

1 **보행 시 체중차이에 따른 무차원 다리강성과 운동역학적 변인들 간 관계**
2 **Relationship among the Variables of Kinetic and Dimensionless Leg Stiffness According to the**
3 **Body Weights Differences during Gait**

4
5 Seung Hyun Hyun¹, Che Cheong Ryew¹

6
7 ¹ Department of Kinesiology, Jeju University, Jeju-Do, South Korea

8
9 Corresponding author

10 Che Cheong Ryew, Ph.D.

11 Associate Professor

12 Department of Kinesiology/ College of Natural Science/ Jeju National University/ 102 Jejudaehak-ro/
13 Jeju/ 63243/ South Korea

14 Phone: +82-64-754-3588, Fax: +82-64-757-1752, Email: ryew@jejunu.ac.kr

15
16 **Abstract**

17
18 Objective : This purpose of this study was to analyze of relationship among the variables of kinetic and
19 dimensionless leg stiffness according to the body weights differences during gait.

20 Method : We selected subjects of young women divided into 2 group (Normal n=5: mean age:
21 25.40±2.30 yrs, mean heights: 164.80±1.88 cm, mean weights: 53.95±4.00 kg, mean BMI: 19.86±1.32
22 kg/m², Obese n=5: mean age: 22.80±1.48 yrs, mean heights: 167.24±1.34 cm, mean weights:
23 83.95±11.98 kg, mean BMI: 30.30±4.15 kg/m²) and level walked. The 4 camcorder (HDR-HC7/HDV
24 1080i, Sony Corp, Japan) and one force plate (AMTI., USA) was used to analyze of vertical ground
25 reaction force (GRF) variables, COP, low limb joint angle, position of pelvis center, and leg lengths
26 during stance phase in gait.

27 Results : As a result, the conclusions obtained were as follows; Center of mass (COM) velocity in
28 displacement (Y-axis) showed significant difference with more rapid at obese group than that of normal
29 group. Position of Pelvis center in displacement (Z-axis) showed significant difference higher at obese
30 group than that of normal group. Peak vertical force (PVF) and dimensionless leg stiffness showed
31 significant difference with the higher at obese group than that of normal group. The ratio of the PVF
32 normalized to body weight didn't show significant difference statistically in between group. Normalized
33 value to leg length showed significant difference with more reduction and stiffness at obese group than
34 that of normal group during gait.

35 Conclusion : In terms of performance, it appears that increased dimensionless leg stiffness is associated
36 with increased velocity of COM, PVF, and change of the leg lengths (%).

37 *Keywords:* Dimensionless leg stiffness, Body weights, Gait, Spring-mass system, Obese

38

39 **Introduction**

40

41 비만은 무릎의 퇴행성 골관절염(osteoarthritis) 등을 포함해 여러 질환의 강력한 위험인자이며 세계적으로
42 심각한 만성 장애중 하나이다(Haslam & James, 2005).

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

49 이 외에도 하지의 역학적 특징을 규명하기 위해 많은 노력들이 이루어지고 있지만, 특히, 인체는 뼈, 연골, 근육
50 등의 매우 복잡한 요소들로 구성되어 있기 때문에, 생체역학 분야에서는 하지역학의 복잡성을 이해하기 위해
51 강성(stiffness)평가가 활발하게 이루어져 왔다(Butler, Crowell, & Davis, 2003).

52 강성은 단순한 의미에서 신체의 외부에 주어진 힘과 변형 간의 관계로 설명할 수 있는데(Butler et al., 2003),
53 하지의 움직임 역학은 대부분 스프링-질량 모델(spring-mass model)로 묘사되었다(Arampatzis, Brüggemann,
54 & Metzler, 1999; Blum, Lipfert, & Seyfarth, 2009; Donelan & Kram, 2000; Farley & Gonzalez, 1996;
55 Lipfert, Günther, Renjewski, Grimmer, & Seyfarth, 2012; McMahon & Cheng, 1990). 보다 쉽게 설명하면
56 spring-mass system 에서 다리는 질량이 없는 선형 스프링이며, 지지기 동안 최대수직지면반력(PVF: peak
57 vertical force)과 하지길이의 변화율(ΔL)과 밀접한 관련이 있다(Donelan & Kram, 2000; Farley & Gonzalez,
58 1996; McMahon & Cheng, 1990).

59 일반적으로 강성을 평가하는 방법은 다리길이의 변화 정도에 따라 두 가지로 구분할 수 있는데, 수직강성(vertical
60 stiffness)은 다리길이의 변화가 크게 증가되는 홉핑(hopping)과 점핑(jumping)을 평가하기에 적합하며,
61 다리강성(leg stiffness)은 걷기와 달리기 시 하지의 역학적 특성을 평가하기에 가장 적합한 방법이다(McMahon
62 & Cheng, 1990; Cavagna, Franzetti, Heglund, & Willems, 1988; McMahon, Valiant, & Frederick, 1987).

63 이중 걷기와 달리기 시 하지의 역학적 특징을 평가할 수 있는 다리강성은 McMahon & Cheng(1990)의
64 계산법이 많이 사용되고 있는데, PVF 를 ΔL 로 나누어 평가한다. 이때, ΔL 은 직립자세에서 엉덩 관절 중심과
65 지면까지의 다리길이, 수직축과 지면에서 무게중심(COM: center of mass)까지 벡터가 이루는 각, COM 의
66 최대 수직변위, COM 수평속도, 그리고 지면접촉 시간을 이용하여 정밀하게 분석하는 반면, 체중표준화는
67 고려하지 못하였다.

