



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](#)

박사학위논문

여성들의 구두 힐 높이변화와 지면조건에
따른 보행동작의 운동역학적 특성분석

지도교수 류재청



제주대학교 대학원

체육학과

현승현

2015年 2月

여성들의 구두 힐 높이변화와 지면조건에 따른
보행동작의 운동역학적 특성분석

指導教授 柳 在 青

玄 承 現

이 論文을 體育學 博士學位 論文으로 提出함

2014年 11月

玄承現의 體育學 博士學位 論文을 認准함



審査委員長 梁 明 煥 (인)

제주대학교 중앙도서관
JEJU NATIONAL UNIVERSITY LIBRARY
委 員 李 仲 淑 (인)

委 員 李 東 佑 (인)

委 員 金 泳 杓 (인)

委 員 柳 在 青 (인)

濟州大學校 大學院

2014年 12月

A kinetic comparison of characteristics according to
the shoe's heel heights and ground conditions during
gait in women

Seung-Hyun, Hyun
(Supervised by professor Che-Cheong, Ryew)

A thesis submitted in partial fulfillment of the requirement for the degree of
Doctor of Physical Education



This thesis has been examined and approved.

.....
Thesis director, Myung-Hwan, Yang, Prof., Dept. of Physical Education
.....
.....
.....

.....
Date

Department of Physical Education
GRADUATE SCHOOL
JEJU NATIONAL UNIVERSITY

목 차

ABSTRACT

I. 서론	1
1. 연구의 필요성	1
2. 연구의 목적	4
3. 실험설계	4
4. 연구의 제한점	5
5. 용어의 정의	5
II. 이론적 배경	7
1. 평지보행의 기본적인 기능	7
2. 하지관절의 역할	10
3. 계단의 구조와 보행	11
4. 선행연구	15
III. 연구 I: 여성들의 평지보행 시 구두 힐 높이변화에 따른 보행특성 비교분석 ..	19
1. 연구의 목적	19
2. 연구의 문제	19
3. 연구대상	20
4. 실험도구	21
5. 실험절차	24
6. 이벤트 및 분석국면	33
7. 자료처리 및 통계처리	34
8. 연구결과	36
9. 논의	53
IV. 연구 II: 여성들의 계단보행 시 구두 힐 높이변화에 따른 보행특성 비교분석 ..	57
1. 연구의 목적	57
2. 연구의 문제	57
3. 연구대상	58
4. 실험도구	59
5. 실험상황	60

6. 자료처리 및 통계처리	61
7. 연구결과	62
8. 논의	81
V. 연구 III: 여성들의 구두 힐 높이변화와 지면조건에 따른 보행동작의 운동역학적 특성분석	86
1. 연구의 목적	86
2. 연구의 문제	86
3. 자료처리 및 통계처리	87
4. 연구결과	88
5. 논의	139
VI. 종합 논의	144
VII. 결론 및 제언	147
1. 결 론	147
2. 제 언	151
참고문헌	152
부록	167
1. 지면조건 별 구두 힐 높이에 따른 지면반력의 형태	167
2. 연구 동의서	170



List of Tables

Table 1. Characteristics of gait	9
Table 2. Characteristics of gait by the gradient angle of stairs	12
Table 3. Characteristics of the subjects	20
Table 4. Experimental equipments	21
Table 5. Marker attachment points	24
Table 6. Dorsiflexion/plantarflexion angle of ankle according to the shoe's heel heights during level walking	36
Table 7. Flexion/extension angle of knee according to the shoe's heel heights during level walking	37
Table 8. Flexion/extension angle of hip according to the shoe's heel heights during level walking	38
Table 9. Length of 1 step according to the shoe's heel heights during level walking	39
Table 10. Horizontal displacement of COM according to the shoe's heel heights during level walking	40
Table 11. Velocity of COM according to the shoe's heel heights during level walking	41
Table 12. Front-rear, left-right angle according to the shoe's heel heights during level walking	42
Table 13. FR·LR angle excursion according to the shoe's heel heights during level walking	44
Table 14. Center of pressure variables according to the shoe's heel heights during level walking	45
Table 15. Dynamic postural stability index according to the shoe's heel heights during level walking	48
Table 16. Anterior-posterior GRF according to the shoe's heel heights during level walking	49
Table 17. Max. vertical GRF according to the shoe's heel heights during level walking	51
Table 18. Impact loading rate according to the shoe's heel heights during level walking	52
Table 19. Characteristics of the subjects	58

Table 20. Dorsiflexion/plantarflexion angle of ankle according to the shoe's heel heights during upward and downward stairs	62
Table 21. Flexion/extension angle of knee according to the shoe's heel heights during upward and downward stairs	63
Table 22. Flexion/extension angle of hip according to the shoe's heel heights during upward and downward stairs	65
Table 23. Length of 1 step according to the shoe's heel heights during upward and downward stairs	66
Table 24. Horizontal displacement of COM according to the shoe's heel heights during upward and downward stairs	67
Table 25. Velocity of COM according to the shoe's heel heights during upward and downward stairs	68
Table 26. Front-rear angle according to the shoe's heel heights during upward and downward stairs	69
Table 27. Left-right angle according to the shoe's heel heights during upward and downward stairs	70
Table 28. FR·LR angle excursion according to the shoe's heel heights during upward and downward stairs	71
Table 29. Center of pressure variables according to the shoe's heel heights during upward and downward stairs	73
Table 30. Dynamic postural stability index according to the shoe's heel heights during upward and downward stairs	75
Table 31. Anterior-posterior GRF according to the shoe's heel heights during upward and downward stairs	77
Table 32. Maximum vertical GRF according to the shoe's heel heights during upward and downward stairs	78
Table 33. Impact loading rate according to the shoe's heel heights during upward and downward stairs	79
Table 34. Dorsiflexion/plantarflexion angle of ankle according to the shoe's heel heights and ground conditions	88
Table 35. Variance analysis result of ankle angle according to the shoe's heel heights and ground conditions	89
Table 36. Flexion/extension angle of knee according to the shoe's heel heights and ground conditions	90
Table 37. Variance analysis result of knee angle according to the shoe's heel heights and ground conditions	91

Table 38. Flexion/extension angle of hip according to the shoe's heel heights and ground conditions	93
Table 39. Variance analysis result of hip angle according to the shoe's heel heights and ground conditions	93
Table 40. Length of 1 step according to the shoe's heel heights and ground conditions	94
Table 41. Variance analysis result according to the shoe's heel heights and ground conditions in length of 1 step	95
Table 42. Horizontal displacement of COM according to the shoe's heel heights and ground conditions	96
Table 43. Variance analysis result according to the shoe's heel heights and ground conditions in horizontal displacement of COM	96
Table 44. Velocity of COM according to the shoe's heel heights and ground conditions	98
Table 45. Variance analysis result according to the shoe's heel heights and ground conditions in velocity of COM	98
Table 46. Front-rear angle according to the shoe's heel heights and ground conditions	100
Table 47. Variance analysis result according to the shoe's heel heights and ground conditions in front-rear angle	100
Table 48. Left-right angle according to the shoe's heel heights and ground conditions	102
Table 49. Variance analysis result according to the shoe's heel heights and ground conditions in left-right angle	102
Table 50. FR·LR angle excursion according to the shoe's heel heights and ground conditions	104
Table 51. Variance analysis result according to the shoe's heel heights and ground conditions in FR·LR angle excursion	104
Table 52. Center of pressure variables according to the shoe's heel heights and ground conditions	106
Table 53. Variance analysis result according to the shoe's heel heights and ground conditions in center of pressure variables	107
Table 54. Dynamic postural stability index according to the shoe's heel heights and ground conditions	110
Table 55. Variance analysis result according to the shoe's heel heights and ground conditions in dynamic postural stability index	111

Table 56. Anterior-posterior GRF according to the shoe's heel heights and ground conditions	113
Table 57. Variance analysis result according to the shoe's heel heights and ground conditions in anterior-posterior GRF	114
Table 58. Maximum vertical GRF according to the shoe's heel heights and ground conditions	115
Table 59. Variance analysis result according to the shoe's heel heights and ground condition in maximum vertical GRF	116
Table 60. Impact loading rate according to the shoe's heel heights and ground conditions	117
Table 61. Variance analysis result according to the shoe's heel heights and ground conditions in impact loading rate	117
Table 62. Correlationships among lower limb joint according to the shoe's and ground conditions	119
Table 63. Correlationships among lower limb joint according to the shoe's and ground conditions	121
Table 64. Correlationships among lower limb joint according to the shoe's and ground conditions	123
Table 65. Correlationships among dynamic balance according to the shoe's and ground conditions	126
Table 66. Correlationships among dynamic balance according to the shoe's and ground conditions	128
Table 67. Correlationships among dynamic balance according to the shoe's and ground conditions	131
Table 68. Correlationships among dynamic balance according to the shoe's and ground conditions	134
Table 69. Correlationships among GRF variables according to the shoe's and ground conditions	136
Table 70. Correlationships among GRF variables according to the shoe's and ground conditions	137

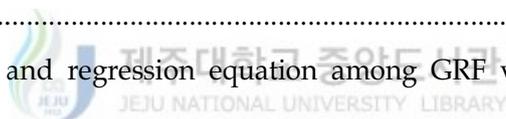
List of Figures

Figure 1. Experimental	4
Figure 2. Gait cycle	7
Figure 3. Patterns in center of mass	9
Figure 4. Stair structure	12
Figure 5. Experimental equipments	22
Figure 6. Experimental equipments during level walking	23
Figure 7. Shoe's heel heights	23
Figure 8. Marker attachment points	25
Figure 9. Setting of control object	26
Figure 10. Body segment angle during gait	28
Figure 11. Event and phase during gait	34
Figure 12. Angle of ankle according to the shoe's heel heights during level walking	37
Figure 13. Angle of knee according to the shoe's heel heights during level walking	38
Figure 14. Angle of hip according to the shoe's heel heights during level walking	39
Figure 15. Length of 1 step according to the shoe's heel heights during level walking	40
Figure 16. Horizontal displacement of COM according to the shoe's heel heights during level walking	41
Figure 17. Velocity of COM according to the shoe's heel heights during level walking	42
Figure 18. FR angle according to the shoe's heel heights during level walking	43
Figure 19. LR angle according to the shoe's heel heights during level walking	43
Figure 20. FR angle excursion according to the shoe's heel heights during level walking	44
Figure 21. LR angle excursion according to the shoe's heel heights during level walking	45
Figure 22. ΔCOP_x according to the shoe's heel heights during level walking	46
Figure 23. ΔCOP_y according to the shoe's heel heights during level walking	47
Figure 24. COP area according to the shoe's heel heights during level walking	47

Figure 25. Dynamic postural stability index according to the shoe's heel heights during level walking	48
Figure 26. Fy 1 GRF according to the shoe's heel heights during level walking	50
Figure 27. Fy 2 GRF according to the shoe's heel heights during level walking	50
Figure 28. Max. vertical GRF according to the shoe's heel heights during level walking	51
Figure 29. Impact loading rate according to the shoe's heel heights during level walking	52
Figure 30. Stair structure	59
Figure 31. Experimental equipments during stairs walking	60
Figure 32. Angle of ankle according to the shoe's heel heights during upward and downward stairs	63
Figure 33. Angle of knee according to the shoe's heel heights during upward and downward stairs	64
Figure 34. Angle of hip according to the shoe's heel heights during upward and downward stairs	65
Figure 35. Length of 1 step according to the shoe's heel heights during upward and downward stairs	66
Figure 36. Horizontal displacement of COM according to the shoe's heel heights during upward and downward stairs	67
Figure 37. Velocity of COM according to the shoe's heel heights during upward and downward stairs	68
Figure 38. FR angle according to the shoe's heel heights during upward and downward stairs	69
Figure 39. LR angle according to the shoe's heel heights during upward and downward stairs	71
Figure 40. F-RAE and L-RAE according to the shoe's heel heights during upward stairs	72
Figure 41. F-RAE and L-RAE according to the shoe's heel heights during downward stairs	72
Figure 42. ΔCOP_x according to the shoe's heel heights during upward and downward stairs	74
Figure 43. ΔCOP_y according to the shoe's heel heights during upward and downward stairs	74
Figure 44. COP area according to the shoe's heel heights during upward and downward stairs	75

Figure 45. Dynamic postural stability index according to the shoe's heel heights during upward and downward stairs	76
Figure 46. Fy 1 GRF according to the shoe's heel heights during upward and downward stairs	77
Figure 47. Fy 2 GRF according to the shoe's heel heights during upward and downward stairs	78
Figure 48. Max. vertical GRF according to the shoe's heel heights during upward and downward stairs	79
Figure 49. Impact loading rate according to the shoe's heel heights during upward and downward stairs	80
Figure 50. Angle of ankle according to the shoe's heel heights and ground conditions	89
Figure 51. Angle of knee according to the shoe's heel heights and ground conditions	92
Figure 52. Angle of hip according to the shoe's heel heights and ground conditions	94
Figure 53. Length of 1 step according to the shoe's heel heights and ground conditions	95
Figure 54. Horizontal displacement of COM according to the shoe's heel heights and ground conditions	97
Figure 55. Velocity of COM according to the shoe's heel heights and ground conditions	99
Figure 56. FR angle according to the shoe's heel heights and ground conditions	101
Figure 57. LR angle according to the shoe's heel heights and ground conditions	103
Figure 58. F-RAE according to the shoe's heel heights and ground conditions	105
Figure 59. L-RAE according to the shoe's heel heights and ground conditions	105
Figure 60. ΔCOP_x according to the shoe's heel heights and ground conditions	108
Figure 61. ΔCOP_y according to the shoe's heel heights and ground conditions	108
Figure 62. COP area according to the shoe's heel heights and ground conditions	109
Figure 63. Dynamic postural stability index according to the shoe's heel heights and ground conditions	112
Figure 64. Fy 1 GRF according to the shoe's heel heights and ground conditions	114
Figure 65. Fy 2 GRF according to the shoe's heel heights and ground conditions	115

Figure 66. Maximum vertical GRF according to the shoe's heel heights and ground conditions	116
Figure 67. Impact loading rate according to the shoe's heel heights and ground conditions	118
Figure 68. Scatter plot and regression equation among lower limb joint	120
Figure 69. Scatter plot and regression equation among lower limb joint	122
Figure 70. Scatter plot and regression equation among lower limb joint	124
Figure 71. Scatter plot and regression equation among lower limb joint	125
Figure 72. Scatter plot and regression equation among dynamic balance variables	127
Figure 73. Scatter plot and regression equation among dynamic balance variables	129
Figure 74. Scatter plot and regression equation among dynamic balance variables	132
Figure 75. Scatter plot and regression equation among dynamic balance variables	133
Figure 76. Scatter plot and regression equation among dynamic balance variables	135
Figure 77. Scatter plot and regression equation among GRF variables	138



ABSTRACT

A kinetic comparison of characteristics according to the shoe's heel heights and ground conditions during gait in women

Seung-Hyun, Hyun

*Department of Physical Education, Graduate School,
Jeju National University, Korea*

(Supervised by professor Che-Cheong, Ryew)

The purpose of this study was to compare the kinetic characteristics according to the shoe's heel heights and ground conditions during gait in women (study I: level, study II: stair, study III: ground conditions & shoe's heel heights). Participants selected as the subject were consisted of young women (study I: n=10, age: 23.90±0.99yrs, height: 166.00±2.15cm, body mass: 54.12±3.59kg, foot length: 23.33±0.46cm, foot width: 8.47±0.35cm, study II: n=10, age: 22.30±0.48yrs, height: 166.60±2.58cm, body mass: 57.02±3.60kg, foot length: 23.63±0.57cm, foot width: 8.85±0.31cm) and divided into 3-types of shoe's heel heights (0cm/bare foot, 6cm, 9cm) according to ground conditions (level walking, upward and downward stairs).

