였다. 각 변인에서 통계적 유의한 차이 발견 시 사후검증(post hoc test: Duncan)을 실시하였으며, 모든 통계적 유의수준은 $\alpha=.05$ 로 설정하였다.

IV. 연구 결과

1. 소요시간의 변화

비만 남성들이 평지보행동안 신발유형에 따른 각 구간별 소요시간의 기술통계량 및 변량분석 결과는 <Table 4, 5>와 같다.

보행 동안 지지기와 1 걸음걸이에서 신발유형에 따라 서로 차이가 있었으며, 통계적으로 유의하였다($p<.05$). 사후검증을 실시한 결과, 맨발보행이 구두, 운동화 보행 보다 더 짧은 시간을 보였다<Figure 2>.

Table 4. Result of elapsed time according to the shoe types during walking(unit: sec)

Section	Phase	Types of footwear		
		Barefoot(A)	Men's shoes(B)	Sneakers(C)
Time	Stance	0.63±0.03	0.66±0.04	0.67±0.02
	Swing	0.38±0.03	0.38±0.01	0.38±0.02
	1 stride	1.01±0.06	1.05±0.04	1.05±0.04

Values are mean (M)±standard deviation (SD)

Table 5. Variance analysis result of elapsed time according to the shoe types

Source	Section	SS	d	ms	F	p	Duncan
Shoes types	Stance	0.011	2	0.005	3.635	.047*	A>B,C
	Swing	0.001	2	5.623	0.099	.906	NS
	1 stride	0.010	2	0.005	4.398	.028*	A>B,C
Error	Stance	0.004	9	.001			
	Swing	0.010	18	.001			
	1 stride	0.020	18	.001			

* $p<.05$, NS: no significant

A: Barefoot, B: Men's shoe, C: Sneakers

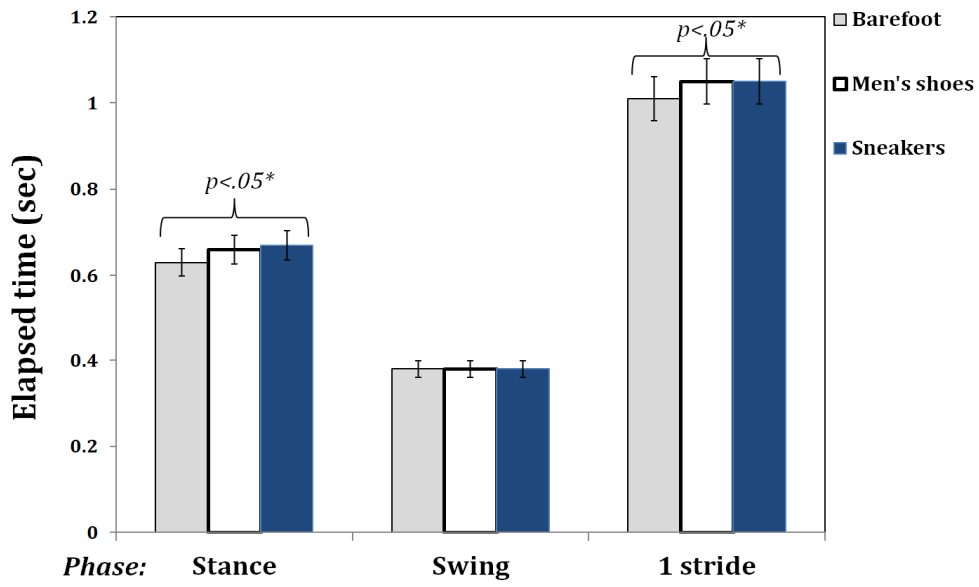


Figure 2. Elapsed time during walking

2. 좌우 기울기각도의 변화

비만 남성들이 평지보행동안 신발유형에 따른 XCoM θ 은 지지기 동안 최대 변화 시점을 분석하였으며, 기술통계량 및 변량분석결과는 <Table 6, 7>과 같다. 신발유형에 따라 좌-우 기울기 각도에 서로 차이가 있었으며, 통계적으로 유의하였다($p<.001$). 사후검증을 실시한 결과, 운동화 보행이 구두, 맨발보행 보다 더 큰 기울기 각도를 보였다<Figure 3>.

Table 6. Result of XCoM according to the shoe types during walking(unit: deg.)

Section	Phase	Types of shoes		
		Barefoot(A)	Men's shoes(B)	Sneakers(C)
XCoM	Stance	9.60±3.77	13.33±2.76	15.26±2.21

Values are mean (M)±standard deviation (SD)

Table 7. Variance analysis result of XCoM according to the shoe types

Source	Section	SS	d	ms	F	p	Duncan
Shoes types	XCoM	165.445	2	82.722	9.719	.001***	A>B,C
Error	XCoM	153.202	18	8.511			

*** $p<.001$

A: Barefoot, B: Men's shoe, C: Sneakers

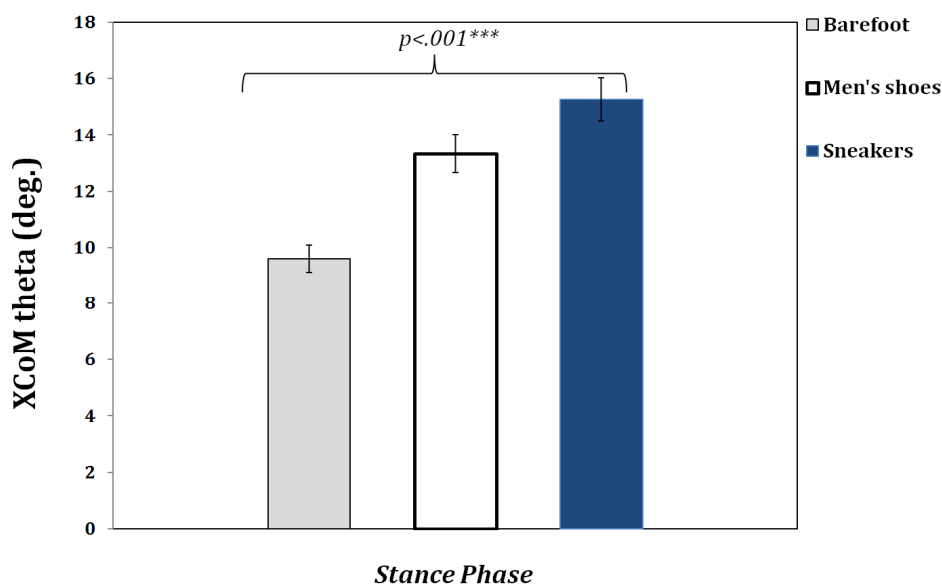


Figure 3. XCoM theta during walking

3. 압력중심의 변화

비만 남성들이 평지보행동안 신발유형에 따른 압력의 중심 변인들은 좌-우, 전-후 방향에 대한 최대 진동범위를 분석하였으며, 기술통계량 및 변량분석결과는 <Table 8, 9>와 같다.

ML COP는 신발유형에 따라 서로 차이가 있었으며, 통계적으로 유의하였다($p<.05$). 반면, AP COP는 신발 유형에 따라 큰 차이는 없었으며, 통계적으로 유의하지 않았다($p>.05$). ML COP에 대한 사후검증을 실시한 결과, 맨발보행이 운동화와 구두 보행 보다 더 큰 이동범위를 보였다<Figure 4>.