68 체중표준화의 발상은 두 가지 측면에서 설명될 수 있는데, 첫째, 최초의 다리강성평가에서 여러 종류의 동물들(개,
69 염소, 말, 캥거루) 간 COM 의 수평속도, 홉, 지지기 각도, COM 의 최대수직 변위 등이 독립적인 기능으로
70 작용하지만, 질량의 증가에 따라 다리강성도 증가되는 비례적인 관계로만 설명되었기 때문이다(Farley,
71 Glasheen, & McMahon, 1993). 이 관점에서 인간의 움직임은 매우 복잡하고 다양하지만 다리길이 변화율이
72 일정한 상수(constant)로 가정했을 때, 신체질량증가에 따라 PVF, 부하율, 그리고 하지의 강성 역시 증가되는
73 관계로만 설명된다.

74 또 다른 이유로, 보행 시 지지기 시간을 지연시키고 하지 관절의 굴곡각도가 더 증가하게 되면 PVF 는 감소되는
75 형태를 보인다(Silder, Delp, & Besier, 2013; Teunissen, Grabowski, & Kram, 2007). 예로, 걷기와 달리기
76 관련 연구에서 PVF 는 추가된 하중과 속도증가에 따라 비례적으로 증가되는 관계로 설명할 수 있으나(Sildedr et
77 al., 2013; Teunissen et al., 2007), 보행 시 개인 체중의 30%의 부하를 신체에 적용했을 때, PVF 는 평균 15%
78 증가되었지만(Silder et al., 2013), 동일한 30%의 부하로 달리기를 유도했을 때, PVF 는 평균 12% 정도에
79 불과하기 때문이다(Teunissen et al., 2007).

80 이와 같이, 보행 시 점차적으로 큰 부하가 적용되면, 지지기 동안 고관절의 굴곡(Silder et al., 2013), 무릎관절의
81 굴곡(Birrell & Haslam, 2009; Silder et al., 2013), 발목관절의 배측굴곡 각도(Sildedr et al., 2013)가 더
82 증가되는데, 결국 보행자에게 부하가 다르게 수반되면 하지관절 각도 역시 변화되어 다리강성의 수치를
83 정확하게 파악할 수 없다는 것이 체중표준화의 발상이다(Silder, Besier, & Delp, 2015).
84 이러한 문제점을 해결하기 위한 방법 중 하나로 움직임에 대한 다양한 변수들을 제거한 후 정량화하는 방법을
85 제시하였는데, 바로 무차원 정량화(dimensionless quantity)이다(Hogan & Sternad, 2009; Lee,
86 Ranganathan, & Newell, 2011). 즉, 인간의 운동과 움직임 조절에 관여하는 변수들이 너무 많기 때문에,
87 일괄적이거나 단순한 단위, 그리고 특정 변수로 정량화시켜 비교 분석하는데 어려움이 있다는 이론이다. 이에
88 Silder et al. (2015)가 지면-발 접지 시 압력의 중심(COP: center of pressure)점과 골반중심(center of
89 pelvis)까지의 다리길이를 %로 변환하고, PVF는 단위 N 값을 체중으로 나누어 표준화 하는 등, 단위가 없는
90 전형적인 계산법을 사용하였는데, 이것을 무차원 다리강성(dimensionless leg stiffness)이라 명명하였다.
91 이처럼 보행 시 PVF가 증가하게 되면 다리의 강성도 증가되지만, 보행동작은 양측 다리 간 상호작용의 기능이
92 장시간 동안 반복적으로 이루어지는 만큼(Hyun & Ryew, 2014), 체중차이에 따른 하지의 강성과 역학적 변인들
93 간 관계를 보다 명확하게 분석할 필요가 있다.
94 따라서 본 연구의 목적은 평지 보행 시 체중차이에 따른 하지의 운동역학적 변인들을 분석하기 위한 것이다. 특히,
95 무차원 다리강성과 운동역학적 변인들 간의 관계를 규명하여 효율적인 보행을 위한 정량적 자료 제시 및
96 축적하고자 하였다.

97

98 Method

99

100 1. Participants

101

102 본 연구의 대상자는 체중차이에 따른 다리강성 비교를 위해 정상체중 5명(mean age: 25.40±2.30 yrs, heights:
103 164.80±1.88 cm, weights: 53.95±4.00 kg, BMI: 19.86±1.32 kg/m²)과 비만인 5명(mean age:
104 22.80±1.48 yrs, heights: 167.24±1.34 cm, weights: 83.95±11.98 kg, BMI: 30.30±4.15 kg/m²)으로
105 선정하였다. 이들은 정상족의 후족 착지형과 척추 및 슬관절 등의 손상 또는 족부 질환에 이상이 없는 자들이었다.
106 또 실험 전 본 연구의 목적과 내용을 설명하였고, 이에 동의를 얻은 후 실시하였다.