The variables analyzed were consisted of the lower extremity joint angle (hip, knee, ankle), dynamic postural stability (1 step length, displacement of Y axis COM position, COM velocity, front-rear angle [FR angle], left-right angle [LR angle], front-rear angle excursion [F-RAE], left-right angle excursion [L-RAE], center of pressure variables [Δ COPx, Δ COPy, COP area], and dynamic postural stability index [MLSI, APSI, VSI, DPSI]) and ground reaction force variables (anterior-posterior GRF [Fy 1, Fy 2], maximum vertical GRF, impact loading rate).

One force-plate was used to collect GRF (AMTI OR6-7, USA) data at a sample rate of

1000 Hz. Also, 4 camcorder(HDR-HC7/HDV 1080i, Sony Corp, Japan) were used to capture gait motion at rate of 60 frames/sec. The raw data were collected from Kwon3D XP motion analysis package ver 4.0 program(Visol, Korea) during gait.

As a result, the following conclusions obtained were as follows.

Study I : level walking & shoe's heel heights

1) lower extremity joint angle

① Angle of ankle showed significant difference according to the shoe's heel heights during level walking at IC, HTO and TTO.

② Angle of knee didn't show significant difference according to the shoe's heel heights during level walking at IC, HTO and TTO.

③ Angle of hip didn't show significant difference according to the shoe's heel heights during level walking at IC, HTO and TTO.

2) Dynamic postural stability

① Length of 1 step didn't show significant difference according to the shoe's heel heights during level walking.

② Displacement of Y axis COM position showed significant difference according to the shoe's heel heights during level walking.

③ Velocity of COM position showed significant difference according to the shoe's heel heights during level walking at IC and HTO.

④ Front-rear, left-right angle of trunk didn't show significant difference according to the shoe's heel heights during level walking.

⑤ F-RAE and L-RAE didn't show significant difference according to the shoe's heel heights during level walking.

⑥ ΔCOP_x , COP area showed significant difference according to the shoe's heel heights during level walking.

⑦ MLSI, APSI, VSI and DPSI didn't show significant difference according to the shoe's heel heights during level walking.

3) GRF variables

① Anterior-posterior(Fy 1) of GRF didn't show significant difference according to the shoe's heel heights during level walking.

② Anterior-posterior(Fy 2) of GRF didn't show significant difference according to the shoe's heel heights during level walking.

③ Max. vertical GRF didn't show significant difference according to the shoe's heel heights during level walking.

④ Impact loading rate didn't show significant difference according to the shoe's heel heights during level walking.

Study II: stairs walking & shoe's heel heights

1) lower extremity joint angle

① Angle of ankle showed significant difference according to the shoe's heel heights during upward stairs(IC, HTO) and downward stairs(IC, HTO, TTO).

② Angle of knee showed significant difference according to the shoe's heel heights during upward stairs(TTO) and downward stairs(IC, TTO).

③ Angle of hip didn't show significant difference according to the shoe's heel heights during upward stairs and downward stairs.

2) Dynamic postural stability

① Length of 1 step didn't show significant difference according to the shoe's heel heights during upward stairs and downward stairs.

② Displacement of Y axis of COM didn't show significant difference according to the shoe's heel heights during upward stairs and downward stairs.

③ Velocity of COM didn't show significant difference according to the shoe's heel heights during upward stairs and downward stairs.

④ Front-rear, left-right angle of trunk didn't show significant difference according to the shoe's heel heights during upward stairs and downward stairs.

⑤ F-RAE and L-RAE didn't show significant difference according to the shoe's heel heights during upward stairs and downward stairs.

⑥ COP variables showed significant difference according to the shoe's heel heights during upward stairs(Δ COP_x, Δ COP_y, COP area) and downward stairs(Δ COP_x, COP area).

⑦ MLSI, APSI, VSI and DPSI didn't show significant difference according to the shoe's heel heights during upward stairs and downward stairs.

3) GRF variables

① Anterior-posterior(F_y 1) of GRF showed significant difference according to the shoe's heel heights during upward stairs, but downward stairs were not significant.

② Anterior-posterior(F_y 2) of GRF didn't show significant difference according to the shoe's heel heights during upward stairs and downward stairs.

③ Max. vertical GRF didn't show significant difference according to the shoe's heel heights during upward stairs and downward stairs.

④ Impact loading rate didn't show significant difference according to the shoe's heel heights during upward stairs, but downward stairs were significant.

Study III: ground conditions & shoe's heel heights

1) lower extremity joint angle

① Angle of ankle showed significant difference according to the shoe's heel heights and ground conditions at IC, HTO and TTO, but interaction didn't show.

② Angle of knee showed significant difference according to the shoe's heel heights and ground conditions at IC and TTO, but interaction didn't show.

③ Angle of hip showed significant difference according to the shoe's heel heights(HTO) and ground conditions(IC, HTO, TTO), but interaction didn't show.

2) Dynamic postural stability

① Length of 1 step showed significant difference according to the ground conditions, but shoe's heel heights and interaction didn't show.

② Displacement of Y axis COM position showed significant difference according to the ground conditions, but shoe's heel heights and interaction didn't show.

③ Velocity of COM position showed significant difference according to the shoe's heel heights(IC) and ground conditions(IC, HTO, TTO), but interaction didn't show.

④ Front-rear angle of trunk showed significant difference according to the ground conditions(IC, HTO, TTO), but shoe's heel heights and interaction didn't show.

⑤ Left-right angle of trunk showed significant difference according to the ground conditions(IC, HTO, TTO), but shoe's heel heights and interaction didn't show.

⑥ F-RAE and L-RAE showed significant difference according to the ground conditions, but shoe's heel heights and interaction didn't show.

⑦ ΔCOP_x , ΔCOP_y and COP area showed significant difference according to the shoe's heel heights(IC) and ground conditions, and also interaction showed significant difference at $\Delta\text{COP}_x(\text{H}>\text{G})$.

⑧ MLSI, APSI, VSI and DPSI showed significant difference according to the ground conditions, but shoe's heel heights and interaction didn't show.

3) GRF variables

① Anterior-posterior(Fy 1 and Fy 2) of GRF showed significant difference according to the ground conditions and also interaction showed significant difference at Fy 1(G>H).

② Max. vertical GRF showed significant difference according to the ground conditions, but shoe's heel heights and interaction didn't show.

③ Impact loading rate showed significant difference according to the shoe's heel heights and ground conditions and also interaction showed significant difference at loading rate(G>H).



I. 서론

1. 연구의 필요성

보행은 신체 상·하지의 여러 관절과 협응 동작을 이루고 있는 복잡한 신체활동으로 발이 지면에 닿는 순간 지면으로 부터 충격을 받게 되는데, 하지는 체중의 수배에 달하는 하중을 받을 수 있고(Franklin, Chenier, Brauinger, Cook, & Harris, 1995; Nigg, 1986; Scott & Winter, 1990; Whittle, 1990), 무리한 동작이 수반되는 경우 충격이 관절과 근육에 전달되어 피로를 가속화시켜 부상 및 근골격계에 영향이 미치는 것으로 보고되어 왔다(Gefen, Megido, Itzhak, & Arcan, 2002; Ebbeling, Hamill, & Crussemeyer, 1994; Voloshin & Loy, 1994).

이에 신발은 보행동안 지면 착지 시에 발생하는 충격력을 흡수하여 발목을 포함한 인체의 여러 관절을 보호하고 부상 예방의 역할(최규정, 권희자, 2003)과 이동의 목적으로 사용되고 있으며, 신발을 과학화하려는 노력은 기능성, 경제성, 미관성의 측면에서 오랜 세월을 두고 점진적으로 개선되고 있다(류재청, 현승현, 2013a). 신발을 과학화하기 위한 노력으로 Denth와 Nigg(1981)가 충격을 줄이기 위해서는 특수한 형태로 제작하거나 특수한 바닥면을 사용하는 방법을 제시하기 시작하여, 최근 나노실버(nanosilver)와 탄소나노튜브(carbon nanotube)를 이용한 항균 및 살균 능력과 인조피혁의 보강포로서 부직포와 나노섬유를 적층시켜 촉감 및 보강포의 물성을 향상시키고 질감을 구현하기 위해 사용하고 있다(박환돈, 백승준, 이행자, 장상목, 이상호, 2009).

하지만 이러한 노력에도 불구하고 신발에 대한 정보가 충분하게 제공되지 않은 상태에서 많은 여성들은 미용적인 측면이나 유행의 측면, 그리고 매력과 아름다움을 더욱 증대시킬 수 있는 패션의 조형물(김선아, 2008)로 생각하여 구두 뒤 굽이 높은 신발을 착용하는 경향이 있다(고은혜 등, 2008; Frey, 2000). 하이힐은 굽이 높을수록 충격력과 불편감을 증가시키고(Hong, Lee, Chen, Pei, & Wu, 2005), 구조적인 문제로 인해 상대적으로 전족에 많은 부하가 가중되어 전족의 발 압력 분포가 커질 뿐만 아니라(Nyska, McCube, Linge, & Klenerman, 1996) 접지 이후 이지 순간에 발가락 관절은 지면반력이 맨발 보행에 비해 크게 작용되어 상대적으로 전족의 근 활동량이 커진다(Liu & Wang, 2004). 류지선(2009a)이 하이힐 보행 시 하지의 협응성을 분석한 결과, 무릎의 굴곡, 경골의 내측회전, 발의 외반이 일어나는 최대 발생시간은 굽 높이가 낮은 조건에서는 일치도가 컸지만, 굽 높이가 높은 조건에서는 최대 발생시간 일치도가 낮아 시간 협응성이 원활하지 못했다고

하였고, 압력의 중심(center of pressure)은 굽 높이에 따라 유의한 차이가 나타나, 하이힐 보행 시 굽이 높으면 신체 관성 모멘트가 상대적으로 증가해 COP 범위가 증가 및 신체의 앞뒤 방향에 불안정한 상태가 될 수 있다고 하였다(류지선, 2010b). 평지보행에서 구두 힐 높이별 동적 안정성을 분석한 류재청, 이애리와 현승현(2013)의 연구에서도 구두 힐 높이 증가에 따라 신체중심의 전방이동거리가 감소하였고, 상대적인 전경각 자세와 측면기울기가 커져 보행안정성이 감소된다고 보고하였다.

한편, 보행은 평지뿐만 아니라 계단 보행 또한 일상생활에서 매우 흔한 활동이며(손호희, 2011), 인체의 이동수단으로 빈번히 사용되고 있다(전현민, 류지선, 2008). 계단 오르기에서 입각기 동안 하지는 신체를 들어올리기 위해 체중지지 능력과 안정성이 요구되고 굴곡하며 앞으로 나가게 된다(Riener, Rabuffetti, & Frigo, 2002). 또한 평지보행에 비해 더 큰 하지 관절 모멘트와 운동 범위를 요구하며(Andriacchi, Galante, & Fermier, 1982; Andriacchi & Mikosz, 1991), 하지관절에 지속적으로 가해지는 부하는 다양한 형태의 관절 장애를 수반할 수 있는 것으로 보고되고 있다(Costigan, Wyss, Li, Cooke, & Olney, 1993). 특히, 운동역학적인 측면에서 즉각적으로 발생하는 수직의 지면반력은 두 시기에서 최고의 정점이 나타나게 되는데(Larsen, Puggaard, Hämäläinen, & Aagaard, 2008; Protopapadaki, Drechsler, Cramp, Coutts, & Scott, 2007; Riener et al., 2002; Stacoff, Diezi, Luder, Sussi, & Kramers, 2005), 첫 번째 정점은 체중의 1.2배, 두 번째 정점은 전 유각기에서 더 증가되거나 체중의 1.2배로 나타난다(Stacoff et al., 2005).

이와는 반대로 신체가 계단 아래로 내려오는 동작은 무릎관절의 굴곡 증가가 중요하며 발목관절에서도 어느 정도의 배측 굴곡이 발생해야 한다(Powers, Boyd, Torburn, & Perry, 1997). 이때 지면접촉과 동시에 발생하는 수직 지면반력은 계단 오르기 동작과는 다르게 한번의 최대정점이 생성된다(Larsen et al., 2008; Protopapadaki et al., 2007; Riener et al., 2002; Stacoff et al., 2005). 또한 전·후 지면반력은 평지를 보행하는 동안 나타나는 결과와 반대의 경향을 나타내다 진폭의 감소를 보여 체중 수용기 동안 지면반력의 합은 후방을 향하게 되고(Riener et al., 2002), 발이 앞으로 미끄러지는 것을 방지하게 된다(Burnfield, Flanagan, Flynn, Brault, & Power, 2001; Burnfield, Tsai, & Powers, 2005). 이후 중간입각기에 수직 지면반력은 체중보다도 적은 수준으로 감소되며 입각기 전체 동안 상승이 나타나지 않는다(Burnfield et al., 2005; Riener et al., 2002).

이와 같이 여성들이 선호하는 하이힐 착용으로 인한 부작용과 각각의 지면조건별 평지 보행, 계단 오르기과 계단 내리기 등, 보행의 운동학적·운동역학적 특성에 대해 살펴보았다. 이러한 관점에서 볼 때, 여성들이 높은 하이힐 구두를 착용 후 각기 다른 지면 조건에서 신체이동을 위한 보행은 빈번히 일어날 수 있지만, 선행연구들은 구두 힐 높이별 또는

평지보행에만 국한된 경향을 보인다(류지선, 2009a, 2009b, 2010b; 류재청, 현승현, 2013a; 류재청 등, 2013; 마상렬, 안성자, 2012; 오덕원, 천승철, 심재훈, 2010; 윤정규 등, 2010; Lee & Hong, 2005; Stefanyshyn, Nigg, Fisher, O'Flynn, & Liu, 2000; Verkindt, Dalleau, Leroyer, & Allard, 2009). 특히 동적·정적 안정성 저하와 낙상의 위험, 근 피로도의 증가, 발의 변형, 족저압력의 증가 등이 나타나는 높은 구두 힐 착용 후 계단에서의 보행 관련 연구는 미비한 실정이며, 지면조건과 구두 힐 높이에 따라 보행동작에 미치는 영향과 동적 안정성 및 역학량과의 인과관계를 설명하기에 부족하다고 생각된다.

따라서 본 연구는 여성들이 착용하는 구두 힐 높이변화와 지면조건에 따른 보행동작 시 하지관절의 움직임 차이를 비교분석하고 동적 안정성과 충격력 차이를 정량화하기 위해 실시하였다. 우선 동적 안정성은 압력판을 통해 균형성의 지표인 COP와 COP 관련 변인들을 분석하여 자세제어 및 반응 메카니즘을 관찰해 불안정성을 판단할 수 있으며(류지선, 2010b; Lee & Lin, 2007; Micheall, Ross, Blackburn, Hirth, & Guskiewicz, 2006; Palmieri, Ingersoll, Stone, & Krause, 2002) 자세 안정성을 COP의 변위를 이용해 정량화 할 수 있다(Teasdale & Simoneau, 2001). 또한 체간 기울기각도는 시상면(sagittal plane)의 전·후방 기울기 보다는 관상면(frontal plane)의 좌·우 기울기각도가 보다 효과적이며(장재관, 윤석훈, 2010), 신체중심의 전방이동거리 변화량(류재청 등, 2013) 등을 이용하여 동적 안정성을 평가할 수 있다.

운동역학적 분석은 일반적인 평지보행에서 지면에 발이 착지하는 순간 생성되는 수직 지면반력의 초기 정점으로, 두 번째 정점은 충격력에 대한 근육의 반응인 능동적 최대 수직 충격력이라 할 수 있다(서욱현, 2009). 이때 최대 수직 충격력이 발생하는 시간은 충격을 받는 동안 발생하는 감각 신호에 대한 근육의 반응 시간보다 짧으며(Nigg & Liu, 1999), 이에 따른 생리적 제어 시간 역시 짧다(Kawato, 1999). 즉, 지면 착지 시 생성된 지면반발력은 신체근육들이 인지하기 전 충격력이 신체의 각 부위로 전달되기 때문에 지속된 충격으로 인한 피로골절, 연부조직 상해(서욱현, 2009), 근골격계 질환(Sturmer, Gunther, & Brenner, 2000)과 직결된다고 할 수 있다. 또한 보행 방향의 지면과 평행하게 일어나는 전단(shear)은 전·후, 내·외측 방향의 수평적 힘의 지면반력 벡터가 수직적 절대값의 편위에 의해 일어나며, 발과 지면 사이에 전단패턴은 안정성을 위협하는 등, 미끄러지는 결과를 나타낸다(Burnfield et al., 2005).