Table 8. Result of COP variables according to the shoe types during walking(unit: cm)

Section	Types of shoes		
	Barefoot(A)	Men's shoes(B)	Sneakers(C)
COP			
Medial-lateral	1.89±0.53	1.15±0.48	1.63±0.48
Anterior-posterior	13.17±1.63	14.97±2.86	14.98±2.89

Values are mean (M)±standard deviation (SD)

Table 9. Variance analysis result of COP according to the shoe types

Source	Section	SS	d	ms	F	p	Duncan
Shoes types	ML	2.810	2	1.405	4.988	.019*	A>C>B
	AP	21.725	2	10.863	1.762	.200	NS
Error	ML	5.070	18	.282			
	AP	110.941	18	6.163			

* $p<.05$, NS: no significant

A: Barefoot, B: Men's shoe, C: Sneakers

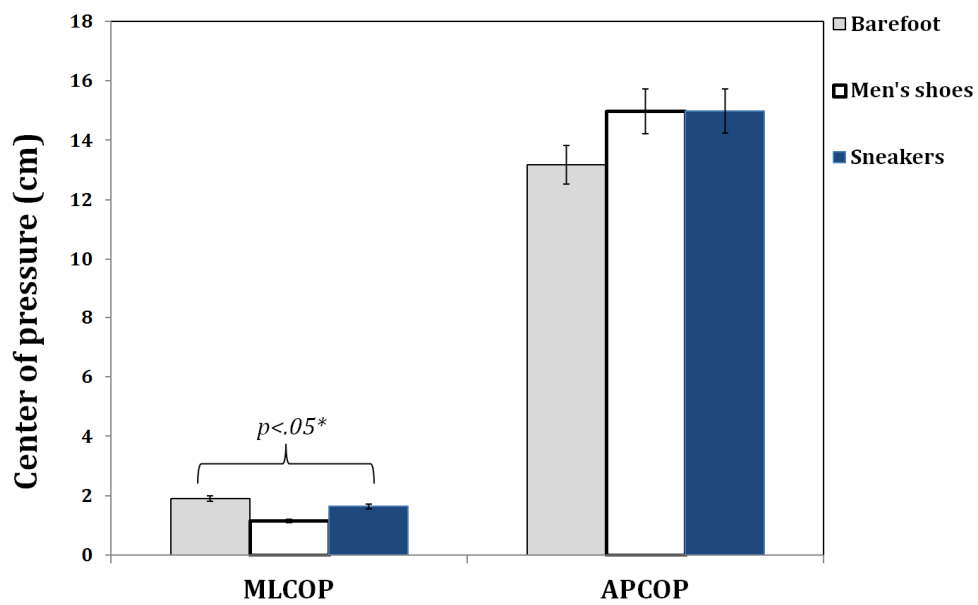


Figure 4. Center of pressure during walking

4. 동적자세안정성지수의 변화

비만 남성들이 평지보행동안 신발유형에 따른 동적자세안정성지수의 기술통계량 및 변량분석결과는 <Table 10, 11>과 같다.

MLSI, APSI, VSI, DPSI는 신발유형에 따라 서로 차이가 있었으며, 통계적으로 유의하였다 ($p<.05$). 이에 사후검증을 실시한 결과, 구두 보행이 맨발과 운동화보행 보다 안정성 지수는 더 낮은 것으로 나타났다<Figure 5>.

Table 10. Result of DPSI variables according to the shoe types during walking

Section	Types of shoe		
	Barefoot(A)	Men's shoe(B)	Sneakers(C)
Medial-lateral stability index	3.96±1.93	7.74±3.13	5.47±2.90
Anterior-posterior stability index	26.47±8.33	29.13±6.95	19.55±7.81
Vertical stability index	121.66±36.34	176.50±39.03	112.09±38.32
Dynamic Postural stability index	152.10±43.20	213.38±47.00	137.12±47.00

Values are mean (M)±standard deviation (SD)

Table 11. Variance analysis result of DPSI according to the shoe types

Source	Section	SS	d	ms	F	p	Duncan
Shoes types	MLSI	72.275	2	36.137	7.917	.003**	B,C>A
	APSI	489.409	2	244.704	4.709	.023*	B,A>C
	VSI	24159.257	2	12079.628	7.867	.004**	B>A>C
	DPSI	32647.579	2	16323.789	7.453	.004**	B>A>C
Error	MLSI	82.162	18	4.565			
	APSI	935.385	18	51.966			
	VSI	935.385	18	51.966			
	DPSI	39425.046	18	2190.280			

* $p<.05$, ** $p<.01$

A: Barefoot, B: Men's shoe, C: Sneakers

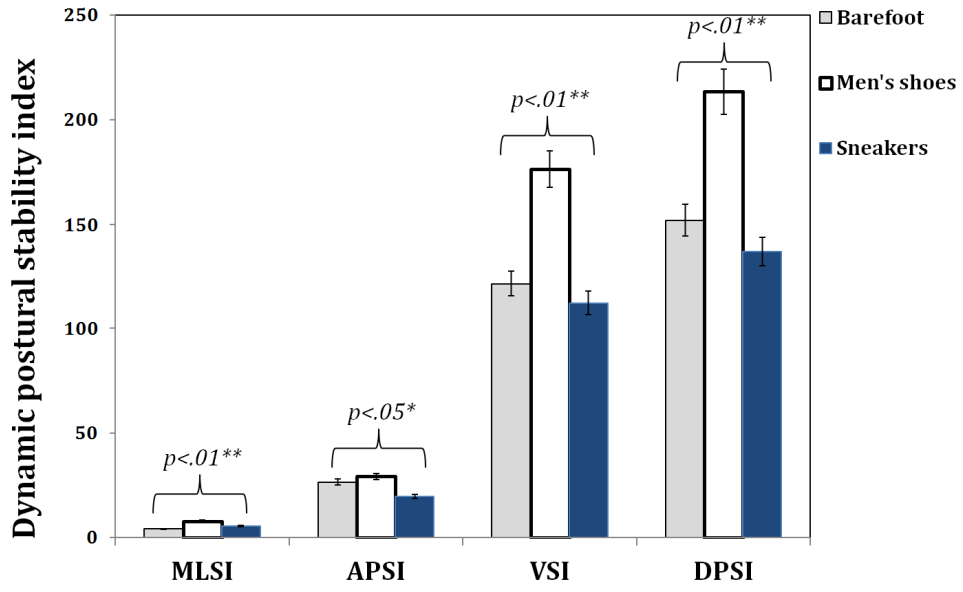


Figure 5. DPSI during walking

5. 지면반력 매개변수의 변화

비만 남성들이 평지보행동안 신발유형에 따른 지면반력 변인들의 기술통계량 및 변량분석결과는 <Table 12, 13>과 같다.

신발유형에 따라 좌우, 전후 지면반력은 서로 큰 차이가 없었으며, 통계적으로 유의하지 않았다($p>.05$). 최대수직지면반력과 부하율은 신발유형에 따라 서로 차이가 있었으며, 통계적으로 유의하였다($p<.001$). 사후검증을 실시한 결과, 구두 보행이 맨발과 운동화 보행 보다 더 큰 부하율을 나타냈다<Figure 6>.