107

108 2. Experimental procedure

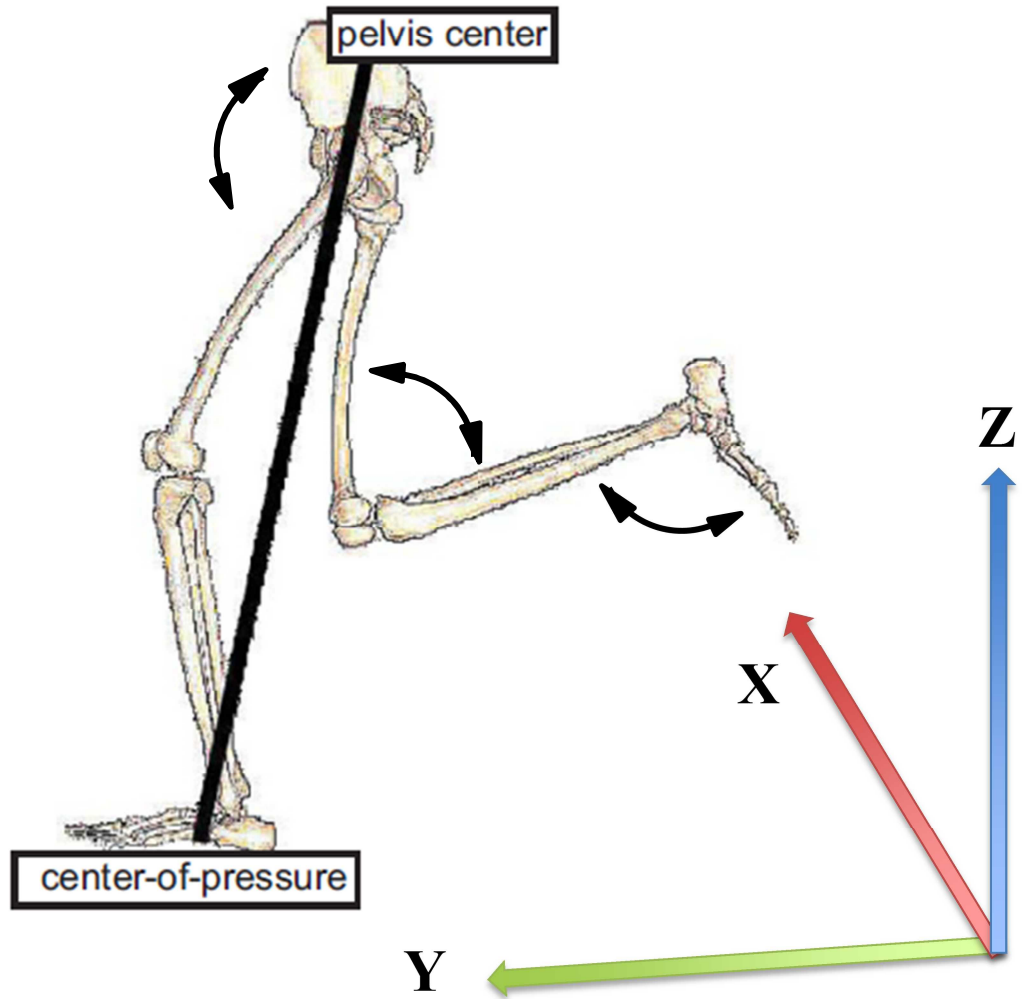
109

110 보행 시 체중차이에 따른 무차원 다리강성을 평가하기 위해 다리길이 변화율은 3 차원 영상분석을 실시한 후
111 분석하였다. 실험 시 4대의 카메라(HDR/HDV 1080i, Sony Corp, Japan)로 공간좌표 계산을 위한 통제점들(2
112 m×2 m×1 m)과 보행동작은 촬영속도 60 frames, 그리고 노출시간은 1/500 sec로 설정하였다.

113 자연스러운 보행을 유도하기 위해 5 분간 개인별 반복적으로 연습을 실시하였고, 실험 동안 오른쪽 발을
114 기준으로 초기 입각기(initial contact) 이후 발생하는 지면반력 매개변인들은 지면반력기(AMTI-OR-7., USA)
115 1 대를 사용해 샘플링 율은 600 Hz로 자료를 수집하였다.

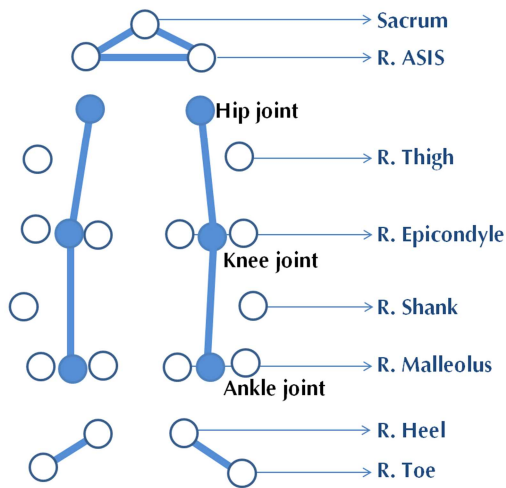
116 본 연구에서 다리길이 변화율이 중요한 변인으로 분석과정에서 오류가 될 수 있는 신발의 사용을 피하였다.

117



118
119
120
121

Figure 1. Leg length was estimated by calculating the distance from the center-of-pressure to the center of the pelvis(Delp et al., 1990) and lower limb angle



122
123 Figure 2. Marker attachment point
124

125 <Figure 1, 2>와 같이, Silder et al. (2015)과 Delp et al. (1990)이 무차원 다리강성을 평가하였는데, 본
126 연구에서 보행 시 다리길이 변화율을 파악하기 위해 각 대상자들에게 19 개의 마커를 부착시켰다(right • left toe,
127 right • left heel, right • left lateral • medial malleolus, right • left shank, right • left lateral • medial
128 epicondyle, right • left thigh, right • left anterior superior iliac spine, sacrum). 각도 정의 시 엉덩관절은
129 동체와 대퇴분절이 이루는 상대각도, 무릎관절은 대퇴분절과 하퇴분절이 이루는 상대각도, 발목관절은
130 하퇴분절과 발분절이 이루는 상대각도로 정의하였다. 이때, 3 차원 공간좌표 설정은 진행방향을 Y 축, 진행에
131 대한 좌우를 X 축, 수평과 좌우방향에 대한 수직을 Z 축으로 정의하였다.