이와 같이 여성들이 착용하는 구두 힐 높이와 지면조건에 따른 하지관절의 움직임, 인체골격계와 발목관절에 부가되는 최대 수직 지면반력·충격 부하율, 그리고 동적 안정성 등, 분석된 결과를 토대로 효율적인 보행을 위한 정량적 자료를 제시하기 위해 실시하였다.

2. 연구의 목적

본 연구의 목적은 여성들이 착용하는 구두의 힐 높이(0cm, 6cm, 9cm)와 지면조건(평지 보행, 계단 오르기, 계단 내리기)에 따른 보행동작의 운동학적·운동역학적 변인들을 분석하기 위해 실시하였다. 이를 위해 보행 시 하지관절의 각도변화, 보행의 동적 안정성 및 지면반력 변인 등을 통하여 보행자세, 인체골격계 및 발목관절에 부가되는 부하율을 규명하고자 하였다. 또한 상관분석을 실시하여 각 변인들 간 유사성 및 상반되는 특징 및 관계를 규명하는데 그 목적이 있다.

3. 실험설계

본 연구는 여성들이 착용하는 구두 힐 높이변화와 지면조건에 따른 보행특성을 분석하기 위해 <Figure 1>과 같이 3개의 연구로 설계하였다. 우선 평지보행에서 구두 힐 높이에 따른 보행특성의 연구 I 과 계단 오르기과 내리기 시 구두 힐 높이에 따른 보행특성의 연구 II로 나누어 실시하였고, 연구 III은 여성들이 착용하는 구두 힐 높이변화와 지면조건

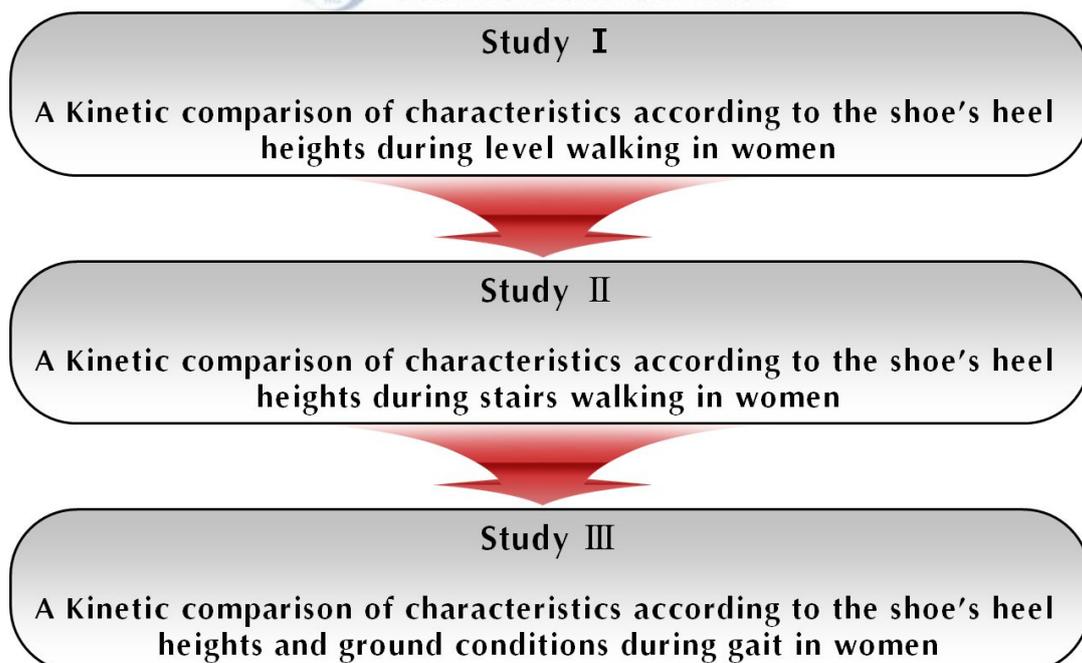


Figure 1. Experimental

에 따른 운동학적·운동역학적 변인의 연관성을 규명하기 위해 주효과와 상호작용 및 상관 분석을 실시하였다.

4. 연구의 제한점

본 연구의 목적을 원활히 수행함에 있어서 다음과 같은 제한점을 가지고 있다.

- 1) 인체의 관절은 핀 조인트(pin joint)로 가정하여 연결된 강체(rigid body)로 되어있는 강체연결시스템(linked system of human body)으로 간주하였다.
- 2) 보행 시 각 대상자의 자연스러운 동작과 특성을 유도하기 위해 속도와 1보 거리(1 step)는 통제하지 않았다.
- 3) 이 연구에서 심리학적·생리학적인 요인이 보행 동작에 미치는 영향은 통제하지 못하였다.
- 4) 보행 시 힐 높이는 맨발(bare foot) 0cm와 구두의 힐 높이 6cm, 9cm로 제한하였다.
- 5) 지면의 조건은 평지에서 수평보행과 계단에서 오르기 및 내리기 동작으로 제한하였다.

5. 용어의 정의

본 연구에 사용된 용어에 대한 정의는 다음과 같다.

- 1) 초기 접지(initial contact/ IC) : 보행 시 오른발이 지면에 처음 닿는 순간으로 충격감속을 위해 체중 부하의 이동이 시작되는 동작
- 2) 뒤꿈치 이지(heel take off/ HTO) : 반대쪽 왼발지지 후 신체추진을 위해 오른발에서 밀기(push off)가 이루어지는 동작
- 3) 앞꿈치 이지(toe take off/ TTO) : 오른발 밀기 후 발 앞꿈치가 떨어지는 동작
- 4) 중간지지기(mid stance/ MS) : 초기 접지 이후 진행의 지속성, 충격흡수와 동시에 반대발이 지면에서 떨어지는 동작

- 5) 마지막지지기(terminal stance/ TS) : 중간 지지기 이후 하지와 체간의 안정성을 유지하며 반대 발의 단하지 지지기가 완성되는 동작
- 6) 압력의 중심(center of pressure/ COP) : 보행동안 지지면에 작용하는 신체분절로 발내에 합 수직력의 작용점이며 이점을 연결한 것이 압력중심의 경로
- 7) 수평적 전단(horizontal shear) : 보행의 수평방향과 지면반력의 표면에서 발착지 시 평행하게 일어나는 힘으로 좌·우, 전·후 힘
- 8) 충격 부하율(impact loading rate) : 최대 수직 지면반력을 충격력이 생성된 시간으로 나눈 값이며 단위 시간당 신체가 받아들이는 충격력
- 9) 압력중심의 면적(center of pressure area/ COP area) : 지면 착지 동안 생성되는 압력 중심 경로의 최대 내·외(COPx), 전·후(COPy) 변화량의 사각형 면적
- 10) 최대 수직 지면반력(maximum vertical GRF) : 지면에 초기 접지 순간부터 수직 지면 반력의 값이 최대가 되는 시점
- 11) 1보 길이(1 step length) : 오른발이 지면에 닿는 순간부터 반대측 왼쪽발이 지면에 닿는 순간까지의 수평거리
- 12) 1 걸음 길이(1 stride length) : 오른발이 지면에 닿는 순간부터 왼쪽발지지 후 다시 오른쪽 발이 지면에 닿는 순간까지의 수평거리
- 13) 체간의 전·후 기울기 안정성(front-rear angle excursion/ F-RAE) : IC부터 TTO까지 체간의 전·후 기울기각도를 소요된 시간으로 나눈 안정성지수
- 14) 체간의 좌·우 기울기 안정성(left-right angle excursion/ L-RAE) : IC부터 TTO까지 체간의 좌·우 기울기각도를 소요된 시간으로 나눈 안정성지수

II. 이론적 배경

1. 평지보행의 기본적인 기능

1) 보행의 기본적인 기능

보행은 한 장소에서 다른 장소로 움직이는 개인의 기본적인 요구이기 때문에 사람이 매일 기본적으로 수행하는 가장 흔한 활동이며 피로를 최소화 시킬 수 있는 효율성과 낙상 및 이와 관련 손상을 예방할 수 있는 안정성이 필요하다(Vaughan, 2003). 보행 시 평지에서 걸어간다는 것은 기본적인 이동패턴이지만 방향을 바꾸는 것은 이동시스템의 기능이 증가하는 것이며 계단이나 거친 지형에서 더 많은 기능이 요구된다(Perry & Burnfield, 2010).

보행주기는 <Figure 2>와 같이 0-100%로 나누어 세분화 할 수 있다. 지면에 발이 닿는 초기 입각기를 보행주기의 0%로 간주하고 다음 반대 발에 의해 만들어진 지면접촉은 100%로 간주한다. 총 7개의 국면으로 보행주기를 나누기 위해 8개의 과정으로 세분화 할 수 있으며 8개의 과정은 초기 접지(initial contact), 반대쪽 앞꿈치 이지(opposite toe off), 발뒤꿈치 이지(heel rise), 반대쪽 초기 접지(opposite initial contact), 앞꿈치 이지(toe off), 양발접근(feet adjacent), 경골수직(tibial vertical), 그리고 다시 한걸음길을 위한 초기 접지이다(Perry, 1992).

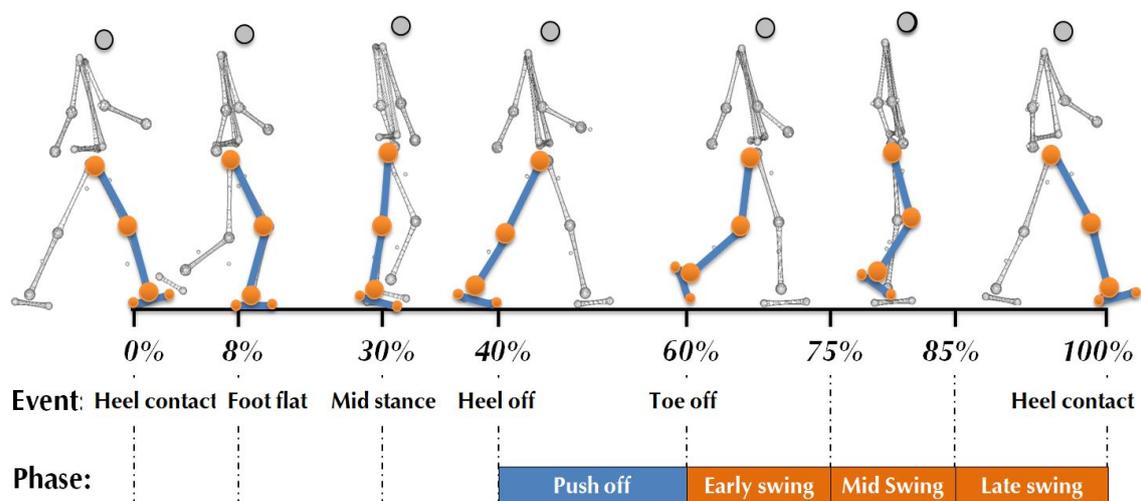


Figure 2. Gait cycle(right foot)

초기 접지는 걸음주기의 0% 지점에서 발이 처음 지면에 접지할 때의 동작으로 디딤기의 시작에 해당된다. 반대쪽 앞꿈치 이지는 걸음주기의 10% 지점에서 반대쪽 발이 지면에서 떨어질 때 일어나고, 발뒤꿈치 이지는 걸음주기의 30%로 지면에서 발이 떨어질 때, 반대쪽 초기 접지는 50%에서 반대쪽 다리의 발바닥 닿기에 해당된다(Neumann, 2009). 발 앞꿈치 이지는 걸음주기의 60%에서 지면에서 떨어질 때 일어나고, 양발접근은 걸음주기의 73%에서 반대발이 지지발의 옆에 위치했을 때 일어난다. 경골의 수직은 걸음주기의 87%에서 다리의 정강뼈가 수직방향을 향할 때 해당되며, 100%는 다시 일어나는 초기 접지로서 다음 걸음주기의 시작이다(Neumann, 2009).

가장 기본적인 걷기는 한걸음 길이(stride length)와 한발짝 길이(step length)가 있다. 한 걸음의 길이는 같은 발에 의해 수행되는 두 번의 연속적인 발꿈치 접지 사이의 거리이며 대조적으로 한발짝 길이는 양쪽 발에 의한 발꿈치 접지 사이의 거리, 즉 한쪽 발꿈치 접지에서부터 반대쪽 발의 발꿈치 접지까지의 거리이다. 따라서 한걸음 길이와 한발짝 길이를 비교하여 양 다리의 걸음 대칭성을 평가하는데 도움이 될 수 있다. 또한 한발짝 너비는 두 번의 연속적인 발바닥 접촉 시 발꿈치들의 중심사이 거리를 말하며 일반적으로 평균 8-10cm의 범위를 갖는다(Grabiner, Biswas, & Grabiner, 2001; Marchetti, Whitney, Blatt, Morris, & Vance, 2008; Menant, Steele, Menz, Munro, & Lord, 2009; Menz, Latt, Tiedemann, Kwan, & Lord, 2004).

보행 시 신체의 중심이동은 <Figure 3>과 같이 신체균형의 상실과 회복의 과정으로 체간의 전방기울기로 시작된다(류재청 등, 2013). 이 때 수직방향에서의 신체중심 이동은 (vertical displacement of COM) 한 번의 걸음주기 동안 두 번의 완전한 사인파동을 나타내는 상·하 방향으로 왕복운동을 하게 되며 신체중심의 최저점은 두 번의 두 다리 지지기의 중간지점에서 일어난다(5%와 55%). 또한 신체중심의 위치가 가장 높은 보행의 30%와 80%지점은 중간지지기로서, 비교적 불안정한 위치가 되며 이동 궤도는 지지면의 바로 위에 있지 않고 항상 발자국(foot print) 사이에 위치된다(Neumann, 2009). 특히 한 다리 지지기 동안 신체중심의 양 옆쪽 움직임을 조절하기 위해 발이 신체중심의 수직 이동과 가쪽에 위치될 때 신체는 상대적인 불균형의 상태가 되며 발목관절의 근육들만을 이용하여 좌우면에서 안정성 토크를 생산하기에는 그 능력이 제한되기 때문에 엉덩관절 운동에 의해 적절하게 배치되는 발의 위치가 고려되어야 한다(Winter, 1995).