Table 12. Result of GRF variables according to the shoe types during walking

Section	Types of shoes		
	Barefoot(A)	Men's shoe(B)	Sneakers(C)
Medial-lateral force (N/BW)	-0.04±0.04	-0.05±0.03	-0.04±0.03
Anterior-posterior force (N/BW)	-0.16±0.01	-0.14±0.05	-0.14±0.07
Peak vertical force (N/BW)	1.13±0.08	1.36±0.08	1.14±0.12
Loading rate (N/BW·sec ⁻¹)	10.43±2.32	14.15±3.01	9.07±2.11

Values are mean (M)±standard deviation (SD)

Table 13. Variance analysis result of GRF variables according to the shoe types

Source	Section	SS	d	ms	F	p	Duncan
Shoes types	ML	.001	2	.000	1.530	.243	NS
	AP	.002	2	.001	.653	.533	NS
	V	.345	2	.173	26.564	.001***	B>A,C
	Loading rate	138.248	2	69.124	15.424	.001***	B>A,C
Error	ML	.005	18	.000			
	AP	.034	18	.002			
	V	.117	18	.007			
	Loading	80.669	18	4.482			

*** $p<.001$, NS: no significant

A: Barefoot, B: Men's shoe, C: Sneakers

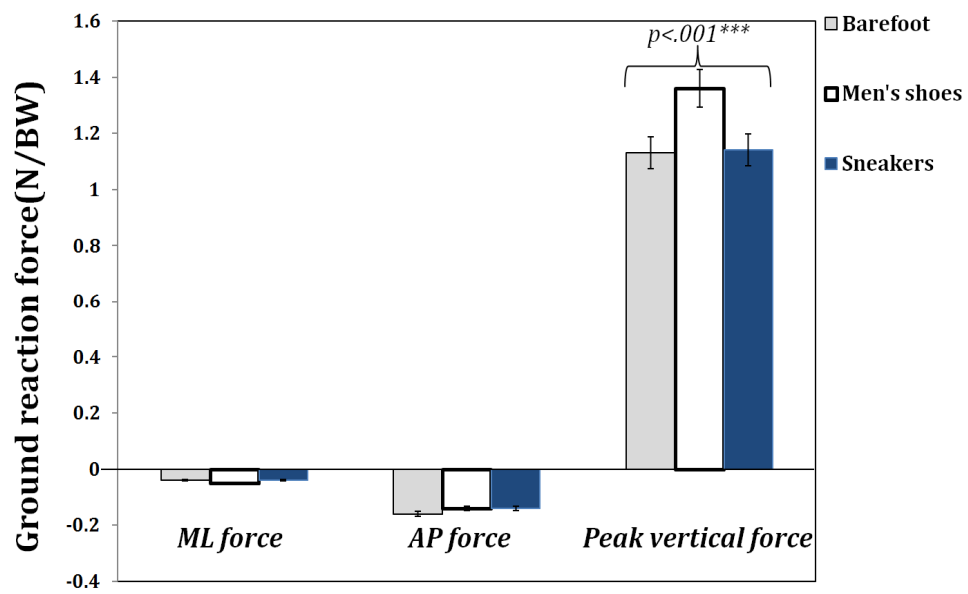


Figure 6. GRF during walking

6. 지면반력 성분 세타의 변화

비만 남성들이 평지보행동안 신발유형에 따른 지면반력 성분 세타의 기술통계량 및 변량분석결과는 <Table 14, 15>와 같다.

신발유형에 따라 좌우 지면반력 성분의 세타는 서로 큰 차이가 없었으며, 통계적으로 유의하지 않았다($p>.05$). 전후, 최대수직지면반력 세타는 신발유형에 따라 서로 차이가 있었으며, 통계적으로 유의하였다($p<.001$). 이러한 결과는 지면반력의 변화<Table 13>에 제시된 사후검증의 결과와 유사하게 구두 보행이 운동화와 맨발 보행보다 더 큰 기울기를 나타냈다<Figure 7>.

Table 14. Result of GRF theta according to the shoe types during walking(unit: deg.)

Section	Types of shoe		
	Barefoot(A)	Men's shoe(B)	Sneakers(C)
Medial-lateral theta	-0.11±0.07	-0.07±0.03	-9.11±0.28
Anterior-posterior theta	57.32±7.47	59.82±9.77	46.20±14.10
Peak vertical theta	84.76±1.03	86.75±0.68	83.50±1.46

Values are mean (M)±standard deviation (SD)

Table 15. Variance analysis result of GRF variables according to the shoe types

Source	Section	SS	d	ms	F	p	Duncan
Shoes types	ML	542.460	2	271.230	1.008	.385	NS
	AP	1052.813	2	526.406	7.982	.003**	B,A>C
	V	53.511	2	26.756	18.677	.001***	B>A,C
Error	ML	4841.522	18	268.973			
	AP	1187.055	18	65.947			
	V	25.785	18	1.433			

** $p<.01$, *** $p<.001$, NS: no significant

A: Barefoot, B: Men's shoe, C: Sneakers

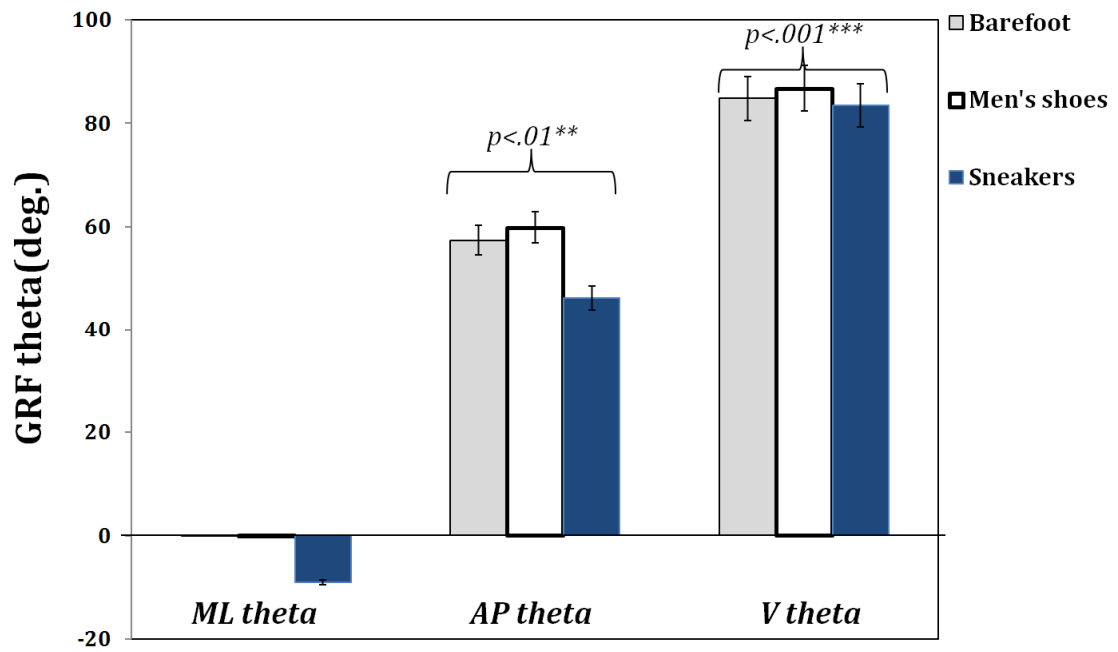


Figure 7. GRF theta during walking

V. 논 의

걷기운동은 체중관리에 큰 도움이 되는 운동이며 비교적 안전하다고 알려져 있다. 하지만, 과체중 이상 비만인들의 과도한 체중은 전신(whole body) 외에도 다리분절의 무게도 비례적으로 증가시켜 신체가 받아들이는 충격유형과 보행안정성을 변화시킨다. 선행연구자들은 보행동안 과도한 체중이 자세 불안정성과 불가분의 관계가 있음을 시사하였으며(McGraw et al., 2000; Berrigan et al., 2006; Hue et al., 2006; Teasdale et al., 2007), 낙상 발생률이 높고 이를 예방하기 위한 특정치료가 필요하다고 주장하고 있다(Corbell et al., 2001). 하지만 개인의 목적(e.g. 직장생활, 작업, 야외 운동, 실내 등에서 보행)에 따라 착용하는 신발의 종류도 다양하지만, 보행의 안정성과 효율성에 도움을 줄 수 있는 신발을 선택하기 위한 정량적 정보는 부족하다. 이에 본 연구는 평지보행 시 비만인들이 착용하는 신발종류에 따른 동적자세안정성과 지면반력 변인들의 변화를 분석하였다.