132
133
134 3. Analysis & process of data

135 분석구간은 오른쪽 발이 지면에 초기접지 되는 시점부터 지지기 후 오른쪽 발가락 떼기가 이루어지는 순간까지
136 분석하였고, 무차원 다리강성(K_{bg})의 계산법은 다음과 같다(Formula 1).

$$K_{bg} = \frac{PVF}{(l_o - l_m \dot{n})/l_o}$$

137 Formula 1. Dimensionless leg stiffness
138

139 이때, PVF 는 분석구간 중 PVF 를 각 대상자의 체중으로 나누어 표준화한 값이며, l_o 는 입각기 동안 다리길이의
140 변화율을 표준화 한 값이다 $l_m \dot{n}$ 은 스탠스 동안 최소 다리길이이며, 다리길이는 COP로부터 추정(Bullimore &
141 Burn, 2006)하여 골반의 중심(center of pelvis)점까지 계산하였다(Plagenhoef, Evans, & Abdelnour, 1983).
142 자료산출 시 (주)비솔(Visol., Korea)에서 개발한 Kwon GRF 2.0 program 을 이용해 지면반력 데이터의 자료를
143 처리하였고, 다리길이 변화율은 Kwon 3D XP ver. 4.0(2007) 프로그램을 이용하여 운동학적 변인들을
144 산출하였다. 산출과정은 통제점과 인체관절점 좌표화, 동조, 그리고 3 차원 좌표는 Abdel-Aziz & Krara(1971)의
145 직접선형변환방법을 통해 계산하였고, 이후 Butterworth 의 저역통과필터법을 이용한 차단주파수는 6 Hz 로
146 스무딩하여 노이즈(noise)를 제거한 후 데이터를 사용하였다. 특히, 36 개의 포인트를 이용한 3 차원
147 공간좌표화의 Reconstruction error 값은 .0456 cm 로 확인되었다.

148 이후, 산출된 변인들은 PASW 22.0 프로그램(IBM Inc., USA)을 이용하여 기초통계량인 평균 및 표준편차를
 149 산출하였고, 체중차이에 따른 두 그룹 간 독립 t-검정(independent t-test)을 실시하였다($\alpha = .05$).

150

151

152 **Results**

153

154 체중차이에 따른 운동학적 변인들의 변화는 <Table 1> 및 <Figure 3, 4>와 같다. 하지관절 각도는 지지기 동안
 155 평균각도를 분석한 결과, 엉덩관절 각도의 변화는 비만 그룹이 정상체중 그룹보다 더 신전된 형태를 보였으며,
 156 통계적으로 유의하였다($P < .001$). 무릎관절 각도는 비만 그룹이 정상체중 그룹보다 더 굴곡된 형태를 보였으며,
 157 통계적으로 유의하였다($P < .001$). 또 발목관절 각도의 변화는 정상체중 그룹이 비만 그룹보다 더 저축굴곡된
 158 형태를 보였으며, 통계적으로 유의하였다($P < .001$).

159

Table 1. Kinematic variables according to the body weights during gait

Section	Body weights		t	p
	Normal	Obese		
Hip joint (degree)	153.93±7.10	172.01±5.09	14.499	.001***
Knee joint (degree)	164.80±6.76	162.00±5.79	3.763	.001***
Ankle joint (degree)	103.94±6.27	101.11±5.93	7.476	.001***
Velocity of pelvis center Y-axis (cm/sec)	137.50±12.40	121.74±10.74	17.775	.001***
Position of Pelvis center Z-axis (cm)	94.38±1.27	95.88±1.18	9.837	.001***

NOTE: *** $p < .001$, normal BMI: 19.86±1.32 kg/m², obese BMI: 30.30±4.15 kg/m²

160

161 골반중심의 전방이동속도는 정상체중 그룹이 비만 그룹보다 더 빠르게 나타났고 통계적으로 유의하였다($P < .001$), 골반중심의 수직위치 변화는 비만 그룹이 정상체중 그룹보다 더 높게 나타났으며, 통계적으로
 162 유의하였다($P < .001$).

163
 164 평지보행 시 체중차이에 따른 운동역학적 변인들의 변화는 <Table 2>와 같다.

165

Table 2. kinetic variables according to the body weights during gait

Section	Body weights		t	p
	Normal	Obese		
PVF (N)	622.09±85.76	955.48±149.61	4.323	.003**
PVF normalized (N/BW)	1.14±0.07	1.17±0.05	.753	.473
Dimensionless leg stiffness	23.34±2.54	31.16±5.96	2.697	.027*
Leg lengths normalized (%)	4.97±0.68	3.89±0.70	2.450	.040*

NOTE: * $p < .05$, ** $p < .01$, normal BMI: $19.86 \pm 1.32 \text{ kg/m}^2$, obese BMI: $30.30 \pm 4.15 \text{ kg/m}^2$

166 보행 시 생성된 PVF(N)는 비만 그룹이 $955.48 \pm 149.61 \text{ N}$ 으로 정상체중 그룹의 $622.09 \pm 85.76 \text{ N}$ 보다 더 크게
 167 나타났고, 통계적으로 유의하였다($P < .01$). 각 대상자의 체중으로 PVF를 나누어 표준화한 결과, 정상체중 그룹은
 168 $1.14 \pm 0.07 \text{ N/BW}$, 비만 그룹은 $1.17 \pm 0.05 \text{ N/BW}$ 로 큰 차이는 없는 것으로 나타났다($P > .05$).

169 다리길이를 100%로 표준화하여 지지기 동안의 다리길이 변화율을 분석한 결과, 정상체중 그룹은 $4.79 \pm 0.68\%$,
 170 비만 그룹은 $3.89 \pm 0.70\%$ 로 더 작게 나타나, 통계적으로 유의하였다($P < .05$). 이에 따른 무차원 다리강성을
 171 분석한 결과, 정상체중 그룹은 23.34 ± 2.54 , 비만 그룹은 31.16 ± 5.96 으로 더 크게 나타나 통계적으로
 172 유의하였다($P < .05$).