2) 보행속도

걷기 속력은 나이와 신체적 특성과 같은 인자들에 따라 각기 다를 수 있으며(Craik & Dutterer, 1995; Kirtley, 2006) 건강한 성인들의 경우 속력은 약 1.37m/sec로 남자보다 여

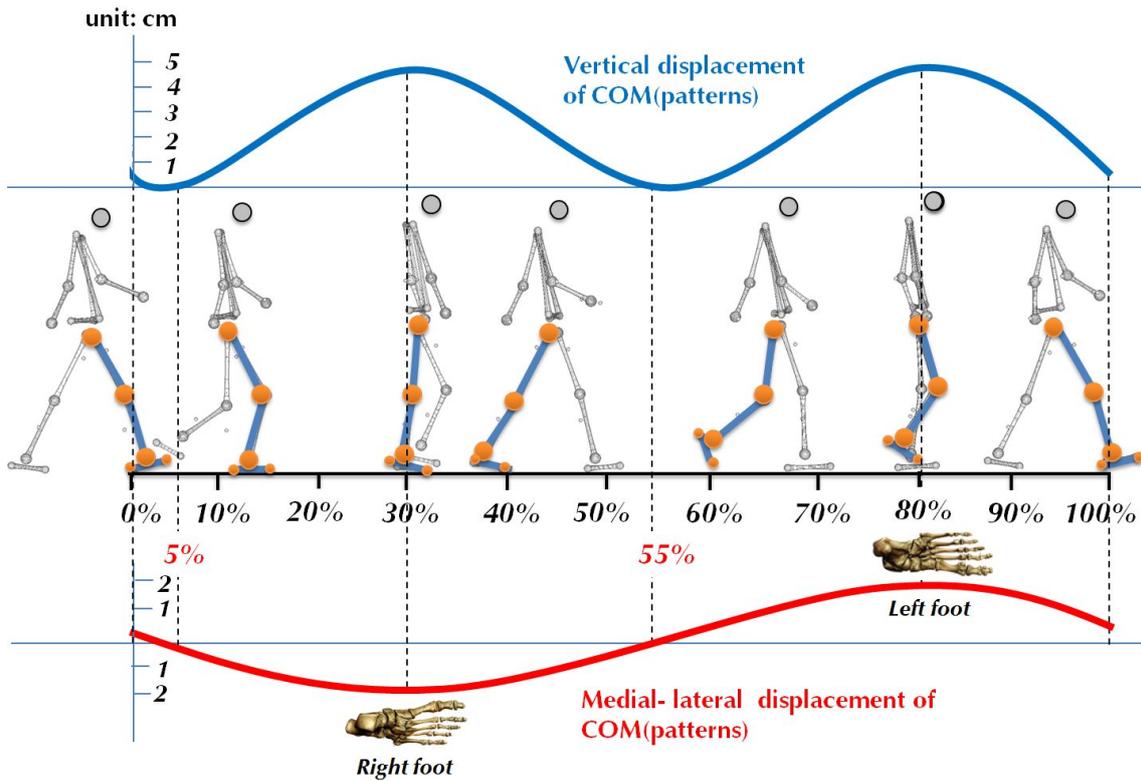


Figure 3. Patterns in center of mass

자가 걷는 속력이 더 느리고 한 발짝 길이도 더 짧지만 한 발짝물은 더 빠른 특성을 갖는다(Murray, Guten, Mollinger, & Gardner, 1983).

<Table 1>은 건강한 성인 남성과 여성들을 대상으로 보행의 특성을 나타낸 것이다. 보행의 속력이 증가됨에 따라 두 다리 지지기가 보내는 걸음주기의 백분율은 더 짧아지게

Table 1. Characteristics of gait

Section	Gait speed (m/sec)	Step rate (steps/min)	Step length (m)	Step width (cm)	Foot angle (degree)
1	1.52(1.53-1.51)	119.1(115.1-123.1)	0.707(0.678-0.742)	8.1(7.0-9.2)	
2	1.48±0.15				
3	1.40±0.13	119.6±7.6	1.42±0.13		
4	1.43±0.14	110.8±6.9	0.77±0.06	8.6±3.2	6.7±5.0
5				10.8±2.7	
				8.7±2.3	

NOTE: 1) Marchetti et al. (2008), 2) Hollman, Kovash, Kubik, & Linbo(2007), 3) Youdas et al. (2006), 4) Menz et al. (2004), 5) Bilney, Morris, & Webster(2003), 6) Grabiner et al. (2001)

되고 20대에서 50대 성인의 최대 걷기 속력은 약 2.4-2.5m/sec로 경보 걷기속력의 3.3m/sec보다는 느린 속력이다(Murray et al., 1983; Smidt, 1990). 이와 반대로 걷는 속력이 느려지게 되면 양발의 지지기는 걸음주기의 백분율로 볼 때 차지하는 기간이 더 커지게 되며 이러한 기전으로 큰 안정성이 제공된다(Kressing et al., 2004).

김로빈과 조준행(2013)의 연구에서는 남녀 간 보행 패턴의 차이는 없었고, 속도증가에 따라 엉덩관절의 가동범위가 증가 및 발목관절의 신장성 일량은 감소한 반면 무릎관절의 신장성 일량은 증가한다고 하였다. 연령대별 보행속도는 60대 남성이 속도가 가장 빠르게 나타났고 여성과는 차이가 없었으며 보폭에서는 20대, 30대와 60대가 유사한 보폭을 보인 반면 60대 이상에서는 보폭의 감소 및 보폭주기가 다양하다고 하였다(박세진 등, 2007).

2. 하지관절의 역할

1) 발목관절

발뒤꿈치 접지 이후에 발목의 발등 굽힘 근육에 의해 편심성으로 조절되는 저축 굴곡으로 발바닥은 지면에 닿게 되고 이후 지면접지 기간 동안 지면에 높은 발에서 경골이 앞으로 움직임에 따라 발목의 굽힘이 10°까지 일어난다(보행주기의 8-45%) 발뒤꿈치 이지 후(걸음주기의 30-40%) 발목은 저축 굴곡을 시작하여 앞꿈치 이지 직후까지 최대 15-20°의 저축 굴곡이 일어난다. 또한 발 스윙동안 발목관절은 지면에 발앞꿈치가 걸리지 않게 하기 위해 중립위치로 다시 배축 굴곡이 일어난다(Ganley & Powers, 2005; Schache & Baker, 2007).

이때 평균속력은 걷기 위해 발목에 약 10°의 배축 굴곡과 20°의 저축 굴곡이 발생한다. 또한 걷기의 공중기 때보다 지면에 접지한 동안 더 큰 배축 굴곡이 나타나 무릎 및 엉덩관절 처럼 발목관절의 운동제한은 비정상적인 걸음의 양상을 유발할 수 있고 저축 굴곡의 제한은 밀기를 감소시켜 1보의 길이를 더 짧게 만든다(Neumann, 2009). 특히 첫째 발목발허리관절(first tarsometatarsal joint)의 기능은 보행동안 발의 안쪽세로활의 유연성 및 안정성을 조절하는데 도움이 되고 배축 굴곡과 저축 굴곡의 힘을 갖고 있다(Bandholm, Boysen, Haugaard, Zenbis, & Bencke, 2008; Glasoe, Yack, & Saltzman, 1999).

2) 무릎관절

보행 동안 무릎관절의 운동형상학적(kinematics) 패턴은 엉덩관절의 움직임보다 더 복잡하다(Ganley & Powers, 2005; Schache & Baker, 2007). 앞꿈치 접지에서 무릎은 약 5° 정도 굴곡 되고 걸음주기의 15% 동안 10-15°의 굴곡을 한다. 네갈래근의 편심작용으로 조절되는 무릎의 굴곡은 지지한 다리쪽으로 체중이동과 함께 충격흡수 및 체중수용의 목적을 수행한다. 평지를 걷는 동안 무릎의 정상적 기능은 최대 신전에서부터 약 60° 굴곡까지의 가동범위를 필요로 하고 무릎관절의 제한은 접지된 다리와 공중기 다리의 운동형상학에 영향을 미치게 된다. 또한 한쪽 무릎 굽힘 구축에 의한 양 다리의 기능적 길이 차이는 체간과 신체중심의 과도한 움직임을 유발하게 되어 보행에 대한 대사요구를 증가시키게 된다(Neumann, 2009).

3) 엉덩관절

평균적인 보행속도에서 앞꿈치 접지 시에 약 30° 정도 굴곡 되고 고정된 발에 대해 신체가 앞으로 움직일 때 엉덩관절은 신전된다. 공중기 동안 엉덩관절이 좀 더 굴곡하여 다리를 전방으로 위치함에 따라 새로운 1보가 일어날 수 있고 최대 굴곡(30° 이상)은 발뒤꿈치 접지 이전에 일어난다. 정상적인 보행을 수행하기 위해서는 약 30°의 굴곡과 10°의 신전이 엉덩관절에서 요구된다(Ganley & Powers, 2006; Schache & Baker, 2007).

3. 계단의 구조와 보행

1) 계단의 구조

계단의 크기는 수직의 높이와 수평바닥 디딤판의 세로 폭으로 이루어진다. 각 걸음동안 신체를 지지하는 지지기와 신체를 들어 올리는 공중기가 발생하며 3가지의 다음 순서에 의해 진행하게 되는데, 첫 번째는 신체를 들어올리기, 둘째, 계단을 밟는 시기, 마지막은 다음 계단을 올라가기 위해 공중기를 시작하는 발이 지면에서 초기접촉을 한 후 다른 발이 1보의 시작이다(Perry & Burnfield, 2010).

계단의 규격은 1672년에 Francois Blondel이 처음으로 기준을 만들었으며 그가 만든 공식에 의하면 두 계단의 높이 합과 한 개의 디딤판의 세로 폭의 합은 24인치(inch)로 동일하다(Livingston, Stevenson, & Olney, 1991). 이 공식은 현재의 건축규정에도 사용되고 있으며 <Table 2>와 같이 다음 연구들에서 다양한 규격의 계단을 사용하는 이유는 계단보행

Table 2. Characteristics of gait by the gradient angle of stairs

Study	경사 (degree)	계단높이 (cm)	디딤판의 세로 폭 (cm)	Blondel의 공식 (디딤판+두 계단 높이)	
A	높은경사	45	20.3	21.0	61.6
	중간경사	34	20.3	30.5	71.1
	낮은경사	17	12.7	41.9	67.3
B	높은경사	42	22.5	25.0	70.0
	중간경사	30	17.0	29.0	63.0
	낮은경사	24	13.8	31.0	58.6
C	높은경사	41	20.0	23.0	63.0
	중간경사	30	17.1	29.0	63.2
	낮은경사	20	13.3	37.0	63.6

NOTE: A: Livingston et al. (1991), B: Riener et al. (2002), C: Stacoff et al. (2005)

시 동작의 움직임이나 발생되어지는 힘, 그리고 사용되어지는 근육의 활동들이 걸음에 미치는 영향을 연구하기 위해 설정되었다(Livingston et al., 1991; Riener et al., 2002; Stacoff et al., 2005).

계단의 구조는 철편(raiser), 디딤면(tread), 경사도(pitch)의 용어로 설명을 할 수 있다(한진태, 2008; Roy, 2001). 연속적인 두 개의 디딤판 혹은 디딤판과 층계참(landing) 사이의 수직 거리인 철편은 계단이 있는 곳의 바닥에서 다음 계단 바닥까지의 높이로 쉽게 정해지며 디딤판은 두 개의 연속적인 계단 발판의 모서리(nosing) 사이의 수평거리를 말한다. 계단 발판의 모서리는 디딤판 아래 겹치는 부분으로 정의 할 수 있으며 경사도는 발판 모서리의 연결선과 수평선 사이의 각도로써 공공시설에서는 디딤면 28cm 이하, 철편 18cm

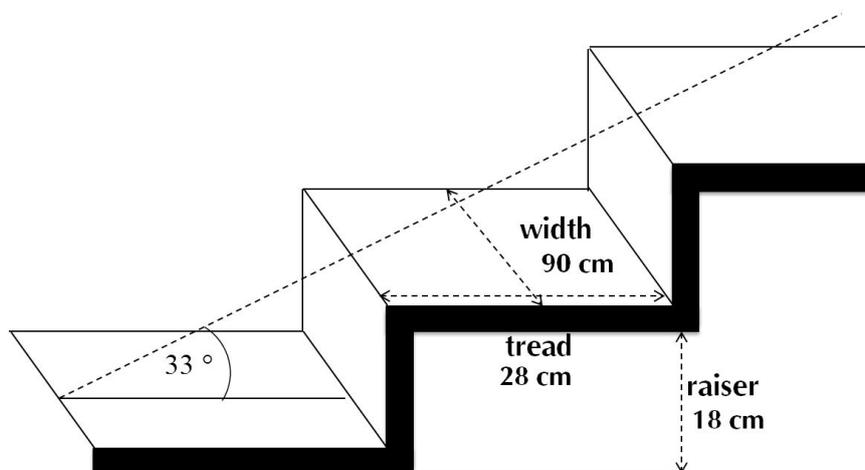


Figure 4. Stair structure

이하, 경사도 33°를 기준으로 한다<Figure 4>. 이는 윤석훈(2008)의 연구에서도 높이 18cm, 최소너비 26cm, 폭 90cm 보고하고 있다.

2) 계단보행

계단보행은 평지보행에 비해 더 많은 능력을 요구하고 발의 이동이 교차적으로 반복된다는 점과 양발이 함께 지지하는 순간이 있다는 점에서 평지보행과 유사하지만 주어지는 경사에 따라 하지분절의 힘이 발휘하는 특성이 달라지는 차이가 있다(김유신, 김은정, 서충진, 2006).

계단을 오르는 경우 초기 접지기에서는 엉덩관절(50-60°)과 무릎관절(50-70°)의 굴곡이 발생하고 모두 빠르게 신전되어 부하반응기 혹은 중간입각기 동안 이러한 신전상태를 지속적으로 유지하게 되며 말기입각기에 엉덩관절(10-15°), 무릎관절(5-15°)에서 모두 발 들기가 일어나기 전까지 약간의 굴곡 상태를 유지하게 된다(Nadeau, McFadyen, & Malouin, 2003; Powers et al., 1997; Protopapadaki et al., 2007; Riener et al., 2002).

초기 접지는 전족부에서 주로 발생되며 발생하는 대부분의 경우 발목관절은 배측 굴곡(5-10°)이 되고 엉덩관절과 무릎관절에서는 굴곡이 심한 경우 저측 굴곡이 나타나기도 한다(Nadeau et al., 2003; Powers et al., 1997; Protopapadaki et al., 2007; Riener et al., 2002). 또한 체중수용기가 시작될 경우 발목관절의 배측 굴곡은 계단을 가로질러 나아가기 위해서 5° 정도 부가적으로 더 발생되며 양하지 지지기(double limb support)의 끝부분에서는 진행되는 하지로 체중을 이동하기 위해 빠른 저측 굴곡(10°-20°)이 발생한다(Nadeau et al., 2003; Powers et al., 1997; Protopapadaki et al., 2007; Riener et al., 2002). 이 때지면반력의 경우 수직 힘의 강도는 평지보행과 근접한 두 번의 정점이 나타나고 전·후 지면반력도 계단을 오르는 동안 비슷한 경향을 나타내지만 평지보행에 비해 힘의 크기가 적어지는 경향이 나타난다(Stacoff et al., 2005).

특히 계단 오르기는 엉덩관절, 무릎관절, 발목관절의 내측 신전근들의 모멘트에 의해 좌우되며 입각기 전체에 있어서 엉덩관절의 내측 신전근들이 가장 광범위하게 작용하는 것으로 보고되고 있다(Andriacchi, Andersson, Fermier, Stern & Galante, 1980; Costigan, Deluzio, & Wyss, 2001; Protopapadaki et al., 2007). 무릎관절은 초기 접지기 이후 바로 작은 내측 굴곡근의 모멘트가 나타나고 바로 큰 강도의 신전근 모멘트로 변환되며 부하반응기와 중간입각기 전체에 작용하게 된다(Costigan et al., 2001; Nadeau et al., 2003; Powers et al., 1997; Protopapadaki et al., 2007; Riener et al., 2002). 발목관절에서는 입각기 동안에 내측 배측 굴곡근의 모멘트가 발생하며 두 번의 최대정점이 나타나고 두 번째

의 최대강도는 말기입각기에서 나타나며 일반적으로 입각기 초기에 발생하는 첫 번째의 최대강도보다 더 큰 강도가 나타난다(McFadyen & Winter, 1988; Nadeau et al., 2003; Protopapadaki et al., 2007; Riener et al., 2002).