1. 보행동안 소요시간의 변화

비만인들이 보행 동안 신발유형에 따른 1 걸음걸이의 소요시간은 맨발보행이 1.01 sec로 구두보행의 1.05 sec와 운동화 보행의 1.05 sec 보다 더 짧은 시간을 보였다. 이러한 결과는 지지기 구간에서 맨발보행이 0.63 sec로 가장 짧게 나타나, 이보다 더 지연된 구두보행의 0.66 sec 및 운동화 보행의 0.67 sec 의 시간차이에 의해 발생된 것이다.

보행은 신경계, 감각운동, 근골격계, 그리고 전정시스템을 비롯한 여러 시스템을 조정하는 연속적인 결과이다(Chi & Wang, 2007). 이러한 시스템 중, 비만인들은 족저(plantar) 부위에 감수성(sensitivity)장애를 갖는다고 보고하고 있는데(Wu & Madigan, 2014), 발바닥 부위에 추가적인 운동화 및 구두의 밀착 두께가 족저부위의 감수성을 더 악화시켜 지지기 시간도 지연시키는 것이라 사료된다. 반면, 지지기 이후 스윙기는 다음 보를 위해 발 분절이 전·상 방향으로 추진하는 단계로써, 발을 적절한 위치에 배치하기 위한 전략에는 서로 큰 차이가 없다고 판단된다.

2. 좌-우 기울기각도의 변화(XCoM theta)

본 연구에서 보행의 동적안정성은 XCoM theta로 분석하였으며, XCoM theta는 동적 상태에서 이동속도에 의해 결정된 COG의 위치좌표를 COP에 대한 수직 배열 및 기울기 각도로 분석하는 방법이다. 연구결과, 지지기 동안 맨발보행은 9.60 degree로 나타나 구두보행의 13.33 degree와 운동화보행의 15.26 degree 보다 더 적은 범위를 보였으며, 통계적으로 유의하였다. XCoM 산출방법을 개발한 Hof et al.(2007)에 의하면, 보행 동안 신체의 체간은 한쪽 다리에 의해 지지되지만 COG는 지지된 한쪽 다리의 위가 아닌 반대측으로 이동되는데, 이러한 근본적인 불안정 시스템은 능동적인 제어로만 안정화 시킬 수 있다고 보고 하였다(Hof et al., 2007).

특히, 비만인들에게서 관찰되는 높은 낙상율은 부분적으로 발과 지면 사이에 미끄러짐이 발생되었을 때, 순간적으로 균형을 유지할 수 있는 능력이 부족한 것에 기인된다(Madigan, Rosenblatt, & Grabiner, 2014). 또, 지방조직 축적과 체질량 증가는 신체 균형의 감소를 초래하며, 근육 반응도 지연시킨다(Kejonen, Kauranen, & Vanharanta, 2003; Ledin & Odkvist, 1993; McGraw, McClenaghan, Williams, & Dickerson, 2000). 이에 본 연구에서 분석된 XCoM 좌-우 기울기 각도의 증가는 비만인들이 신발을 착용한 상태에서 미끄러짐이 발생되었을 때, 이미 COG가 기저면에서 벗어난 형태로, 균형성을 유지하기 더 어렵고 낙상율을 증가시키는 중요한 요소라 생각된다.

특히, 본 연구에서 구두의 착용도 XCoM 각도를 증가시켰으나, 운동화 보행에서 이러한 특징은 더 크게 작용하였다. 일반적으로 신발에 사용되는 insole과 밑창의 형태는 개인특징에 따라 편안함과 동시에 피로도에 영향을 줄 수 있지만(Che, Nigg, & Koning, 1994), 비만인들에게는 오히려 쿠셔닝 재질이 COG에 대한 좌-우 기울기 범위를 더 증가시키고, 낙상발생과 밀접한 관련이 있다고 사료된다. 하지만, 이러한 특징은 개인의 신체적 특성, 신발 재질과 쿠셔닝 수준에 따라 달라질 수 있기 때문에 비만인 보행 및 신발의 재질 관련 추가적인 연구가 필요하다고 생각된다.

3. 압력중심 변인의 변화

본 연구에서 분석한 좌-우, 전-후 방향에 대한 압력의 중심(center of pressure)변인은 균형 조절 과정과 COG의 움직임 모두 반영하여 외측 하지에 대한 자세제어를 측정할 수 있다(Rocchi, Chiari, & Cappello, 2004). 본 연구에서 압력중심의 변인은 오른발 지지기 동안 생성

된 좌-우, 전-후 방향에 대한 최대·최소 COP의 진동범위를 분석하였다. 전후방향에 대한 COP에서 보행 조건에 따라 맨발보행은 13.17 cm, 구두보행은 14.97 cm, 운동화 보행은 14.98 cm로 서로 큰 차이는 없었다. 그러나 좌우 방향에 대한 COP는 맨발보행이 1.89 cm로 나타나, 운동화 보행의 1.63 cm와 구두보행의 1.15 cm 보다 더 큰 진동범위를 보였다.

COP의 좌-우 변화는 발 분절이 지면에 초기 접지 시 충격 흡수를 위한 빠른 회내(pronation) 동작에서 기인되며, 발과 발목을 제어하기 위해 서로 다른 전략을 사용한다(Chiu, Wu, & Chang, 2013). 또한 좌-우 COP는 신체가 외부 환경의 다양성에 따라 생체역학적 변화를 감지하고 방어하는 메커니즘으로써, 보행 패턴을 변경시킨다(Nurse & Nigg, 1999). 이 관점에서 비만인들이 착용하는 구두와 운동화는 발에 대한 감각피드백(sensory feedback)을 변경시키는 것이며, 잠재적으로 보행 자세를 변경시킬 수 있다고 판단된다. 또한 일상생활에서 보행이 장시간 지속적으로 발생하는 만큼, 좌-우 COP 변화로 인한 보행자세의 변경은 연쇄적으로 발-하퇴-대퇴 등의 하지 전체에 대한 근골격계 반응에도 영향을 줄 수 있음을 시사한다(Nurse & Nigg, 1999).