173 <Figure 5>는 무차원 다리강성과 각 변인들 간의 관계를 그림으로 나타냈다. X 축은 다리강성 값으로, 정상체중
 174 그룹의 23.34 ± 2.54 와 비만 그룹의 31.16 ± 5.96 값은 일정한 수치로 제시하였고, Y 축은 하지관절 각도,
 175 다리길이, PVF, 그리고 골반중심 위치의 변화 값으로 각 관계를 나타낸 것이다. 비만 그룹에서 엉덩관절의
 176 신전형태, 무릎관절의 굴곡형태, 그리고 다리길이 변화율이 무차원 다리강성의 크기증가에 영향을 주는 것으로
 177 나타났다. 반면, 비만 그룹이 정상체중 그룹보다 이동속도가 더 느린 것으로 나타났지만, 다리강성의 크기는 더
 178 증가되는 관계로 나타났다.
 179

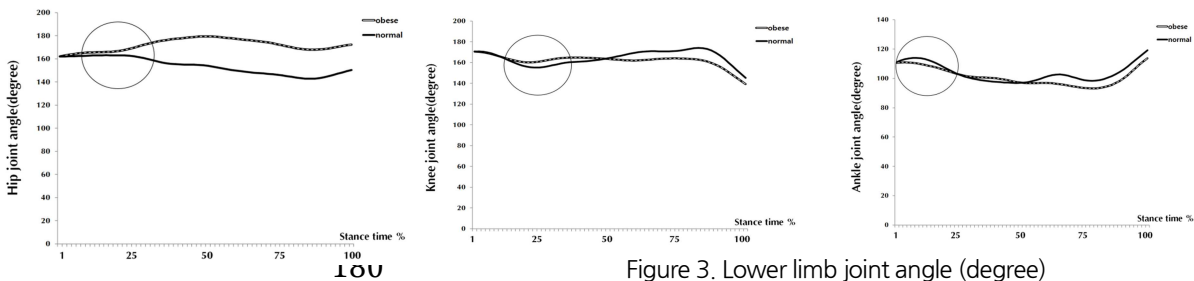


Figure 3. Lower limb joint angle (degree)

181
 182
 183
 184
 185
 186
 187
 188
 189
 190

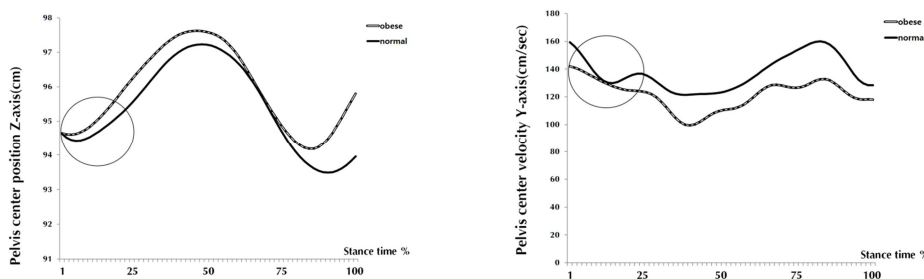


Figure 4. Pelvis velocity (Y-axis) and position (Z-axis)

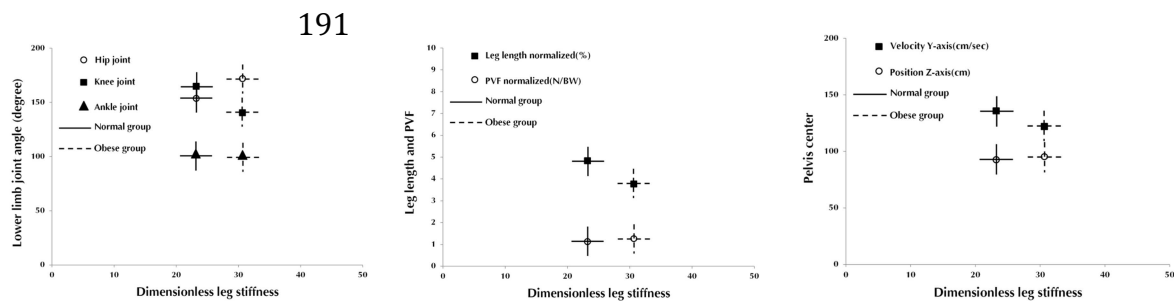


Figure 5. Relationship among the variables and dimensionless leg stiffness

193
 194 Discussion

195
196 Spring-mass system 은 기존의 역진자 모델(inverted pendulum)이 모사하지 못했던 수직지면반력 성분의
197 전형적인 “M”자 형태와 COM 궤적의 설명이 가능하다(Geyer, Seyfarth, & Blickhan, 2006; Whittington &
198 Thelen, 2009). 이 외에도 스포츠 및 임상의 생체역학자들은 인간의 운동수행력 향상과 부상예방을 위해 강성의
199 역할에 주목한다(Butler et al., 2003). 이는 운동수행을 위해 적절한 수준의 강성이 필수적이지만(Butler et al.,
200 2003; Stefanyshyn & Nigg, 1998; McMahon & Cheng, 1990), 너무 작거나 또는 너무 과다하게 되면 부상이
201 발생할 수 있기 때문이다(Butler et al., 2003). 따라서 본 연구는 일상생활에서 보행이 운동과 이동의 목적으로
202 매우 빈번하게 발생하는 만큼, 체중차이에 따른 다리강성과 운동역학적 변인들 간의 관계를 살펴보았다.
203 앞서 설명한 바와 같이, 무차원 다리강성의 분석방법은 PVF의 비율(체중표준화) 및 다리길이 100%에 대한
204 변화율을 이용하여 평가한다. 연구결과, 체중차이에 따른 무차원 다리강성은 비만 그룹이 31.16 ± 5.96 으로
205 정상체중 그룹의 23.34 ± 2.54 보다 더 크게 통계적으로 유의한 차이를 나타냈다.