체중을 수용하는 동안 전족부의 접촉으로부터 시작되며 엉덩관절과 무릎관절은 60° 정도 굴곡 되고, 반면에 발목관절에서는 배측 굴곡이 5° 정도 발생한다. 엉덩관절 신전을 위해 단관절 신전근들인 하부 대둔근(*gluteus maximus*)과 대내전근(*adductor magnus*) 등의 근육들은 강력한 구심성 수축을 하며 동시에 무릎관절에서는 외측광근(*vastus lateralis*)과 내측광근(*vastus medialis*)이 신전을 위해 구심성 수축을 한다(Lyons, Perry, Gronley, Barnes & Antonelli, 1983; Powers et al., 1997). 전면(frontal plane)에서는 엉덩관절 외전근들이 안전성을 증가시키며 새로 형성된 기저면으로 체중을 이동시키는 역할을 하고(Lyons et al., 1983; McFadyen & Winter, 1988) 발목관절에서는 체중수용기 동안 배측 굴곡이 처음 5°에서 시작하여 부하반응기의 끝부분에서 최대 12° 까지 증가되어진다. 신속하게 증가된 가자미근의 활동으로 경골진행이 지속되어 반대편 하지의 발끝들기(*toe-off*) 전까지 최대한 발생한다(Protopapadaki et al., 2007).

계단을 오르는 것과는 반대로 계단을 내려오는 동작은 무릎관절의 부하증가가 중요하며 발목관절에서도 어느 정도의 배측 굴곡이 발생해야 한다(Powers et al., 1997). 아래로 내려오는 걸음은 각 하지관절의 신전으로부터 시작하게 된다. 전족부가 지면에 닿는 순간부터 발목관절에서는 저측 굴곡이 20° 정도 발생하여 무릎관절은 약 10°에서 15° 정도 굴곡하고 엉덩관절에서도 20° 정도 굴곡이 발생한다(Andriacchi et al., 1980; Powers et al., 1997; Protopapadaki et al., 2007; Riener et al., 2002). 하중반응기 동안에는 발목관절은 순간적으로 10° 정도 배측 굴곡이 발생하며 말기 입각기 까지 천천히 20° 정도 배측 굴곡이 진행하게 된다. 발이 지면에서 스윙을 시작할 때 발목관절은 저측 굴곡이 발생하여 공중기 말기에는 20° 정도로 정점의 활동을 보이고 무릎관절은 초기 접지기에서 순간적인 굴곡이 발생하지만 공중기 동안 서서히 신전된다(Powers et al., 1997; Protopapadaki et al., 2007; Riener et al., 2002).

근육을 조절하는 기전에서도 발목관절은 길항근의 동시 수축으로 입각기 동안의 안정성을 제공하고 공중기 후반 앞정강근은 체중수용기 동안에 안정성의 증가를 위해 활동하기 시작하여 내측 비복근(*gastrocnemius*)의 활동이 발생한다(James & Parker, 1989; McFadyen & Winter, 1988). 무릎관절에서도 체중을 수용하는 동안 안정성과 충격흡수를 위해 상당한 근육활동의 증가가 요구되고 엉덩관절의 단관절 신전근과 외전근들은 유각기에서 입각기로 연속해서 진행되는 동안 중요하게 작용하는 근육들이다(Lyons et al., 1983; Powers et al., 1997).

4. 선행연구

보행 시 신발과 관련 국·내외 선행연구들을 살펴보면, 신발 착용 시 족부의 내·외측 방향의 가중과 쓸림을 억제하여 염좌 등을 예방하는 안정성과 관련된 연구들이 이루어져 왔다. 하지만 이와는 반대로 Nigg, Hintzen과 Ferber(2006), Romkes, Rudmann과 Brunner(2006)는 부상을 예방할 수 있는 안정성은 확보한 후 보행 시 일정한 수준의 불안정성을 제공하여 동적·정적 안정성을 위한 초과적인 에너지 소비를 증가하도록 신발 밑창을 설계하는 기능성 관련 연구들이 이루어졌다. 이때 일정한 수준의 불안정성은 앞서 언급하였던 염좌 등의 부상을 예방해야 하기 때문에 발의 전·후 방향을 중심으로 발목관절의 불안정성을 집중시켜(Nigg et al., 2006; Li & Hong, 2007) 보행 패턴의 변화와 척추, 골반, 하지 등이 받을 수 있는 영향에 관한 연구들도 이루어지고 있다(Buchecker, Stöggel, & Müller, 2013).

특히 국내에서도 힘 정보를 측정하기 위한 지능형 신발시스템의 개발(김갑순, 김현민, 허덕찬, 2008), 신발의 보행 충격 완화 장치에 대한 충격 흡수력의 실험평가(선창화, 손권, 문병영, 2006), 신발의 전기저항 측정과 관련 연구가 이루어지고 있다(최상원, 이석원, 2013). 또한 현재 많이 보편화되고 있는 신발의 경중창의 경우 가볍게 만드는 만큼 인체에 많은 부담을 주게 되어 착화감이나 충격흡수력 등의 발을 보호하는 기능이 오히려 쉽게 저하될 수 있어, 신발용 반복압축시험기 및 굽힘 강성측정 장비 개발을 통해 신발성능 평가에 신뢰성을 제공하고 있다(이종년, 2010, 2011).

하지만 굽이 높고 볼이 좁은 형태의 하이힐은 몸을 감싸는 피복적인 측면보다는 보행 및 체형의 변형과 관련이 있으며 형태적인 요소가 강조된 아이템으로 생각하여 신장과 하체의 비율을 늘리고 몸매의 곡선을 변화시키기 위해 애용한다(조선명, 김희선, 고애란, 2009). 하이힐을 착용하는 여성의 약 59%는 하루에 한 시간에서 여덟 시간 동안 착용하며(Yu et al., 2008), 어떤 경우에는 하루 활동시간의 대부분인 10시간 이상을 지속적으로 착용하게 되어 육체적인 부담이 더 가중된다(이창민, 정은희, 2002).

이에 평지보행 시 구두 힐 높이와 관련 연구들은 류지선(2009b)이 3cm, 7cm, 9cm 구두 힐 높이증가에 따라 국부적 동적 안정성을 분석한 결과, 무릎관절은 머리의 상하 방향 국부적 동적 안정성에서 하이힐 구두 높이 3cm 보행이 7cm, 9cm 보행 보다 대체로 크게 보였지만, 힐 높이가 증가함에 따라 안정성이 감소하는 뚜렷한 현상은 보이지 않았으며 머리의 전후 안정성은 힐 높이증가에 따라 규칙적으로 감소하는 현상을 보인다고 하였다. 하지만 류지선(2010b)이 여성 20명을 대상으로 정적 직립 상태에서 COP의 움직임 범위와

속도, 면적, 유리토크 변동 범위 및 동적 보행 상태에서 COP의 움직임 범위와 속도, 유리토크 범위인 균형성 변인을 분석한 결과, 정적 직립상태에서 균형 결정 변인인 COP 변화 범위와 속도, 좌우·전후 방향에서 유의한 차이가 없었고, 스웨이 면적과 유리토크 변화 폭에도 차이가 없다고 하였다.

또한 Ho, Blanchette와 Powers(2012)가 11명의 건강한 20대 여성을 대상으로 1.27cm, 6.35cm, 9.53cm 구두 힐 착용에 따른 슬개대퇴 관절 통증(patellofemoral pain/ PFP)을 분석한 결과, 구두 힐 높이가 증가할수록 최대 슬개대퇴 관절의 스트레스가 비례적으로 증가한다고 하였고, 이는 보행에서 굴곡/신전에 의한 슬개대퇴 관절의 반발력이 큰 영향을 주는 결과라고 보고하였다.

하이힐 구두 높이에 따라 족저압을 분석한 박종진(2009)은 여대생 10명을 대상으로 발의 전족부와 후족부로 나누어 수직 힘, 최대압력, 평균압력을 측정하고, 평균압력은 7cm 힐 높이 구두가 높게 나타났으며 후족부에서는 7cm 힐 높이 구두가 낮게 나타났고, 전족부위에서는 3cm 힐 높이와 7cm 힐 높이의 최대압력 비교에서 유의한 차이가 있다고 하였다. 또한 수직 힘, 최대압력, 평균압력 모두 유의한 차이가 나타나, 전족부위에 높은 압력 분포로 구속압(confining pressure)이 증가하여 발가락의 변형을 유발할 수 있으며 후족부위에 압력증가는 장시간 착용 시 뒤꿈치의 통증을 유발할 수 있다고 하였다.

류재청 등(2013)은 여성의 체중과 구두 힐 높이 0cm, 6cm, 9cm 별 평지보행 시 동적 안정성을 분석한 결과, 힐 높이가 증가할수록 신체중심의 전방이동량이 감소하고 보행 시간이 증가하여 구두의 구조적 형태로 인해 보행 능력에 제한을 받는다고 하였다. 또한 힐 높이증가에 따라 체간의 전후경각(front-rear angle/FR angle)은 상대적인 전경각 자세로 보행하였고, 좌우경각(left-right angle/LR angle) 또한 측면 기울기가 커져 보행 안정성이 저하되는 것으로 보고하였다.

Gerber 등(2012)은 하이힐 착용에 익숙한 18세와 30세 사이의 젊은 성인 여성 53명을 대상으로 하이힐 착용에 따른 정적균형성을 분석하였다. 지면반력기를 이용해 각 방향의 전·후, 좌·우, COP 변인을 각 조건별 시각이 확인된 경우(eyes open)와 시각이 차단된 경우(eyes closed)로 나누어 맨발과 힐 높이 1cm, 7cm에 적용한 결과, 모든 조건에서 시각이 차단되었을 때 안정성이 저하되었고, 특히 시각정보가 차단된 상태에서 높은 하이힐을 착용하였을 때, 균형성이 더 감소된다고 하였다.

한편, 계단보행은 윤석훈(2008)이 성인 남성 10명을 대상으로 상향 및 하향보행을 3가지 다른 너비에 따른 지면반력 파라미터를 분석한 결과, 계단의 너비에 따라 대부분의 지면반력 파라미터들의 패턴이나 일관성지수(coefficient of variation), 비대칭지수(asymmetry index)에 영향을 미치지 않았고, 평지보행과 계단보행은 지면반력 파라미터의 패턴에서 큰

차이가 나타난다고 하였다. 평지보행과 상향보행은 Fz1(제1 최대 수직 지면반력), Fz2(Fz1과 Fz2 구간의 최소 수직 지면반력), Fz3(제2 최대 수직 지면반력)으로 구성되는 "M" 형태를 보인 반면, 하향보행에서는 Fz2가 거의 없고 큰 Fz1과 작은 Fz3으로 구성된 패턴을 보였으며 평지보행과 매우 다른 전·후 지면반력 패턴을 보인다고 하였다.

역학적인 측면에서, 계단 내리기 시 계단 높이변화에 따른 지면반력 성분을 분석한 현승현과 류재청(2014a)의 연구에서 계단 높이가 증가할수록 전·후(anterior-posterior), 수직(vertical) 지면반력(GRF)이 더 높았고 두 변인 간 상관분석결과, 전·후 지면반력은 지면 착지 시 수직정점이 나타나는 수직 지면반력과 높은 상관($r=.942$, $R^2=88.64\%$)이 나타나 매우 유사한 패턴을 보인다고 하였다.

또한 일상생활에서 흔히 접하게 되는 시설물 중 낙상의 위험이 큰 계단과 경사로 오르기 동안 젊은 성인과 노인들의 압력중심 이동경로와 족저압을 비교한 한진태, 김경과 임승건(2008)의 연구에서 경사로 오르기는 대체적으로 내전되는 경향이 나타났고, 입각기 말기에 엄지발가락으로 압력중심이 이동된다고 하였다. 또한 경사로 오르기에서 압력중심은 좌우로 이동하는 경향이 나타났고, 족저 영역별 최고 족저압은 젊은 성인의 경우 평지보행과 비교해 경사로 오르기에서 2-3번째 중족골두 영역과 후족부 영역의 최고 족저압이 유의하게 감소되었다고 하였다.

성인여성 7명을 대상으로 평지보행과 계단 오르기·내리기 시 넙다리뼈의 돌림을 분석한 이원석, 박진석, 이희동, 이해인과 신지륜(2011)의 연구에서 평지보행 시에 넙다리뼈는 초기와 중기에서 안쪽돌림을 하였고, 말기에 가쪽돌림을 우세하게 보였으며, 계단 오르기 초기와 말기에서 안쪽돌림이 발생 및 중기에서 가쪽돌림이 발생한다고 하였다. 또한 계단을 내려오는 동안에는 가쪽돌림이 우세하게 나타났고, 하지근력 및 관절가동범위는 넙다리뼈의 돌림 각도와 상관이 없었지만 슬개골결절(tibial tubercle)로부터 슬개골 중앙(mid patella)까지의 선과 전상장극(anterior superior iliac spine/ ASIS)로부터 슬개골 중앙(mid patella)을 잇는 선과의 Q각은 계단 내리기 동안 평지보행에 비해 넙다리뼈의 가쪽돌림이 크다고 하였다.

Valentini 등(2009)은 하이힐을 신고 보행할 경우, 보행하는 동안에 바닥쪽굽힘의 상태가 상당히 늘어나 발목에 부적인 영향이 미치고, 근 피로가 쉽게 발생하며 발목안정성 변화와 발목 외상의 발생률도 높아진다고 보고하였다.

이와 같이 뒤 굽이 높은 하이힐 슈즈 착용 후 보행과 관련 많은 연구들이 보고되고 있지만, 모두 평지보행에 국한되어 있다. 하지만 보행은 평지뿐만 아니라 다른 지면조건에서도 흔히 발생되는데, 특히 다양한 지면조건 중 계단 오르는 신체중심의 들림 현상이 크게 나타나기 때문에(McFadyen & Winter, 1988) 평지보행보다 더 힘들고, 계단 내리기 시

에는 역학적 노력이 더 많이 요구된다(Christina & Cavanagh, 2002). 즉 하이힐 슈즈의 착용은 평지에서도 보행의 기능적 제한이 발생되지만 계단 오르기와 내리기는 안정성 저하 및 낙상의 위험이 가장 큰 문제(Cluff & Robertson, 2011; Cohen, Templer, & Archea, 1985)로 각 지면조건 별 구두 힐 높이 변화에 따른 보행특징 규명이 필요하다.



Ⅲ. 연구 I : 여성들의 평지보행 시 구두 힐 높이변화에 따른 보행특성 비교분석

1. 연구의 목적

평지에서 신체이동을 위한 수평보행은 매우 빈번하게 발생된다. 일반적인 보행형태는 1보를 기준으로 발바닥이 지면에 접지 되는 시점에서 발뒤꿈치 착지 이후 중간지지기를 지나 발앞꿈치가 이지되는 동작을 반복적으로 수행하게 된다. 이때 생성되는 지면반발력은 전형적인 나비꼴 형상을 나타내며 3개의 직각축들인 수직축(Z axis), 전·후축(Y axis), 좌·우축(X axis) 방향으로 힘 성분들이 일어나게 되는데, 수직 지면반력(vertical GRF)은 체중의 120%, 전·후 지면반력(anterior-posterior GRF)은 20%, 좌·우 지면반력(medial-lateral GRF)은 5%가 생성된다(Whittle, 2007).

하지만 평지보행 시에도 양측 하지 간 반복적인 움직임 협응이 이루어지기 때문에 외부 환경의 충격으로부터 신체를 보호하기 위해 신발을 착용하고 있지만, 여성들이 애용하는 높은 구두 힐의 착용은 신체의 전방추진을 위한 하지운동의 메커니즘과 동적 안정성 그리고 역학적인 측면에서 서로 다른 기전이 나타날 수 있다. 따라서 연구 I의 목적은 일상 생활에서 매우 빈번히 발생하는 평지보행 시 구두 힐 높이변화에 따른 보행특성을 규명하기 위해 실시하였다.

2. 연구의 문제

연구 I의 목적을 해결하기 위해 다음과 같이 연구문제를 설정하였다.

- 1) 평지보행 시 구두 힐 높이증가에 따라 하지관절의 각도변화에 차이가 나타나는가?
- 2) 평지보행 시 구두 힐 높이증가에 따라 동적 안정성변화에 차이가 나타나는가?
- 3) 평지보행 시 구두 힐 높이증가에 따라 지면반력 변인에 차이가 나타나는가?