4. 동적자세안정성지수의 변화

이 연구에서 동적안정성은 XCoM theta로 분석하였으나, COG 이동으로 인한 하중과 시간관계로도 살펴보았다. 체중의 증가와 낙상의 위험 간에 선형적인 상관관계가 있다고 보고하고 있으며(Himes & Reynolds, 2012), 비만인은 높은 낙상 관련 부상률을 갖는다(Finkelstein et al., 2007). 이에 본 연구에서 분석한 동적자세안정성지수는 비만인들이 착용하는 신발유형에 따라 오른발 지지기 시 지면반력 변인에서 3방향으로 전개되는 각 힘 성분을 샘플 수로 나누어 산출하였다. 이때 샘플 수는 초기접촉부터 발이 이지되는 순간까지로 정의하였으며, 이 계산방법에 의한 해석은 지수의 값이 감소될수록 안정성은 향상된 것을 의미하고 지수의 값이 증가하면 안정성은 감소되는 것을 의미한다(Wikstrom, Tillman, Smith, & Borsa, 2005).

연구결과, MLSI는 맨발보행이 3.96으로 구두보행의 7.74와 운동화보행의 5.47보다 안정성은 향상되었으며, 통계적으로 유의하였다. 또한 APSI, VSI는 구두보행이 맨발과 운동화보행보다 안정성은 더 감소되는 형태를 보였는데, 이러한 형태는 MLSI, APSI, VSI를 합한 DPSI의 변화에도 영향을 주는 것으로 나타났다. 비만인들의 발 모양은 정상체중인들에 비해 더 넓고, 평평한 형태를 가지기 때문에 발 건강과 만족도가 향상되어야 활동증가에 대한 잠재적인 이득을

언을 수 있지만(Price & Nester, 2015), 비만인들의 발 형태를 고려하지 않은 일반화된 구두의 형태 및 딱딱한 밑창의 재질은 불편함을 줄 수 있다고 사료된다. 특히, 이 연구에서 오른쪽 발이 지지기 동안 생성되는 지면반력의 패턴도 안정성을 평가하는데 중요한 요소이지만, 비만인들이 선택하기에 제한적인 일반화된 구두는 보행 시 보다 짧은 시간에 충격력과 전단력이 생성되어, 미끄러짐을 유발시킬 수 있는 중요한 요소임을 시사한다.

5. 지면반력 매개변수 및 세타의 변화

발이 지면에 접촉 시 3방향(좌우, 전후, 수직)으로 전개되는 지면반력 벡터 성분은 각 대상자의 체중으로 나누어 표준화 하였다. 본 연구에서 좌우, 전후 지면반력은 신발유형에 따라 서로 큰 차이는 없었으며, 통계적으로 유의하지 않았다. 반면, 최대수직지면반력과 부하율은 각각 구두보행이 1.36 N/BW, 14.15 N/BW·sec⁻¹로 나타나 맨발보행의 1.13 N/BW, 10.43 N/BW·sec⁻¹와 운동화보행의 1.14 N/BW, 9.07 N/BW·sec⁻¹ 보다 더 증가되었으며 통계적으로 유의하였다.

비만인들은 과도한 체중으로 인해 정상체중인들 보다 더 증가된 지면반력(N)형태가 나타났지만, 개인의 체중으로 표준화(N/BW)하면, 정상체중인들과 유사한 수준을 보인다(Browning et al., 2009; Hyun & Ryew, 2016). 이러한 변화는 비만인들이 개인의 무거운 하중에 적응할 수 있고, 자신의 체중에 대해 하지관절에 작용하는 신경근육작용을 재조정 및 하중을 최소화 시키는 메커니즘에 기인된다고 보고하고 있다(Devita & Hortobágyi, 2003). 하지만, 본 연구의 결과와 비교해 볼 때, 비만인들의 구두착용은 이러한 메커니즘에 오류를 줄 수 있는 중요한 요소임을 시사한다. 이 외에도 구두보행은 부하율도 증가시켰는데, Hargrave et al. (2003)에 의하면 높은 부하율은 충격발생 시 충격흡수가 빈약하고 짧은 시간 동안 하지에 대한 스트레스도 증가시킨다고 보고하고 있다. 따라서 장시간 보행동안 구두의 착용은 하지에 대한 피로도와 근육통증, 그리고 족저근막염도 유발시킬 수 있다고 사료된다. 반면, 비만인들의 운동화착용은 맨발보행과 유사한 형태의 충격력과 부하율을 보였다. 즉, 딱딱한 소재의 구두밑창 보다는 쿠셔닝 소재의 운동화가 충격흡수에 더 효과적이라고 판단된다.

특히, 본 연구에서는 지면반력 생성 패턴에서 특정 시점을 기준으로 기울기 각도를 계산하였는데, 이 방법은 충격크기의 증가 및 시간함수의 감소에 따라 지면반력 성분의 기울기 각도는 90 deg.에 가까운 특징이 나타난다(현승현, 류재청, 2015). 현승현, 류재청(2015)에 의하면 정상체중인들을 대상으로 평지보행 시 좌우 지면반력 세타는 -4.07 deg., 전후 지면반력 세타는

-62.53 deg., 그리고 수직지면반력 세타는 81.56 deg.의 형태가 나타난다고 보고하였다.

본 연구에서는 좌우, 전후 방향에 대한 세타는 선행연구와 비교해 더 작은 범위를 나타냈는데, 이러한 형태는 비만인들이 개인의 체중에 적응할 수 있다는 메커니즘(Devita & Hortobágyi, 2003)에 기인된 것이라 판단된다. 반면, 최대수직지면반력 세타는 맨발보행과 운동화보행에서 선행연구와 유사한 수치를 보였지만, 구두보행은 더 증가된 결과를 보였다. 따라서 본 연구에서 분석된 충격유형과 부하율의 분석결과에 대한 신뢰성을 뒷받침해주고 있음을 시사한다.

VI. 결론 및 제언

보행은 과체중 이상 비만인들의 체중감량과 에너지 소비에 효과적인 것으로 알려져 있다. 하지만 이들이 보행을 하는 동안 신발 재질로 인해 발생할 수 있는 자세제어 및 충격유형에 대한 상호작용관계는 알려져 있지 않다. 이 연구는 비만인들이 보행동안 신발유형에 따른 자세안정성과 지면반력 변인들의 변화를 분석하기 위해 실시하였다.

비만 성인남성 10명을 대상으로 맨발보행, 구두보행, 그리고 운동화보행을 실시하였다. 보행 특징을 정량적으로 파악하기 위해 3차원 영상분석기법과 지면반력기 시스템을 이용하였다. 분석변인은 각 국면별 소요시간, XCoM, COP 변인, DPSI(MLSI, APSI, VSI), 지면반력 성분(ML GRF, AP GRF, PVF, loading rate), 그리고 지면반력 성분의 세터(좌-우, 전-후, 수직) 값을 분석하였다. 보행 동안 신발유형에 따라 통계프로그램을 이용해 반복측정분산분석을 실시하였으며, 통계적 유의한 차이 발견 시 사후검증(Duncan)을 실시하였다. $p < .05$ 수준에서 분석한 결과, 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 결론

1) 소요시간

지지기 시간과 1 걸음걸이 동안 총소요시간은 맨발보행이 구두와 운동화보행보다 더 짧은 것으로 나타났으며, 통계적으로 유의하였다. 스윙기 동안 소요시간의 변화는 신발유형에 따라 큰 차이는 없었으며, 통계적으로 유의하지 않았다.

2) 좌-우 기울기각도

지지기 동안 XCoM 좌-우기울기 각도의 변화는 운동화보행이 맨발과 구두보행보다 더 큰 각도를 나타냈으며, 통계적으로 유의하였다.