206 우선 오른쪽 발 지지기 동안 평균값을 이용해 체중차이에 따른 하지관절 각도의 변화를 비교분석한 결과,
207 엉덩관절 각도는 비만 그룹이 정상체중 그룹 보다 더 신전된 형태를 보였고, 무릎관절 각도는 더 굴곡 및
208 발목관절 각도는 더 저축 굴곡된 형태를 보여 통계적으로 유의하였다. 보행 시 비만인들은 시상면을 기준으로
209 정상체중인들 보다 더 직립된 자세를 나타내는데, 뒤꿈치 접지 시 엉덩관절 각도는 큰 굴곡형태가 나타나지
210 않고(Spyropoulos et al., 1991), 무릎관절의 굴곡 각도 역시 큰 변화가 나타나지 않는다는 연구(DeVita &
211 Hortobágyi, 2003)결과와 유사한 특징을 보였다. 특히, <Figure 3>과 같이 오른쪽 발 지지기 동안 하지관절 각도의
212 패턴변화 중, 엉덩관절 각도는 지지기 이후 비만 그룹이 정상체중 그룹에 비해 상대적으로 신전되는 형태를
213 보이고 있다. 또, 무릎관절 각도는 정상체중 그룹이 착지 시 충격감소를 위해 더 굴곡시키는 형태와 COM 추진 시
214 신전시키는 형태가 명확하게 나타나는 반면, 비만 그룹은 체중의 증가로 인해 초기접지 시 충분한 굴곡이
215 이루어지지 않고, 추진 과정에서 신전되는 형태가 나타나지 않았다. 따라서 하지의 움직임 형태를 고려했을 때,
216 비만 그룹이 정상체중 그룹보다 더 경직된 자세를 보임과 동시에 다음 보를 위한 예비 동작을 보다 빠르게 취하기
217 위한 전략인 것으로 판단된다.

218 이러한 결과와 <Figure 4>와 같이 골반중심의 속도 및 수직위치변화를 비교해 볼 때, 비만 그룹에서 골반중심에
219 대한 수평방향의 이동속도는 정상체중 그룹보다 더 느리게 나타났고, 수직위치의 변화는 더 높은 것으로
220 나타났다. 이는 비만인들의 보행주기가 정상체중인들에 비해 1 보 길이, 이동속도가 감소, 그리고 지지기 시간이
221 지연되는 특징을 보인다는 연구결과(McGraw et al., 2000; DeVita & Hortobágyi, 2003; Messier, 1994;
222 Messier, Loeser, Hoover, Semble, & Wise, 1992; spyropoulos et al., 1991)와도 유사한 형태를 나타냈다.

223 따라서 비만 그룹의 하지관절 각도 및 골반 중심 위치의 수직 변화에서 확인할 수 있듯이, COP로부터
224 골반중심까지 다리길이 변화율은 비만 그룹이 3.89%로 정상체중 그룹의 4.97%보다 더 작게 통계적 유의한
225 차이를 나타냈다. 이러한 결과는 Silder et al. (2015)의 연구에서 달리기 시 개인의 체중을 기준(0%)으로 10%,
226 20%, 30%로 하중을 증가시켰을 때, 각각 7.3%, 7.7%, 7.0%, 6.7%로 다리길이 변화율 반비례적으로
227 감소된다는 결과와 유사하게 나타났다.

228 한편, 체중표준화 관점에서, 비만인들은 오랜 기간 동안 증가된 체중이 보행 시 무거운 하중에 적응될 수 있으며,
229 자신의 체중에 적합하게 하지관절에 작용하는 신경근육작용을 재조정하여 하중을 최소화 시킬 수 있다(DeVita
230 & Hortobágyi, 2003). 하지만, 기존의 강성 평가방법은 이러한 이론들이 무시되었으며, 신체질량의 증가에 따라
231 PVF와 강성이 비례적으로 증가되는 관계로만 설명되었다(Farley et al., 1993). 이에 본 연구에서도 체중표준화
232 전 PVF의 N 값은 비만 그룹이 955.48 ± 149.61 N으로 정상체중 그룹의 622.09 ± 85.76 N보다 더 크게
233 통계적으로 유의한 차이를 나타내고 있어, 단순한 의미로 다리강성을 해석할 수 있으나, 체중표준화 값은
234 정상체중과 비만 그룹이 각각 1.14 N/BW, 1.17 N/BW로 큰 차이는 없었다.

235 이에 <Table 1>과 <Table 2>의 결과를 토대로 <Figure 5>와 같이, 두 그룹 간 일정한 무차원 다리강성 값과 각
236 변인들 간의 관계를 살펴본 결과, PVF는 다리강성의 크기 변화와 큰 관련이 없는 것으로 나타났다. 또
237 골반중심의 전방이동속도는 비만 그룹이 정상체중 그룹보다 더 느리게 나타났으나, 다리강성의 수치는 더