3. 연구대상

연구 I의 목적을 달성하기 위해 성인여성 10명을 대상으로 선정하였다<Table 3>. 각 대상자들의 발길이(foot length) 측정은 횡단면(transverse plane)에서 족부종골(calcaneus)과 지질골(phalanges) 간 전·후길이가 가장 긴 부위를 측정하였고 발폭(foot width)은 중족골(metatarsals)에서 가장 넓은 부위를 측정하였다. 또한 평지보행 시 정상족의 후족 착지형과 최근 1년 이내 척추수술 및 슬관절이나 발목관절 등의 손상 또는 족부 질환이 없었으며 보행에 이상이 없는 대상자들로 선정하였다. 특히 각 대상자별 하이힐 구두의 착용기간이 연구 결과에 영향이 미칠 가능성을 배제하기 위해 평소에 하이힐 구두를 즐겨신지 않는 대상자들로 국한하였고(류지선, 2010b), 본 연구에 참가할 모든 대상자들에게 연구의 취지와 목적 등 충분한 설명과 피험자가 자발적으로 실험참가 동의서에 서명한 후 실시하였다.

Table 3. Characteristics of the subjects(n=10)

Subjects	Section	Age (yrs)	Height (cm)	Body mass (kg)	Foot length (cm)	Foot width (cm)
1		23	163.52	57.51	23.15	9.01
2		25	167.11	58.80	23.80	8.52
3		23	164.82	56.82	23.70	8.03
4		24	169.50	59.17	23.51	8.50
5		23	167.50	53.92	23.58	8.32
6		25	166.21	50.90	22.51	8.31
7		25	162.45	50.71	23.59	8.30
8		23	165.80	50.22	23.50	9.10
9		25	168.20	51.39	23.52	8.60
10		23	164.91	51.84	22.50	8.05
M±SD		23.90±0.99	166.00±2.15	54.12±3.59	23.33±0.46	8.47±0.35

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

4. 실험도구

본 연구에 필요한 실험도구는 영상촬영장비와 영상분석장비 그리고 지면반력기(GRF)로 구성하였고, 장비의 세부적인 설명은 <Table 4> 및 <Figure 5>와 같다.

1) 영상촬영장비

본 연구에서 영상촬영 전 3차원 공간좌표를 설정하기 위하여 통제점이 표시된 직사각형 통제점틀(2m×2m×1m)을 설치하여 디지털 캠코더(HDR-HC7/HDV 1080i, Sony Corp, Japen) 및 조명등은 통제점틀과 실험장면을 포착할 수 있는 범위에서 촬영하였다. 이때 디지털 캠코더의 속도는 60frames/sec로 하고, 노출시간(exposure time)은 1/500sec로 설정하였다.

2) 영상분석장비

본 연구에서 영상분석장비는 (주)비솔의 Kwon 3D XP ver. 4.0(Visol., Korea) 프로그램을 사용하였으며, 영상촬영 시 선별된 신체부위(분석대상 점)의 실제위치를 계측하는 경험적(empirical) 방식 중 대표적인 Abdel-Aziz와 Karara(1971)의 DLT(Direct Linear Transformation) 방식을 이용하여 피사점의 실좌표와 상점의 상평면좌표 사이에 존재하는

Table 4. 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
Kwon3D XP	Motion Analysis Package ver 4.0	VISOL
Force Platform	AMTI OR6-7-2000	AMTI

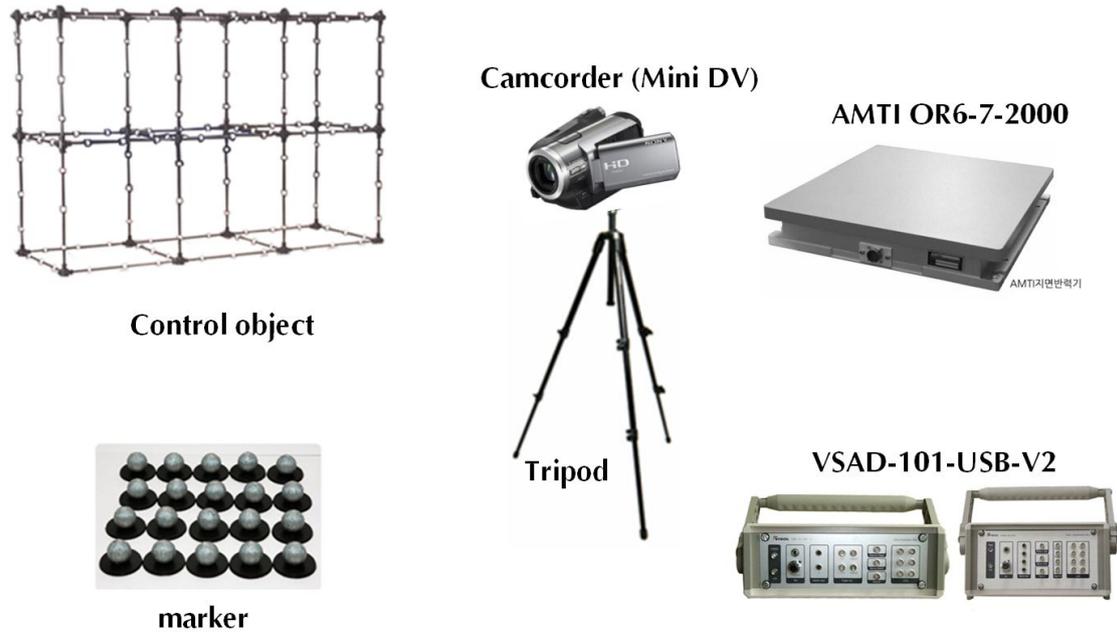


Figure 5. Experimental equipments

변환식으로, 실좌표를 이미 아는 통제점들을 이용하여 변화식의 계수를 계산하여 운동학적 변인에 대한 자료를 산출하였다.



3) 지면반력기

구두 힐 높이변화와 지면조건에 따른 운동역학적 변인들을 산출하기 위하여 AMTI-OR6-7(AMTI Inc., USA) 지면반력기 1대를 사용하였고, 이 때 샘플링(sampling)은 1000Hz로 설정하였다.

4) 지면반력기 설치

평지보행 시 지면반력 측정 및 영상촬영을 위해 AMTI 지면반력기 규격과 유사하게 제작된 나무박스(46cm×80cm×8cm)를 <Figure 6>과 같이 설치하였다. 이때 대상자들의 자연스러운 보행을 위해 지면반력기를 기준으로 전·후 5m 거리를 고려하여 나무박스를 설치하였다.

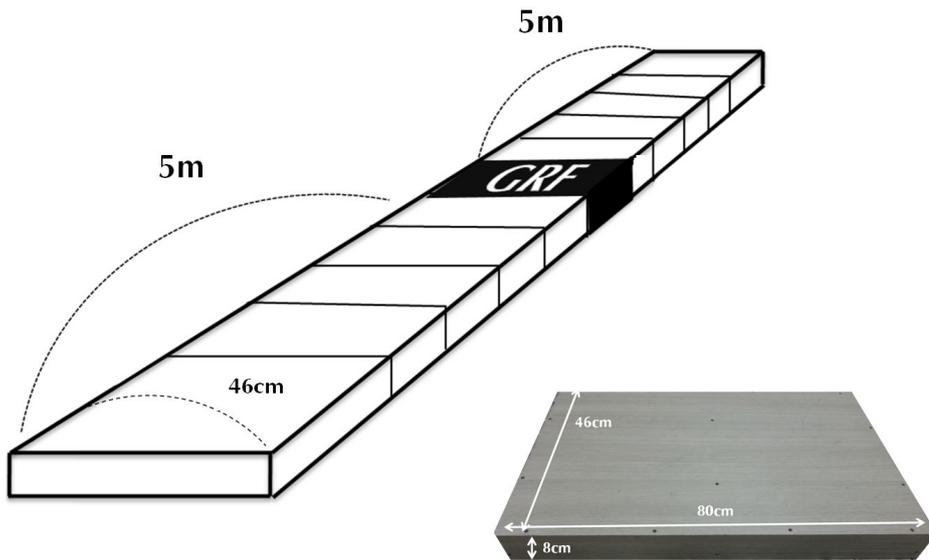


Figure 6. Experimental equipments during level walking(GRF)

5) 구두 힐 높이 분류

본 연구에서 <Figure 7>과 같이 구두의 형태는 20대 여성이 가장 많이 선호하는 앞모양이 가름한 형태(최선희, 천종숙, 2009)로 선정하였다. 또한 구두 뒤 굽 높이의 분류는 이영주(2012)가 20대와 40대가 개성추구와 과시추구 등으로 가장 많이 선택하는 6cm와 9cm를 참고하였다. 따라서 본 연구에서 각 지면조건 별 힐 높이 설정은 기준인 맨발(bare foot) 0cm와 6cm, 9cm로 설정하였다(류재청 등, 2013).



Figure 7. Shoe's heel heights

5. 실험절차

1) 인체 관절점 마커 부착

본 연구에서 실험 전 모든 대상자들은 영상분석 시 활용할 자료를 얻기 위하여 검은색 타이즈를 착용 후 인체분절의 매개변수는 Plagenhoef, Evans와 Abdelnour(1983)의 자료를 이용하여 <Table 5>와 같이 인체관절점 21개 외에 기준점 10개를 추가하여 부착하였다. 이때 인체관절점의 마커부착의 위치는 <Figure 8>과 같다.

Table 5. Marker attachment points

Order	Marker attachment points	Order	Marker attachment points
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	Left Lateral malleolus	29	Shoulder
14	Medial malleolus	30	Chin
15	Shank	31	Nose
16	Lateral epicondyle		

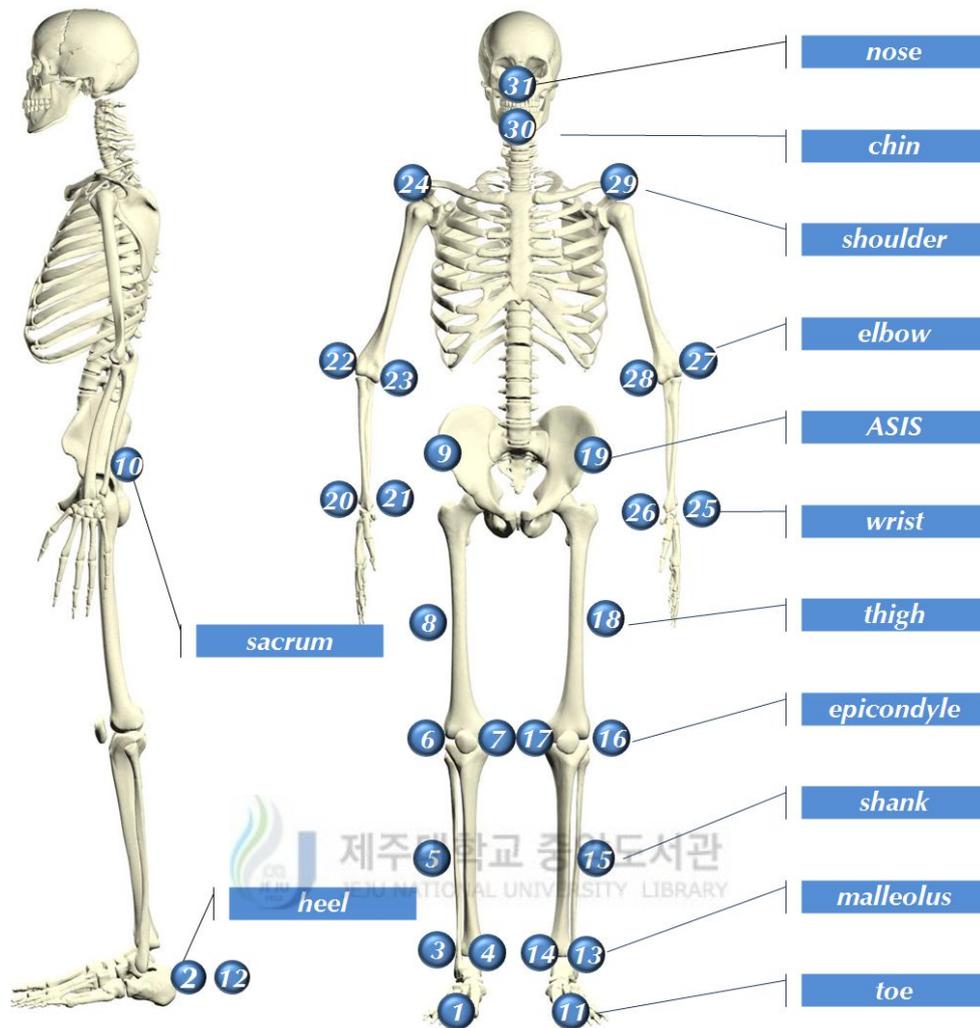


Figure 8. Marker attachment points

2) 실험상황

평지보행에서 구두의 힐 높이에 따른 보행특성을 분석하기 위해 맨발 0cm와 6cm, 9cm 구두 힐을 착용하게 하여 실험을 진행하였다. 평지에서의 보행동작을 촬영하기 전 3차원 공간좌표 설정을 위하여 통제점이 표시된 직사각형 통제점틀(2m×2m×1m)을 설치하였고, 캠코더 및 조명등(055×DV)은 통제점틀과 실험장면을 완전히 포착할 수 있는 범위에서 높이와 좌·우, 대각선 방향을 고려하여 각 조명등이 카메라에 비추지 않도록 삼각대로 고정시켜 설치하였다. 이때 캠코더의 속도는 60frames/sec로 하고 노출시간은 1/500sec로 설정한 후 통제점틀을 10sec 동안 촬영 후 동작영상촬영을 실시하였다<Figure 9>.

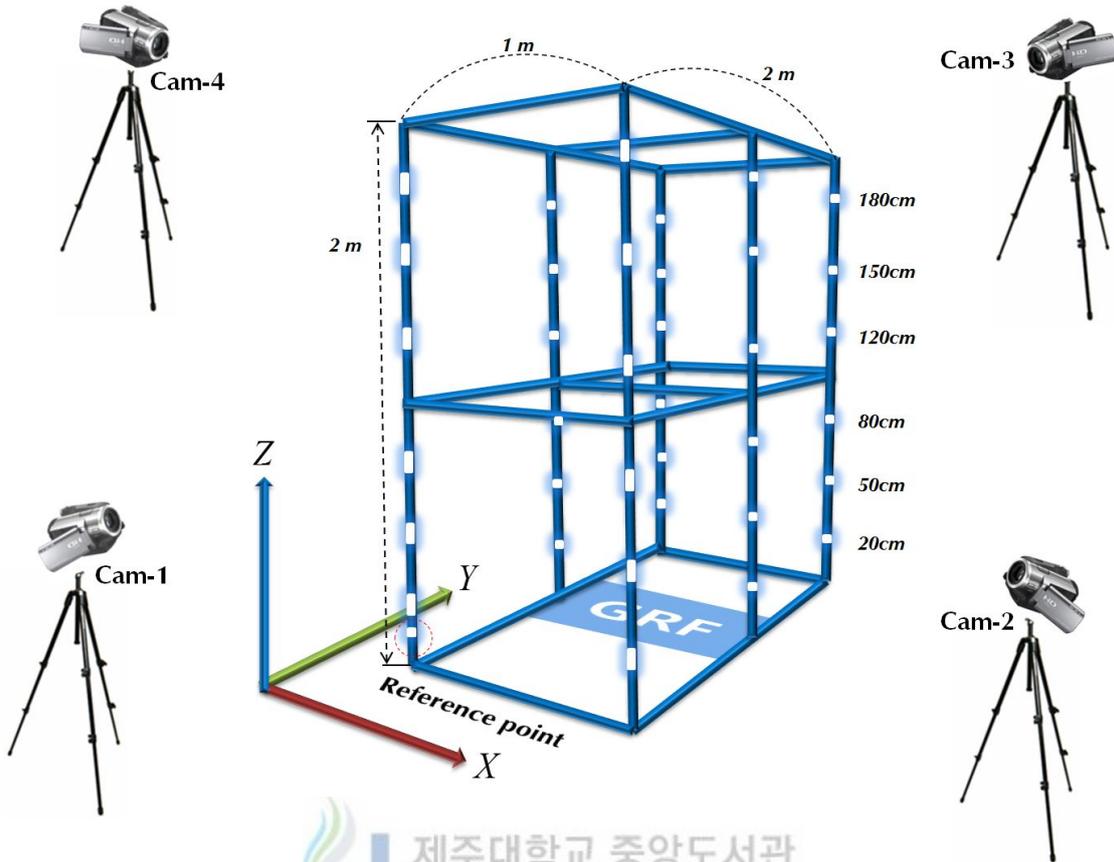


Figure 9. Setting of control object

영상촬영 시 신체분절의 무게중심과 전신 무게중심의 위치를 계산하기 위해 인체분절 매개변수(body segment parameters)는 Plagenhoef 등(1983)의 자료를 참고하여 디지털화 포인트를 관절점 21개 외에 기준점 10개를 더 포함하여 총 31개의 표식점을 실험대상자에게 부착하였고, 특히 구두 힐 높이별 뒤꿈치의 마커 부착위치는 맨발의 부착위치와 동일하게 적용하여 6cm, 9cm 구두의 겉 표면에 부착하였다.