3) 압력중심의 변인

ML COP는 맨발보행이 구두와 운동화보행 보다 더 큰 이동범위를 보였으며, 통계적으로 유의하였다. AP COP는 신발유형에 따라 큰 차이는 없었으며, 통계적으로 유의하지 않았다.

4) 동적자세안정성지수

MLSI, APSI, VSI, DPSI는 구두보행이 맨발과 운동화보행 보다 더 증가된 지수를 나타냈으며 통계적으로 유의하였다.

5) 지면반력 매개변수

ML GRF, AP GRF는 신발유형에 따라 큰 차이는 없었으며, 통계적으로 유의하지 않았다. 최대수직지면반력과 부하율은 구두보행이 맨발과 운동화보행 보다 더 크게 나타났으며, 통계적으로 유의하였다.

6) 지면반력 성분 세타

ML theta는 신발유형에 따라 큰 차이는 없었으며, 통계적으로 유의하지 않았다. AP theta와 PVF theta는 구두보행이 맨발과 운동화보행보다 더 큰 기울기를 보였으며 통계적으로 유의하였다.

이상의 결과를 종합해 볼 때, 비만인들에게 구두와 운동화는 발바닥 감각계에 장애를 주는 요소로 확인되었다. 두 가지 신발의 측면에서, 쿠셔닝이 있는 운동화의 착용은 충격흡수에 효과적인 것으로 나타난 반면, XCoM의 좌-우 기울기 범위를 더 증가시켰다. 더욱이, 구두의 착용은 좌-우 COP 범위를 비정상적으로 생성시켰으며, 안정성지수의 감소와 충격유형을 더 증가시켰다. 결과적으로 비만인들이 보행 동안 발생하는 충격유형을 상쇄시키고 낙상감소 및 효율적인 보행을 위해서는 밑창이 딱딱하거나 두꺼운 소재의 신발은 피해야 하겠다.

2. 제언

걷기 운동이 비만인들의 건강개선에 도움이 되는 만큼, 보행의 안정성과 효율성을 향상시키기 위한 지속적인 노력이 필요하다. 이에 과제중 이상 비만인들이 지면의 환경, 신발의 종류, 보행속도, 비만의 형태 등의 다양한 변인들을 고려한 후속연구들이 이루어져야 하겠다. 특히, 보행특징을 운동학적·운동역학적 측면에서 보다 쉽게 분석하고 빠른 시간에 피드백 제시가 가능한 보행 & 역진자 모델링의 개발도 이루어지길 제언한다.

참고문헌

- 김로빈, 진영완, 문근성(2005). 보행속도에 따른 보폭변화가 하지관절 모멘트에 미치는 영향. **한국운동역학회지**, 15(2), 93-102.
- 김태완(2006). 보행속도가 비만인의 하지관절각과 지면반발력에 미치는 영향. **한국운동역학회지**, 16(4), 83-94.
- 노윤희, 박종진, 이계산(2001). 여중생의 체지방율에 따른 보행 특성 분석. **한국운동역학회지**, 10(2), 195-203.
- 류지선(2010). 운동화와 구두 보행 시 충격 요인 차이 분석. **한국체육학회지**, 49(1), 445-455.
- 문근성(2004). 보행 속도 변화에 따른 하지의 운동역학적 분석과 근활동의 근전도 분석. 미간행 박사학위 논문. 연세대학교 대학원.
- 박경희, 권오윤, 김영호. (2003). 정상인에서 보행속도가 발관절의 관절각과 발바닥 최대 압력 분포에 미치는 영향. **한국전문물리치료학회지**, 10(1), 77-95.
- 보건복지부(2015). 2015 국민건강통계. 세종: 질병관리본부.
- 서욱현(2009). 비만인 보행의 역학적 특성. 미간행 박사학위 논문. 한국체육대학교 대학원.
- 신성휴, 김태완, 권문석(2006). 비만인들의 보행속도와 하지관절모멘트에 대한 상관관계 분석. **한국운동역학회지**, 16(3), 105-115.
- 장재관, 윤석훈(2010). 좌, 우 기울기각도를 이용한 남자 성인의 보행 안전성 평가. **한국운동역학회지**, 20(3), 261-266.
- 정남주, 윤희중(2001). 남자 비만 어린이 보행주기의 생체역학적 분석. **한국운동역학회지**, 10(2), 179-193.
- 정석, 유재응, 김경, 송창호, 조병모, 장인수, 김장환, 이성용(2006). **Perry의 보행분석**. 서울: 영문출판사.
- Abdel-Aziz, Y. I., & Karara, H. M. (1971). *Direct liner transformation from comparator into object space coordinates inclose-range photogrammetry*. Proceeding of the Symposium on close-range Photogrammetry(1-18). Falls church, VA:

- American society of photogrammetry.
- Andriacchi, T. P., & Mündermann, A. (2006). The role of ambulatory mechanics in the initiation and progression of knee osteoarthritis. *Current Opinion in Rheumatology*, 18(5), 514-518.
- American College of Sports Medicine. (2000). *ACSM's guidelines for exercise testing and prescription*. Lippincott Williams & Wilkins.
- Błaszczyc, J. W., Cieślinska-Świder, J., Plewa, M., Zahorska-Markiewicz, B., & Markiewicz, A. (2009). Effects of excessive body weight on postural control. *Journal of Biomechanics*, 42(9), 1295-1300.
- Bouchard, C. (2009). How much progress have we made over the last few decades. *International Journal of Obesity*, 32, 2-7.
- Bray, G. (1998). Evaluation of total and regional body composition. *Handbook of Obesity*. New York-Basel: Marcel Dekker, Inc, 831-54.
- Browning, R. C., & Kram, R. (2007). Effects of obesity on the biomechanics of walking at different speeds. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 39(9), 1632.
- Browning, R. C., McGowan, C. P., & Kram, R. (2009). Obesity does not increase external mechanical work per kilogram body mass during walking. *Journal of biomechanics*, 42(14), 2273-2278.
- Buzzi, U. H., Stergiou, N., Kurz, M., Hageman, P. A., & Heidel, J. (2003). Nonlinear dynamics indicates aging affects variability during gait. *Clinical Biomechanics*, 18(5), 435-443.
- Cassidy, S., Chau, J. Y., Catt, M., Bauman, A., & Trenell, M. (2017). Low physical activity, high television viewing and poor sleep duration cluster in overweight and obese adults; a cross-sectional study of 398,984 participants from the UK Biobank. *International Journal of Behavioral Nutrition and Physical Activity*, 14(1), 57-67.
- Cepeda-Lopez, A. C., Aeberli, I., & Zimmermann, M. B. (2010). Does obesity increase risk for iron deficiency? A review of the literature and the