238 증가되는 형태를 보였다. 반면, 하지관절 각도의 변화에서 엉덩관절과 무릎관절의 신전형태가 골반중심의 수직
 239 위치변화를 더 크게 증가시켜 다리길이 변화율이 더 적어지는 관계로 확인되었다.
 240 보행 시 비만인들은 정상체중인들과 비교해 하지 근육들의 제어, 운동감속, 그리고 추진기능에서 서로 다른
 241 특징이 나타나는데(Perry, 1992), 이는 관절 근골격계와 결합조직 질환 및 상해를 발생시키는 중요한 요인으로
 242 인식되고 있다(Felson & Zhang, 1998; Hochberg et al., 1995). 특히, Grimston, Engsborg, Kloiber, &
 243 Hanley(1991)은 다리강성 수치가 증가될수록 하지의 운동기능을 감소시키고 통증과 부상이 유발 될 수 있다고
 244 보고하고 있는데, 본 연구의 결과와 비교해 볼 때, 비만 그룹은 정상체중 그룹 보다 인체에 부가된 중량증가로
 245 인해 긴 체공시간(DeVita & Hortobágyi, 2003)과 보행속도가 감소(Andriacchi, Ogle, & Galante, 1977;
 246 Ryew, Lee, & Hyun, 2013)된 것이라 생각된다. 즉 비만인들에게 나타난 하지관절의 운동범위 감소는
 247 이동속도의 감소, 그리고 골반중심의 수직위치를 더 상승시켜 하지에 무리가 없을 것으로 가정할 수 있으나,
 248 이러한 특징들은 오히려 하지의 움직임을 더 경직시켜 다리강성도 증가시킬 수 있는 중요한 요인이라 생각된다.
 249 종합해 볼 때, 이동운동 시 다리의 강성은 체중(McMahon & Cheng, 1990; Silder et al., 2015)과
 250 보행속도(Brughelli & Cronin, 2008; Arampatzis, Brüggemann, & Metzler, 1999)의 증가에 따라 PVF와
 251 함께 비례적으로 증가될 수 있지만, 다리길이 변화율이 적은 보행동작, 그리고 하중이 다르게 적용되는
 252 상황에서는 다리강성을 평가하기 위해 적합한 방법을 선택해야 하겠다.

253

254 **Conclusion**

255

256 본 연구의 목적은 정상체중 그룹과 비만 그룹 간 체중차이에 따른 무차원 다리강성과 운동역학적 변인들 간 관계를
 257 분석하였다. 그 결과, 신체중심위치의 전방속도 변화는 정상체중 그룹이 비만 그룹보다 더 빠르게 유의한 차이가
 258 나타난 반면, 골반중심의 수직위치 변화는 정상체중 그룹보다 비만 그룹이 더 높게 유의한 차이를 나타냈다.
 259 최대수직 지면반력과 무차원 다리강성은 비만 그룹이 정상체중 그룹보다 더 크게 유의한 차이를 나타냈고,
 260 표준화된 최대수직 지면반력 값은 두 그룹 간 유의한 차이는 없는 것으로 나타났다. 다리길이 변화율은 비만 그룹이
 261 정상체중 그룹보다 더 경직된 형태를 나타냈다. 즉, 보행 시 무차원 다리강성의 증가와 함께 신체중심의 속도,
 262 최대수직 지면반력, 그리고 다리길이 변화율이 서로 증가되는 밀접한 관련이 있음을 시사한다.

263

264 **Reference**

265

266 Abdel-Aziz, Y. I., & Karara, H. M. (1971). *Direct liner transformation from comparator into object space*
 267 *coordinates inclose-range photogrammetry*. Proceeding of the Symposium on close-range
 268 Photogrammetry(1-18). Falls church, VA: American society of photogrammetry.
 269 Andriacchi, T. P., & Mündermann, A. (2006). The role of ambulatory mechanics in the initiation and
 270 progression of knee osteoarthritis. *Current Opinion in Rheumatology*, 18(5), 514-518.
 271 Andriacchi, T. P., Ogle, J. A., & Galante, J. O. (1977). Walking speed as a basis for normal and abnormal gait
 272 measurements. *Journal of Biomechanics*, 10(4), 261-268.
 273 Arampatzis, A., Brüggemann, G. P., & Metzler, V. (1999). The effect of speed on leg stiffness and joint
 274 kinetics in human running. *Journal of Biomechanics*, 32(12), 1349-1353.
 275 Birrell, S. A., & Haslam, R. A. (2009). The effect of military load carriage on 3-D lower limb kinematics and
 276 spatiotemporal parameters. *Ergonomics*, 52(10), 1298-1304.
 277 Blum, Y., Lipfert, S. W., & Seyfarth, A. (2009). Effective leg stiffness in running. *Journal of Biomechanics*,
 278 42(14), 2400-2405.
 279 Browning, R. C., & Kram, R. (2007). Effects of obesity on the biomechanics of walking at different speeds.
 280 *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 39(9), 1632.
 281 Brughelli, M., & Cronin, J. (2008). Influence of running velocity on vertical, leg and joint stiffness. *Sports*
 282 *Medicine*, 38(8), 647-657.

283 Bullimore, S. R., & Burn, J. F. (2006). Consequences of forward translation of the point of force application
284 for the mechanics of running. *Journal of Theoretical Biology*, 238(1), 211-219.

285 Butler, R. J., Crowell, H. P., & Davis, I. M. (2003). Lower extremity stiffness: implications for performance
286 and injury. *Clinical Biomechanics*, 18, 511-517.

287 Cavagna, G. A., Franzetti, P., Heglund, N. C., & Willems, P. (1988). The determinants of the step frequency
288 in running, trotting and hopping in man and other vertebrates. *The Journal of Physiology*, 399(1),
289 81-92.

290 Delp, S. L., Loan, J. P., Hoy, M. G., Zajac, F. E., Topp, E. L., & Rosen, J. M. (1990). An interactive graphics-
291 based model of the lower extremity to study orthopaedic surgical procedures. *IEEE Transactions*
292 *on Biomedical Engineering*, 37(8), 757-767.

293 DeVita, P., & Hortobágyi, T. (2003). Obesity is not associated with increased knee joint torque and power
294 during level walking. *Journal of Biomechanics*, 36(9), 1355-1362.

295 Donelan, J. M., & Kram, R. (2000). Exploring dynamic similarity in human running using simulated reduced
296 gravity. *Journal of Experimental Biology*, 203(16), 2405-2415.