평지보행 시 속도는 지면반력기 위에서 인위적인 하지동작을 일으키거나 보행속도를 느리게 함으로써 자료가 변경될 수 있으며(Perry & Burnfield, 2010) 반복측정이 이루어지기 때문에 자신이 가장 편안한 자기선택속도(self-selected speed)로 힐-토(heel-toe) 착지 보행을 하도록 요청하였다(류재청 등, 2013; 류지선, 2007; Buzzi, Stergiou, Kurz, Hageman, & Heidel, 2003; Stergiou, Moraiti, Giakas, Ristanis, & Georgoulis, 2004). 이때 좌표설정 은 보행의 진행방향을 Y축(axis), 진행의 좌·우축을 X축(axis), 수평과 좌·우 방향에 대한 수직을 Z축(axis)으로 설정하였다.

3) 변인산출

(1) 시간변인

본 연구에서 시간변인 분석은 영상촬영 시 셔터속도 60frames/sec로 각각의 프레임 간의 시간간격은 0.0167sec로 계산된다. 따라서 각 분석시점 간 프레임 수에 0.0167sec를 곱하여 산출하였다.

$$Time = (frame_2 - frame_1) \times 0.0167sec$$

(2) 선운동 변인

본 연구에서 선운동 변인은 신체중심위치의 변화량과 신체중심의 속도이다. 전신의 신체중심 위치는 전역 좌표계에 대한 각 분절의 중심 위치를 통해 얻어진다. 전역좌표계에 대한 각 분절을 구성하는 좌표점의 위치 벡터의 성분 x_i, y_i, z_i 각각에 대하여 분절 i 의 중심좌표 cgi 는


$$cgi = \frac{D_i - P_i}{100} P_i$$

JEJU NATIONAL UNIVERSITY LIBRARY

이때 (P_i 는 i 번째 분절의 근위단 좌표이고, D_i 는 i 번째 분절의 원위단 좌표, P_i 는 분절 길이의 백분율로 표시된 근위단으로부터 중심까지의 거리)로 구할 수 있으며 전역 좌표계에 대한 각 분절 중심의 위치 벡터의 성분 x_i, y_i, z_i 각각에 대한 무게 중심 위치

$$CG = \sum_{i=1}^5 (cgi \cdot mi) / M$$

이때 위 방법에 의해 산출된 전신의 신체 중심의 위치에 대하여 3차 스플라인 함수 (cubic spline function)를 이용해 시간에 대한 변위 함수 $S(t)$ 를 산출한다. 이러한 변위 함수를 일차 미분하여 시간에 대한 위치의 변화율을 나타내는 속도 함수 $S'(t)$ 를 구하고 이차 미분하여 가속도 함수 $S''(t)$ 를 얻음으로써 신체중심의 속도와 가속도를 산출하였다.

$$\begin{aligned}
 S(t) &= C_3t^3 + C_2t^2 + C_1tC_0 \\
 S'(t) &= 3C_3t^2 + 2C_2t + C_1 \\
 S''(t) &= 6C_3t + 2C_2
 \end{aligned}$$

이때, S : 변위

t : 시간

C_3, C_2, C_1, C_0 : 스플라인 계수

(3) 각 운동변인

본 연구에서 하지관절의 각도는 발목관절, 무릎관절, 엉덩관절에 대하여 각 관절의 굴곡(flexion)/신전(extension) 각을 산출하였고, <Figure 10>과 같이 5개의 상대각도로 정의하였다.

- θ^1 : 엉덩관절 각도(hip angle) : 체간(trunk)과 대퇴(thigh)벡터가 이루는 상대각도로 정의하였고 시상면(sagittal plane)에서 (+)값은 신전, (-)값은 굴곡으로 정의하였다.

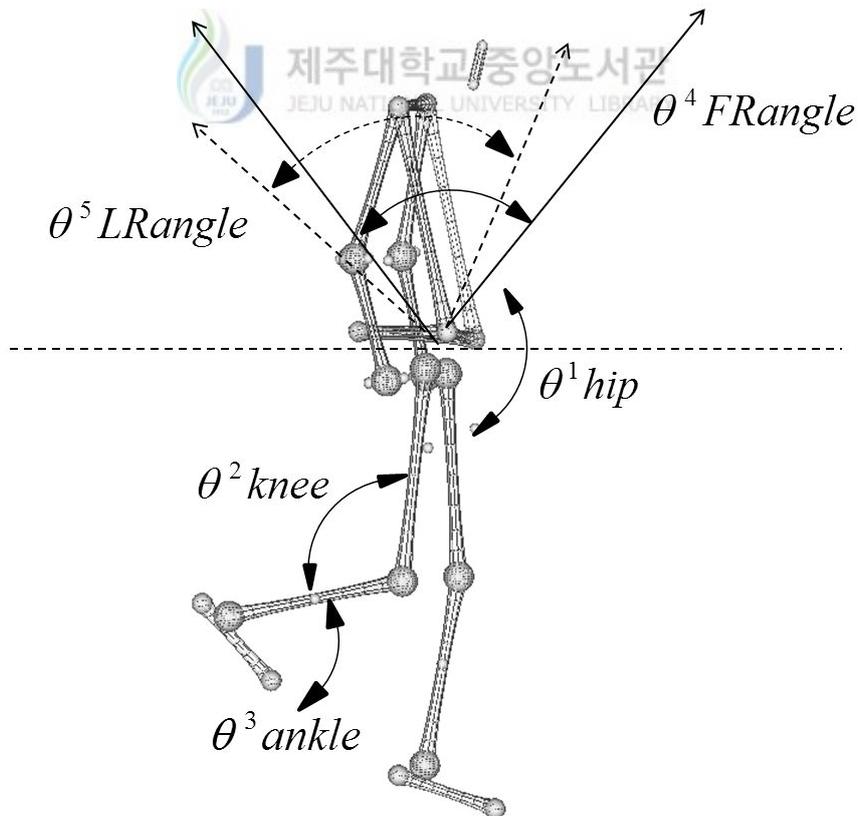


Figure 10. Body segment angle during gait

- θ^2 : 무릎관절 각도(knee angle) : 대퇴(thigh)와 하퇴(shank)벡터가 이루는 상대각도로 정의하였고 시상면(sagittal plane)에서 (+)값은 신전, (-)값은 굴곡으로 정의하였다.
- θ^3 : 발목관절 각도(ankle angle) : 하퇴(shank)와 발(foot)벡터가 이루는 상대각도로 정의하였고 (+)값은 저축 굴곡, (-)값은 배축 굴곡으로 정의하였다.
- θ^4 : 체간의 전후경각(front-rear angle/FR angle) : 시상면(sagittal plane)에서 체간이 수직선상에 대해 Y축(axis)에 대한 누적각도이며 (+)값을 전경각, (-)값을 후경각으로 정의하였다.
- θ^5 : 체간의 좌우경각(left-right angle/ LR angle) : 관상면(frontal plane)에서 체간이 수직선상에 대해 X축(axis)에 대한 누적각도이며 (+)값을 좌경각, (-)값을 우경각으로 정의하였다.

우선 관절각은 각도를 구성하는 두 벡터의 내적(dot product)을 이용하여 산출하였으며 내적의 정의에 의해 두 벡터 $U(X_i, X_j, X_k)$ 와 $V(V_i, V_j, V_k)$ 가 이루는 각 θ 는

$$\theta = \frac{U \cdot V}{|U| \cdot |V|} = \frac{X_i Y_i + X_j Y_j + X_k Y_k}{\sqrt{X_i^2 + X_j^2 + X_k^2} \cdot \sqrt{Y_i^2 + Y_j^2 + Y_k^2}}$$

로 정의되며 계산된 $\cos\theta$ 의 값을 x 라고 하면 $\theta = \arccos x$ 로 구한다.

① 엉덩관절(hip) 각도의 계산

대퇴(thigh)분절 벡터 $\vec{S}_{thigh}(X_i, X_j, X_k)$ 와 상체(trunk) 분절 벡터 $\vec{S}_{trunk}(Y_i, Y_j, Y_k)$ 가 이루는 각

$$\gamma = \arccos \frac{S_{thigh} \cdot S_{trunk}}{|S_{thigh}| \cdot |S_{trunk}|}$$

② 무릎관절(knee) 각도의 계산

하퇴(shank)분절 벡터 $\vec{S}_{shank}(X_i, X_j, X_k)$ 와 대퇴(thigh) 분절 벡터 $\vec{S}_{thigh}(Y_i, Y_j, Y_k)$ 가 이

루는 각

$$\beta = \arccos \frac{S_{shank} \cdot S_{thigh}}{|S_{shank}| \cdot |S_{thigh}|}$$

③ 발목관절(ankle) 각도의 계산

발(foot)분절 벡터 $\vec{S}_{foot}(X_i, X_j, X_k)$ 와 하퇴(shank) 분절 벡터 $\vec{S}_{shank}(Y_i, Y_j, Y_k)$ 가 이루는 각

$$\alpha = \arccos \frac{S_{foot} \cdot S_{shank}}{|S_{foot}| \cdot |S_{shank}|}$$

(3) 체간의 기울기각도를 이용한 자세안정성 평가

보행 동안 오른쪽 발이 지면에 착지되는 시점(IC)부터 발이 떨어지는 시점(TTO)까지 체간의 전·후(front-rear angle/FR angle), 좌·우(left-right angle/LR angle) 기울기각도를 이용하여 자세안정성을 평가하였다. 즉, 1보 동안 누적된 체간의 기울기각도를 소요된 시간으로 나누어 기울기 편차(excursion)를 산출하였다. 이때 급격한 전·후, 좌·우 기울기와 큰 운동범위가 이루어져 기울기 편차가 증가하게 되면 자세안정성이 감소하게 되고, 체간이 일관성 있는 움직임 및 작은 기울기를 요구하여 기울기 편차가 감소하게 되면 자세안정성이 향상됨을 의미한다.

① 체간의 전·후 기울기각도를 이용한 자세안정성(FR angle excursion/F-RAE)

$$FRAE = \frac{\sum_{t=0}^t |FR\theta, t - FR\theta, mean|}{T}$$

② 체간의 좌·우 기울기각도를 이용한 자세안정성(LR angle excursion/L-RAE)

$$LRAE = \frac{\sum_{t=0}^t |LR\theta, t - LR\theta, mean|}{T}$$

(5) 지면반력(GRF) 변인 분석

본 연구에서 지면반력의 데이터 분석은 최대 수직 지면반력과 전·후 지면반력을 분석하였고, 분석 시 좌·우(F_x) 값은 medial(-)·lateral(+), 전·후(F_y) 값은 anterior(+).posterior(-), 수직(F_z) 값은 vertical(+)로 설정하였다.

① 압력중심(COP)의 계산

압력중심은 지면반력기에서 측정된 원 데이터를 이용해 계산되며 다음과 같이 계산하였다.

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

이때, My 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.

② 압력중심(COP)의 전·후·좌·우 변화량

압력중심의 변화량은 지면 착지 동안 생성되는 COP_x, COP_y 의 경로의 최대·최소 이동 변위의 상대적인 변화량(Δ)을 분석하였다(현승현, 류재청, 2014a).

$$\Delta COP_x$$

$$\Delta COP_y$$

③ 압력중심(COP)의 면적

압력중심의 면적($COP\ area$)은 Ross, Guskiewicz, Gross와 Yu(2009)의 자료를 참고하여 지면 착지 동안 최대 전·후방(ΔCOP_y), 내·외측(ΔCOP_x)에 의해 생성된 사각형의 면적을 적분하였다(현승현, 이애리, 류재청, 2014).

$$\int_{t_1}^{t_2} \Delta COP_x \cdot \Delta COP_y$$

④ 동적 안정성지수

지면 착지 시 전·후, 좌·우, 수직의 3차원으로 생성되는 각 방향별 지면반력 성분을 이용하여 부상의 정도를 평가할 뿐만 아니라 움직임에 대한 동적 안정성 평가를 실시할 수 있다. 이때 Wikstrom, Tillman, Smith와 Borsa(2005)의 자료를 참고하여 동적 안정성지수의 정밀도를 평가하였다.

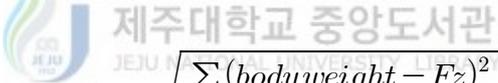
- 좌·우 안정성지수(medial-lateral stability index: MLSI)

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

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

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

- 수직 안정성지수(vertical stability index: VSI)


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

- 전체 안정성지수(dynamic postural stability index: DPSI)

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

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

⑤ 최대 수직 지면반력(Max. vertical GRF)의 계산

최대 수직 지면반력은 각 대상자가 보행 시 지면반력기(force platform)에 발이 닿는 순간부터 지지기 이후 발이 떨어지는 순간 중 최초에 생성된 최대 수직 지면반력 값을 각

대상자의 체중으로 나누어 표준화하여 계산하였다.

$$\text{Max. Vertical GRF} = \text{Max. Vertical GRF/body weight}(BW(N))$$

⑥ 충격 부하율(impact loading rate)의 계산

부하율은 다음과 같이 시간당 신체가 받아들이는 충격량에 대한 부하율로 계산하였다 (Munro, Miller, & Fuglevand, 1987).

$$\text{Loading Rate} = (Fz_{max} - Fz_{50}) / (T_{Fz_{max}} - T_{Fz_{50}}) (BW(N) \cdot \text{sec}^{-1})$$

이때, Fz_{max} : 최대 수직 지면반력

Fz_{50N} : 초기 접지 후 수직 지면반력 Fz_{50N} 을 넘어선 값

$T_{Fz_{max}}$: Fz_{max} 가 나타난 시점의 시간

$T_{Fz_{50}}$: Fz_{50} 값이 나타난 시점의 시간



6. 이벤트 및 분석국면

본 연구에서 이벤트 및 국면분석은 Whittle(1996, 2007)의 Gait Analysis 보행주기를 참고하여 구두 힐 높이의 변화와 지면조건에 따라 3개의 이벤트와 2개의 국면으로 설정하였다. 이때 평지보행은 지면 착지 시 후족착지형의 형태가 나타나지만, 특히 계단 내리기 동작은 Powers 등(1997)과 Riener 등(2002)이 초기 접지 시 발목관절의 저축 굴곡이 20° 발생하여 전족착지형태가 나타나는 것으로 보고하고 있다. 따라서 <Figure 11>과 같이 IC에서 평지보행과 계단 오르기 동작은 후족착지로 설정하였고, 계단 내리기 동작은 전족착지의 형태로 구분하여 이벤트와 국면을 설정하였다.