- potential mechanisms. *International Journal for Vitamin and Nutrition Research*, 80(4), 263.
- Che, H., Nigg, B. M., & De Koning, J. (1994). Relationship between plantar pressure distribution under the foot and insole comfort. *Clinical Biomechanics*, 9(6), 335-341.
- Chiu, M. C., & Wang, M. J. (2007). The effect of gait speed and gender on perceived exertion, muscle activity, joint motion of lower extremity, ground reaction force and heart rate during normal walking. *Gait & Posture*, 25(3), 385-392.
- Chiu, M. C., Wu, H. C., & Chang, L. Y. (2013). Gait speed and gender effects on center of pressure progression during normal walking. *Gait & Posture*, 37(1), 43-48.
- Cook, T. M., Farrell, K. P., Carey, I. A., Gibbs, J. M., & Wiger, G. E. (1997). Effects of restricted knee flexion and walking speed on the vertical ground reaction force during gait. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 25(4), 236-244.
- Davis, M. A., Ettinger, W. H., & Neuhaus, J. M. (1990, December). Obesity and osteoarthritis of the knee: evidence from the National Health and Nutrition Examination Survey. *Seminars in Arthritis and Rheumatism*, 20(3), 34-41.
- DeVita, P., & Hortobágyi, T. (2003). Obesity is not associated with increased knee joint torque and power during level walking. *Journal of biomechanics*, 36(9), 1355-1362.
- Franklin, S., Grey, M., Heneghan, N., Browen, L., & Li, F. X. (2015). Barefoot vs common footwear: A systematic review of the kinematic, kinetic and muscle activity differences during walking. *Gait & Posture*, 42(3), 230-239.
- Frederick, E. C., & Hagy, J. L. (1986). Factors affecting peak vertical ground reaction forces in running. *International Journal of Sport Biomechanics*, 2(1), 41-49.
- Finkelstein, E. A., Chen, H., Prabhu, M., Trogon, J. G., & Corso, P. S. (2007). The

- relationship between obesity and injuries among US adults. *American Journal of Health Promotion*, 21(5), 460-468.
- Han, T. S., Seidell, J. C., Currall, J. E. P., Morrison, C. E., Deurenberg, P., & Lean, M. E. J. (1997). The influences of height and age on waist circumference as an index of adiposity in adults. *International journal of obesity*, 21(1), 83.
- Hargrave, M. D., Carcia, C. R., Gansneder, B. M., & Shultz, S. J. (2003). Subtalar pronation does not influence impact forces or rate of loading during a single-leg landing. *Journal of Athletic Training*, 38(1), 18.
- Harris, T. B., Visser, M., Everhart, J., Cauley, J., Tylavsky, F., Fuerst, T., & Nevitt, M. (2000). Waist circumference and sagittal diameter reflect total body fat better than visceral fat in older men and women: the Health, Aging and Body Composition Study. *Annals of the New York Academy of Sciences*, 904(1), 462-473.
- Hartz, A. J., Fischer, M. E., Bril, G., Kelber, S., Rupley, D., Oken, B., & Rimm, A. A. (1986). The association of obesity with joint pain and osteoarthritis in the HANES data. *Journal of Chronic Diseases*, 39(4), 311-319.
- Himes, C. L., & Reynolds, S. L. (2012). Effect of obesity on falls, injury, and disability. *Journal of the American Geriatrics Society*, 60(1), 124-129.
- Hochberg, M. C., Lethbridge-Cejku, M., Scott Jr, W. W., Reichle, R., Plato, C. C., & Tobin, J. D. (1995). The association of body weight, body fatness and body fat distribution with osteoarthritis of the knee: data from the Baltimore longitudinal study of aging. *The Journal of Rheumatology*, 22(3), 488-493.
- Hochberg, M. C., Lethbridge-Cejku, M., Scott Jr, W. W., Reichle, R., Plato, C. C., & Tobin, J. D. (1995). The association of body weight, body fatness and body fat distribution with osteoarthritis of the knee: data from the Baltimore Longitudinal Study of Aging. *The Journal of Rheumatology*, 22(3), 488-493.
- Hof, A. L., van Bockel, R. M., Schoppen, T., & Postema, K. (2007). Control of lateral balance in walking : Experimental findings in normal subjects and above-knee amputees. *Gait & Posture*, 25(2), 250-258.

- Hyun, S. H., & Ryew, C. C. (2016). Relationship between dimensionless leg stiffness and kinetic variables during gait performance, and its modulation with body weight. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, 26(3), 249-255.
- Kejonen, P., Kauranen, K., & Vanharanta, H. (2003). The relationship between anthropometric factors and body-balancing movements in postural balance. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 84(1), 17-22.
- Lai, P. P., Leung, A. K., Li, A. N., & Zhang, M. (2008). Three-dimensional gait analysis of obese adults. *Clinical Biomechanics*, 23(1), 2-6.
- Ledin, T., & Ödkvist, L. M. (1993). Effects of increased inertial load in dynamic and randomized perturbed posturography. *Acta oto-laryngologica*, 113(3), 249-252.
- Madigan, M., Rosenblatt, N. J., & Grabiner, M. D. (2014). Obesity as a factor contributing to falls by older adults. *Current obesity reports*, 3(3), 348-354.
- McGraw, B., McClenaghan, B. A., Williams, H. G., Dickerson, J., & Ward, D. S. (2000). Gait and postural stability in obese and nonobese prepubertal boys. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 81(4), 484-489.
- McNitt-Gray, J. L. (1991). Kinematics and impulse characteristics of drop landings from three heights. *International Journal of Sport Biomechanics*, 7(2), 201-224.
- McNitt-Gray, J. L., Yokoi, T., & Millward, C. (1993). Landing strategy adjustments made by female gymnasts in response to drop height and mat composition. *Journal of Applied Biomechanics*, 9(3), 173-190.
- Messier, S. P. (1994). Osteoarthritis of the knee and associated factors of age and obesity: effects on gait. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 26(12), 1446-1452.
- Ng M, Fleming T, Robinson M, Thomson B, Graetz N, Margono C, Mullany EC, Biryukov S et al. (2014). Global, regional, and national prevalence of overweight and obesity in children and adults during 1980-2013: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2013. *The Lancet*, 384(9945), 766-781.

- Nigg, B. M. (1985). Biomechanics, load analysis and sports injuries. *Sports Medicine*, 2, 367-379.
- Nigg, B. M., & Morlock, M. (1987). The influence of lateral heel flare of running shoes on pronation and impact forces. *Medicine and Science In Sports and Exercise*, 19(3), 294-302.
- Nurse, M. A., & Nigg, B. M. (1999). Quantifying a relationship between tactile and vibration sensitivity of the human foot with plantar pressure distributions during gait. *Clinical Biomechanics*, 14(9), 667-672.
- Munro, C. F., Miller, D. I., & Fuglevand, A. J. (1987). Ground reaction forces in running: A reexamination. *Journal of Biomechanics*, 20(2), 147-155.
- Must, A., Spadano, J., Coakley, E. H., Field, A. E., Colditz, G., & Dietz, W. H. (1999). The disease burden associated with overweight and obesity. *Jama*, 282(16), 1523-1529.
- Ohtake, P. J. (2008). The impact of obesity on walking: implications for fitness assessment and exercise prescription. *Cardiopulmonary Physical Therapy Journal*, 19(2), 52.
- Owens, T. M. (2003). Morbid obesity: the disease and comorbidities. *Critical care nursing quarterly*, 26(2), 162-165.
- Perry, J., & Davids, J. R. (1992). Gait analysis: normal and pathological function. *Journal of Pediatric Orthopaedics*, 12(6), 815.
- Perry, J., & Burnfield, J. M. (2010). *Gait Analysis: normal and pathological Function*, 2nd edition. Thorofare, New Jersey: SLACK, Inc.
- Plagenhoef, S. C., Evans, F. G., & Abdelnour, T. (1983). Anatomical data for analyzing human motion. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 54(2), 632-635.
- Pouliot, M. C., Després, J. P., Lemieux, S., Moorjani, S., Bouchard, C., Tremblay, A., Nadeau, A., & Lupien, P. J. (1994). Waist circumference and abdominal sagittal diameter: Best simple anthropometric indexes of abdominal visceral adipose tissue accumulation and related cardiovascular risk in men and