297 Farley, C. T., & Gonzalez, O. (1996). Leg stiffness and stride frequency in human running. *Journal of*
298 *Biomechanics*, 29(2), 181-186.

299 Farley, C. T., Glasheen, J., & McMahon, T. A. (1993). Running springs: speed and animal size. *Journal of*
300 *Experimental Biology*, 185(1), 71-86.

301 Felson, D. T., & Zhang, Y. (1998). An update on the epidemiology of knee and hip osteoarthritis with a view
302 to prevention. *Arthritis & Rheumatism*, 41(8), 1343-1355.

303 Geyer, H., Seyfarth, A., & Blickhan, R. (2006). Compliant leg behaviour explains basic dynamics of walking
304 and running. *Proceedings of the Royal Society of London B: Biological Sciences*, 273(1603), 2861-
305 2867.

306 Grimston, S. K., Engsberg, J. R., Kloiber, R., & Hanley, D. A. (1991). Bone mass, external loads, and stress
307 fracture in female runners. *Journal of Applied Biomechanics*, 7(3), 293-302.

308 Haslam, D. W., & James, W. P. (2005). Obesity. *Lancet* 366(9492), 1197-1209.

309 Hochberg, M. C., Lethbridge-Cejku, M., Scott Jr, W. W., Reichle, R., Plato, C. C., & Tobin, J. D. (1995). The
310 association of body weight, body fatness and body fat distribution with osteoarthritis of the knee:
311 data from the Baltimore Longitudinal Study of Aging. *The Journal of Rheumatology*, 22(3), 488-493.

312 Hogan, N., & Sternad, D. (2009). Sensitivity of smoothness measures to movement duration, amplitude, and
313 arrests. *Journal of Motor Behavior*, 41(6), 529-534.

314 Hyun, S. H., & Ryew, C. C. (2014). Analysis of the gait characteristics and interaction among bilateral lower
315 extremity joints according to shoe's heel heights in young women. *Korean Journal of Sport*
316 *Biomechanics*, 24(4), 445-453.

317 Lai, P. P., Leung, A. K., Li, A. N., & Zhang, M. (2008). Three-dimensional gait analysis of obese adults.
318 *Clinical Biomechanics*, 23(1), 2-6.

319 Lee, M. H., Ranganathan, R., & Newell, K. M. (2011). Changes in object-oriented arm movements that
320 precede the transition to goal-directed reaching in infancy. *Developmental Psychobiology*, 53(7),
321 685-693.

322 Lipfert, S. W., Günther, M., Renjewski, D., Grimmer, S., & Seyfarth, A. (2012). A model-experiment
323 comparison of system dynamics for human walking and running. *Journal of Theoretical Biology*,
324 292, 11-17.

325 McGraw, B., McClenaghan, B. A., Williams, H. G., Dickerson, J., & Ward, D. S. (2000). Gait and postural
326 stability in obese and nonobese prepubertal boys. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*,
327 81(4), 484-489.

328 McMahon, T. A., & Cheng, G. C. (1990). The mechanics of running: how does stiffness couple with speed?.
329 *Journal of Biomechanics*, 23, 65-78.

330 McMahon, T. A., Valiant, G., & Frederick, E. C. (1987). Groucho running. *Journal of Applied Physiology*,
331 62(6), 2326-2337.

332 Messier, S. P. (1994). Osteoarthritis of the knee and associated factors of age and obesity: effects on gait.
333 *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 26(12), 1446-1452.

334 Messier, S. P., Loeser, R. F., Hoover, J. L., Semble, E. L., & Wise, C. M. (1992). Osteoarthritis of the knee:
335 effects on gait, strength, and flexibility. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 73(1), 29-
336 36.

337 Perry, J. (1992). Gait analysis-normal and pathological function. New Jersey: SLACK.

338 Plagenhoef, S. C., Evans, F. G., & Abdelnour, T. (1983). Anatomical data for analyzing human motion.
339 *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 54(2), 632-635.

340 Ryew, C. C., Lee, A. R., Hyun, S. H. (2013). The effect on the change of shoe's heel heights & body weights
341 for dynamic balance during gait motions in women. *Kinesiology*, 15(3), 79-90.

342 Silder, A., Besier, T., & Delp, S. L. (2015). Running with a load increases leg stiffness. *Journal of*
343 *Biomechanics*, 48(6), 1003-1008.

344 Silder, A., Delp, S. L., & Besier, T. (2013). Men and women adopt similar walking mechanics and muscle
345 activation patterns during load carriage. *Journal of Biomechanics*, 46(14), 2522-2528.

346 Spyropoulos, P., Pisciotta, J. C., Pavlou, K. N., Cairns, M. A., & Simon, S. R. (1991). Biomechanical gait
347 analysis in obese men. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 72(13), 1065-1070.

348 Stefanyshyn, D. J., & Nigg, B. M. (1998). Dynamic angular stiffness of the ankle joint during running and
349 sprinting. *Journal of Applied Biomechanics*, 14(), 292-299.

350 Stürmer, T., Günther, K. P., & Brenner, H. (2000). Obesity, overweight and patterns of osteoarthritis: the
351 Ulm osteoarthritis study. *Journal of Clinical Epidemiology*, 53(3), 307-313.

352 Teunissen, L. P., Grabowski, A., & Kram, R. (2007). Effects of independently altering body weight and body
353 mass on the metabolic cost of running. *Journal of Experimental Biology*, 210(24), 4418-4427.

354 Whittington, B. R., & Thelen, D. G. (2009). A simple mass-spring model with roller feet can induce the
355 ground reactions observed in human walking. *Journal of Biomechanical Engineering*, 131(1), 011-
356 013.

357

358