- women. *The American Journal of Cardiology*, 73(7), 460-468.
- Prince, F., Corriveau, H., Hebert, R., & Winter, D. A. (1997). Gait in the elderly. *Gait & posture*, 5(2), 128-135.
- Price, C., & Nester, C. (2015). Is retail footwear fit for purpose for the feet of adults who are obese?. *Footwear Science*, 7(sup1), S146-S147.
- Rajadnya, V. A., Tilak, A. V., Rajadnya, C. V., Manjare, R. M., Rane, B. T., & Patil, S. H. (2017). A study to compare perception of weight training as an equally useful and proper exercise modality as compared to walking in obese men. *International Journal Of Community Medicine And Public Health*, 2(2), 180-183.
- Ramey, M. R., & Williams, K. R. (1985). Ground reaction forces in the triple jump. *International Journal of Sport Biomechanics*, 1(3), 233-239.
- Ricard, M. D., & Veatch, S. (1994). Effect of running speed and aerobic dance jump height on vertical ground reaction forces. *Journal of Applied Biomechanics*, 10(1), 14-27.
- Robbins, S., Waked, E., Allard, P., McClaran, J., & Krouglicof, N. (1997). Foot position awareness in younger and older men: the influence of footwear sole properties. *Journal of the American Geriatrics Society*, 45(1), 61-66.
- Ryew, C. C., & Hyun, S. S. (2015). The theta analysis on the components of ground reaction force according to the ground conditions during gait. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, 25(3), 241-248.
- Schmitz, K. H., Jensen, M. D., Kugler, K. C., Jeffery, R. W., & Leon, A. S. (2003). Strength training for obesity prevention in midlife women. *International Journal of Obesity*, 27(3), 326.
- Speakman, J. R., & Selman, C. (2003). Physical activity and resting metabolic rate. *Proceedings of the Nutrition Society*, 62(3), 621-634.
- Spyropoulos, P., Pisciotta, J. C., Pavlou, K. N., Cairns, M. A., & Simon, S. R. (1991). Biomechanical gait analysis in obese men. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 72(13), 1065-1070.

- Stacoff, A., Denoth, J., Kaelin, X., & Stuessi, E. (1988). Running injuries and shoe construction: some possible relationships. *International Journal of Sport Biomechanics*, 4(4), 342-357.
- Stergiou, N., Morati, C., Giakas, G., Ristanis, S., & Georgoulis, A. D. (2004). The effect of the walking speed on the stability of the anterior cruciate ligament deficient knee. *Clinical Biomechanics*, 19(9), 957-963.
- Stürmer, T., Günther, K. P., & Brenner, H. (2000). Obesity, overweight and patterns of osteoarthritis: the Ulm osteoarthritis study. *Journal of Clinical Epidemiology*, 53(3), 307-313.
- Vartiainen, P., Bragge, T., Lyytinen, T., Hakkarainen, M., Karjalainen, P. A., & Arokoski, J. P. (2012). Kinematic and kinetic changes in obese gait in bariatric surgery-induced weight loss. *Journal of Biomechanics*, 45(10), 1769-1774.
- Wang, Y. C., McPherson, K., Marsh, T., Gortmaker, S. L., & Brown, M. (2011). Health and economic burden on the projected obesity trends in the USA and the UK. *The Lancet*, 378(9793), 815-825.
- World Health Organisation. (1997). *Pbesity-preventing and managing the global epidemic*. Report of a WHO consultation on obesity, Held in Geneva, 1997.
- World Health Organisation. (2000). *The Asia-Pacific Perspective: Redefining Obesity and its Treatment*. West Pacific Region.
- World Health Organisation. (2010). Internet: <http://apps.who.int/bmi/index.jsp>.
- Wikstrom, E. A., Tillman, M. D., Smith, A. N., & Borsa, P. A. (2005). A new force-plate technology measure of dynamic postural stability: The dynamic postural stability index. *Journal of Athletic Training*, 40(4), 305-309.
- Willis, L. H., Slentz, C. A., Bateman, L. A., Shields, A. T., Piner, L. W., Bales, C. W., Houmard, J. A., & Kraus, W. E. (2012). Effects of aerobic and/or resistance training on body mass and fat mass in overweight or obese adults. *Journal of Applied Physiology*, 113(12), 1831-1837.
- Wit, B. D., Clercq, D. D., & Lenoir, M. (1995). The effect of varying midsole

hardness on impact forces and foot motion during foot contact in running.
Journal of Applied Biomechanics, 11(4), 395-406.

Wu, X., Madigan, M. L. (2014). Impaired plantar sensitivity among the obese is associated with increased postural sway. *Neuroscience Letters*, 583(7), 49-54.

<Abstract>

Effect of shoe types on dynamic postural stability and ground reaction force variables during gait in obese males

Kim Hyung-Woo

Physical Education Major Jeju National university

Supervised by Professor Ryew Che Cheong

While walking has been described as an effective exercise for losing weight and energy consumption, but interaction effect is not clear on the posture control and impulse types caused by materials of shoes. Participants were consisted of obese male(n=10) and walked with barefoot and 2 types of shoes (Men's shoes, sneakers). 3D cinematography and ground reaction force system were used to execute quantitative analysis on the kinetic and kinematic variables during walking. The variables were consist of elapsed time of each phase, extrapolated centre of mass theta (medial-lateral title angle), dynamic postural stability index(medial lateral, anterior-posterior, vertical, and overall), ground reaction force components(medial-lateral GRF, anterior-posterior GRF, vertical GRF, and loading rate), and GRF theta (medial-lateral, anterior-posterior, and vertical). Primary variables calculated using statistical program was mean±standard deviation and performed repeated one-way ANOVA according to shoes types at $P<0.05$ level.

1) Elapsed time

Elapsed time of stance phase and 1 stride showed more less time at barefoot than that of Men's shoes and sneakers, while swing phase didn't show significant difference according to shoe types.

2) Extrapolated centre of mass theta

Medial-lateral tilt angle using the XCoM showed more increased angle at sneakers than that of the barefoot and Men's shoes during stance phase.

3) Center of pressure variables

M-L COP showed more increased oscillation range at barefoot than that of Men's shoe and sneaker, while A-P COP didn't show significant difference according to shoe types.

4) Dynamic postural stability index

MLSI, APSI, VSI, and DPSI showed more increased stability index at Men's shoe than that of the barefoot and sneaker.

5) Ground reaction force variables

ML GRF and AP GRF didn't show significant difference according to shoe types, while PVF and loading rate showed more higher value at Men's shoe than that of barefoot and sneakers.

6) GRF theta

ML GRF theta didn't show significant difference according to shoe types, while AP GRF theta and PVF theta showed more increased tilt angle at Men's shoe than that of barefoot and sneakers.

This study can be summarize in two ways. First, while wearing sneakers shoe which had good cushioning showed fine effects of shock absorption, but tilt angle of XCoM increased. Second, wearing Men's shoe should abnormal range of the medial-lateral COP and resulted in the decreased stability and the increased impulse types. As the final outcome, the dress shoes and sneaker shoe put on during obese men's walking were turned out to be one of the factors that disturbs sensimeter of soles of the feet. It implies that the shoes whose soles are thick and hard should be avoided to reduce the incidence of falling and keep effective walking in spite of a variety of shoes types and their material.