1) 이벤트(Event)

① 초기 접지(initial contact, IC) : 지면에 오른쪽 발이 접지되는 순간

② 발뒤꿈치 이지(heel take-off, HTO) : 지면에서 오른쪽 발뒤꿈치가 떨어지는 순간

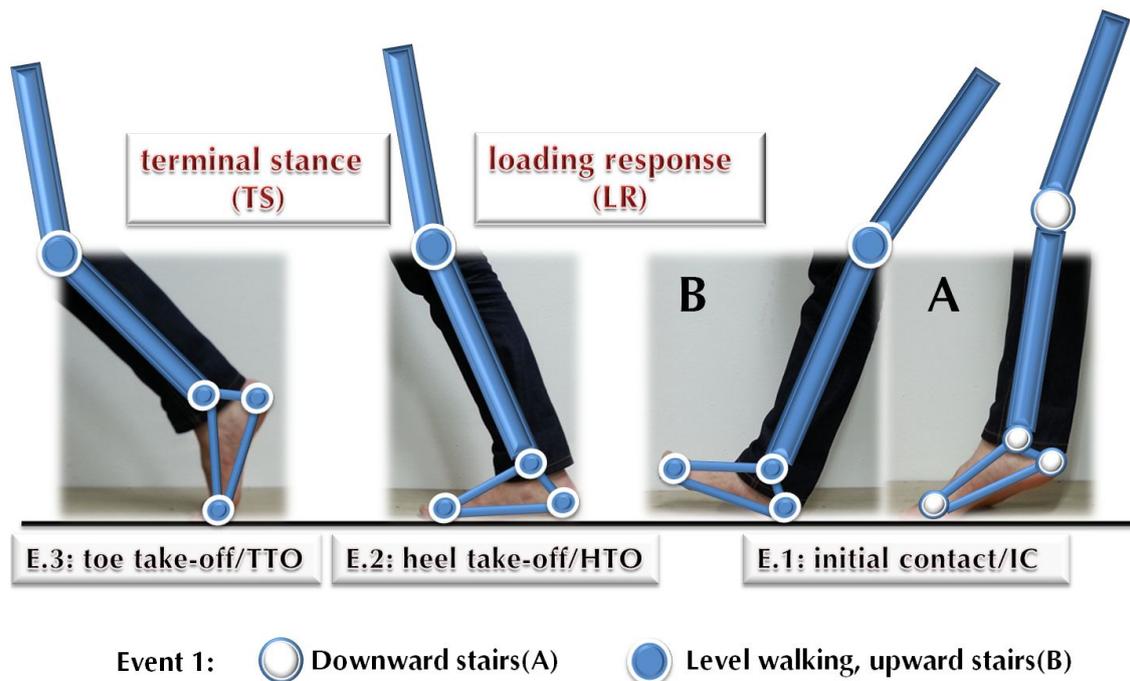


Figure 11. Event and phase during gait

③ 발앞꿈치 이지(toe take-off, TTO) : 지면에서 오른쪽 발앞꿈치가 떨어지는 순간

2) 국면(Phase)

① 하중반응기(loading response: LR) : 지면에 초기 접지 후 발뒤꿈치 이지까지의 동작

② 마지막지지기(terminal stance, TS) : 발뒤꿈치 이지 후 발앞꿈치 이지까지의 동작

7. 자료처리 및 통계처리

영상분석의 자료처리는 (주)비솔의 Kwon 3D XP ver. 4.0(2007)을 이용하여 운동학적·운동역학적 변인을 산출하였고 통제점 좌표화, 인체관절점의 좌표화, 동조 및 3차원 좌표는 Abdel-Aziz와 Karara(1971)의 직접선형변환 방법을 통해 산출하였다. 또한 Butterworth의 저역통과필터(low-pass filter)법을 이용한 차단주파수(cut-off frequency)는 6Hz로 스무딩하여 노이즈(noise)를 제거한 후 연구변인을 분석하였다.

산출된 자료는 통계패키지 PASW Ver 18.0 program(IBM Inc., USA)을 이용하여 각 이

벤트 및 국면 별 평균과 표준편차(M±SD)를 산출하였고 여성들의 평지보행 시 구두 힐 높이(0cm, 6cm, 9cm) 변화에 따라 일원변량분석(one-way analysis of variance/ANOVA)을 실시한 후 각 변인 간 유의한 차이를 발견 시 사후검증(post hoc test: Duncan)을 실시하였다. 이때 모든 통계적 유의수준은 $\alpha=.05$ 로 설정하였다.



8. 연구결과

연구 I 에서 평지보행 시 구두 힐 높이변화에 따른 보행특성의 운동학적·운동역학적 분석결과는 다음과 같다.

1) 하지 관절의 각도변화

평지보행 시 구두 힐 높이변화에 따른 하지관절의 각도변화는 발목관절의 저축/배축 굴곡각도, 무릎관절의 굴곡/신전 각도, 엉덩관절의 굴곡/신전 각도로 정의하였으며, 연구결과는 다음과 같다.

(1) 발목관절 각도

평지보행 동안 구두 힐 높이변화에 따른 각 이벤트 별 발목관절 각도의 변화는 <Table 6>과 같다. IC, HTO, TTO 모든 이벤트에서 구두 힐 높이증가에 따라 0cm 보다 6cm, 9cm가 더 저축 굴곡된 형태를 보여 유의한 차이가 나타났다.

<Figure 12>는 평지보행 시 구두 힐 높이변화에 따른 발목관절의 움직임 변화를 평균값으로 나타낸 것이다. 특히, 1보 동안 시간 간격을 100% 표준화과정에서 IC, TTO의 이벤트 시점은 동일하지만 HTO 시점은 힐 높이별 각각 다르게 나타나, 0cm, 6cm, 9cm의 평균값으로 나타났다. 구두 힐 높이증가에 따라 IC부터 TTO까지 6cm, 9cm 힐 높이가 구두의 구조적인 형태로 인해 0cm와 비교하여 더 저축 굴곡된 형태로 보행하는 특징을 보여주고 있다.

Table 6. Dorsiflexion/plantarflexion angle of ankle according to the shoe's heel heights during level walking(unit: degree)

Event	Heel height(cm)			F	p	Duncan
	0cm	6cm	9cm			
IC	105.09±10.04	122.02±9.78	126.11±9.53	12.952	.001	6, 9>0
HTO	93.89±8.38	110.89±10.25	112.46±8.95	12.455	.001	6, 9>0
TTO	109.09±7.23	120.86±11.56	118.70±12.59	3.415	.048	6, 9>0

NOTE: Values are mean(M)±standard deviation(SD), event: IC(initial contact), HTO(heel take-off), TTO(toe take-off)

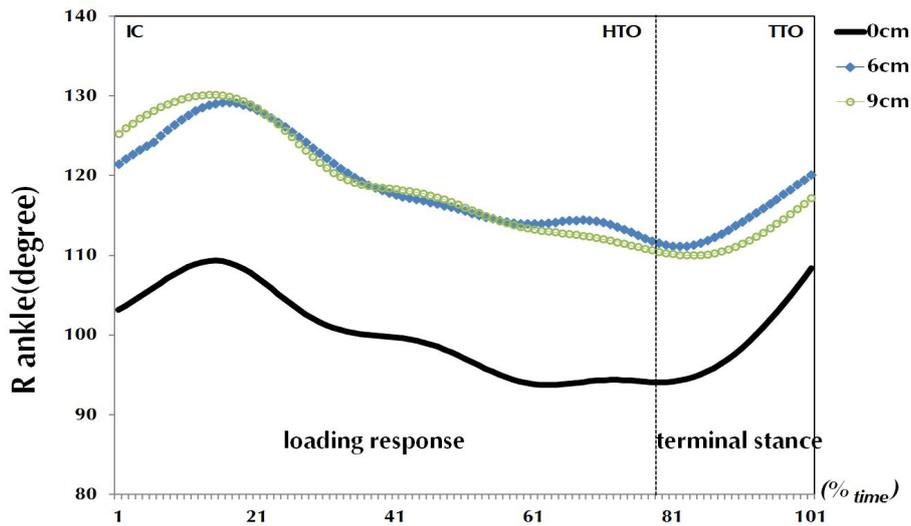


Figure 12. Angle of ankle according to the shoe's heel heights during level walking

(2) 무릎관절 각도

평지보행 동안 구두 힐 높이변화에 따른 각 이벤트 별 무릎관절 각도의 변화는 <Table 7>과 같다. 모든 이벤트에서 구두 힐 높이증가에 따라 유의한 차이는 없었지만, HTO는 0cm가 6cm, 9cm 보다 더 신전된 형태를 보였고, TTO에서는 9cm가 0cm, 6cm 보다 더 신전된 형태를 나타냈다.

<Figure 13>은 평지보행 시 구두 힐 높이에 따른 무릎관절의 각도변화이며, HTO 시점은 0cm, 6cm, 9cm의 평균값으로 나타낸 것이다. IC에서 구두 힐 높이변화에 따라 큰 차이는 없지만 부하반응기(LR)에서 9cm 구두 힐 높이가 0cm, 6cm와 비교하여 무릎의 굴곡/신전이 급격하게 변화되는 형태를 보여주고 있다.

Table 7. Flexion/extension angle of knee according to the shoe's heel heights during level walking(unit: degree)

Event	Heel height(cm)			F	p	Duncan
	0cm	6cm	9cm			
IC	158.10±3.26	160.92±4.92	158.51±5.95	.995	.383	NS
HTO	161.33±5.10	156.80±6.98	158.91±6.17	1.368	.272	NS
TTO	141.79±13.53	141.70±7.96	149.84±9.89	1.905	.168	NS

NOTE: Values are mean(M)±standard deviation(SD), NS: no significant difference, event: IC(initial contact), HTO(heel take-off), TTO(toe take-off)

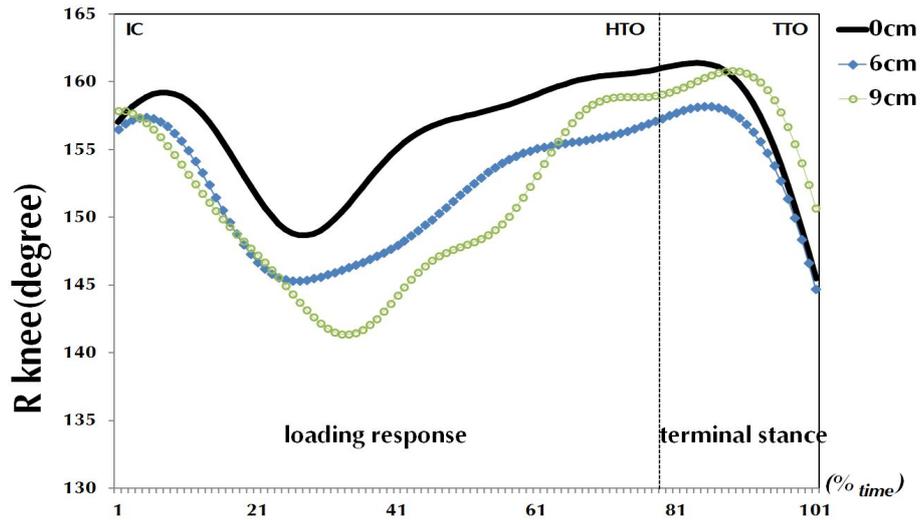


Figure 13. Angle of knee according to the shoe's heel heights during level walking

(3) 엉덩관절 각도

평지보행 동안 구두 힐 높이변화에 따른 각 이벤트 별 엉덩관절 각도의 변화는 <Table 8>과 같다. 모든 이벤트에서 구두 힐 높이증가에 따라 유의한 차이는 없었지만, HTO에서는 0cm가 6cm, 9cm 보다 더 신전된 형태를 나타냈고, TTO는 6cm, 9cm가 0cm 보다 더 신전된 형태를 나타냈다.

<Figure 14>는 평지보행 시 구두 힐 높이에 따른 엉덩관절의 각도변화이며, HTO 시점은 0cm, 6cm, 9cm의 평균값으로 나타낸 것이다. 0cm, 6cm와 비교하여 9cm 힐 높이가 부하반응기(LR)에서 불규칙적인 움직임을 나타냈고 이후 더 신전되는 형태를 보여주고 있다.

Table 8. Flexion/extension angle of hip according to the shoe's heel heights during level walking(unit: degree)

Event	Heel height(cm)			F	p	Duncan
	0cm	6cm	9cm			
IC	150.65±6.92	149.73±6.64	150.75±5.11	.080	.923	NS
HIO	160.56±6.74	159.26±4.22	156.51±6.14	1.322	.283	NS
TTO	154.65±6.83	157.87±5.26	157.22±5.17	.861	.434	NS

NOTE: Values are mean(M)±standard deviation(SD), NS: no significant difference, event: IC(initial contact), HTO(heel take-off), TTO(toe take-off)

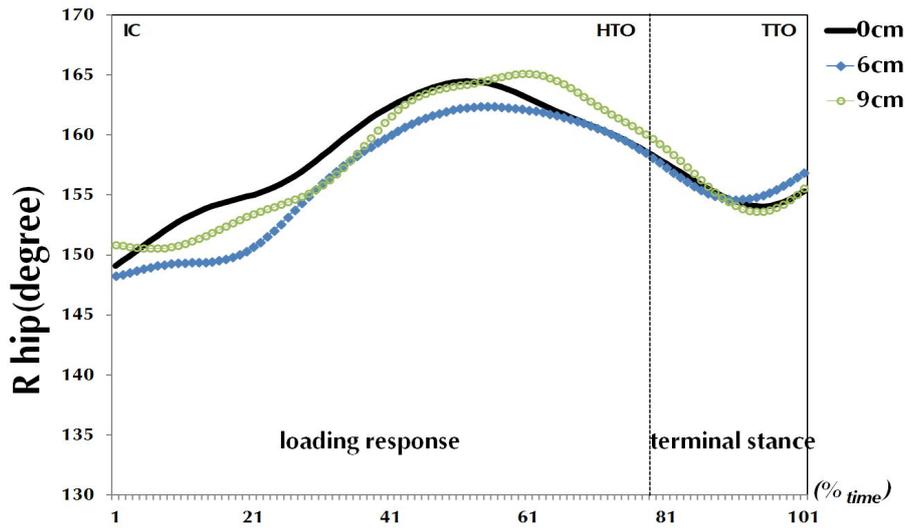


Figure 14. Angle of hip according to the shoe's heel heights during level walking

2) 동적 안정성의 변화

평지보행 시 구두 힐 높이변화에 따른 동적 안정성의 변화는 1보 길이, 신체중심위치 및 신체중심속도의 전·후 변화, 체간의 좌·우, 전·후 기울기각도, 체간의 전·후, 좌·우 기울기각도를 이용한 안정성지수, COP 변인(ΔCOP_x , ΔCOP_y , COP area), 그리고 동적 안정성지수(MLSI, APSI, VSI, DPSI)를 분석하였고, 연구결과는 다음과 같다.

(1) 1보 길이

평지보행 동안 구두 힐 높이변화에 따른 1보 길이는 <Table 9>와 같고, 왼쪽 발이 지면에 닿는 순간부터 이후 오른쪽 발이 지면에 닿는 순간까지의 수평 축(Y axis) 거리를 분석하였다. 연구결과, 구두 힐 높이가 증가할수록 0cm 보다 6cm, 9cm의 1보 길이가 더 감소하는 형태를 나타냈다.

Table 9. Length of 1 step according to the shoe's heel heights during level walking(unit: cm)

Section	Heel height(cm)			F	p	Duncan
	0cm	6cm	9cm			
1 step	70.11±3.75	68.08±3.62	66.37±3.62	3.052	.064	NS

NOTE: Values are mean(M)±standard deviation(SD), NS: no significant difference, 1 step: L foot contact ~ R foot contact

<Figure 15>는 평지보행 시 구두 힐 높이에 따른 1보 길이의 변화를 그림으로 나타낸 것이다. 왼발 착지부터 오른발 착지까지의 수평 축(Y axis)방향의 1보 길이는 구두 힐 높이증가에 따라 더 감소되는 형태를 보여주고 있다.

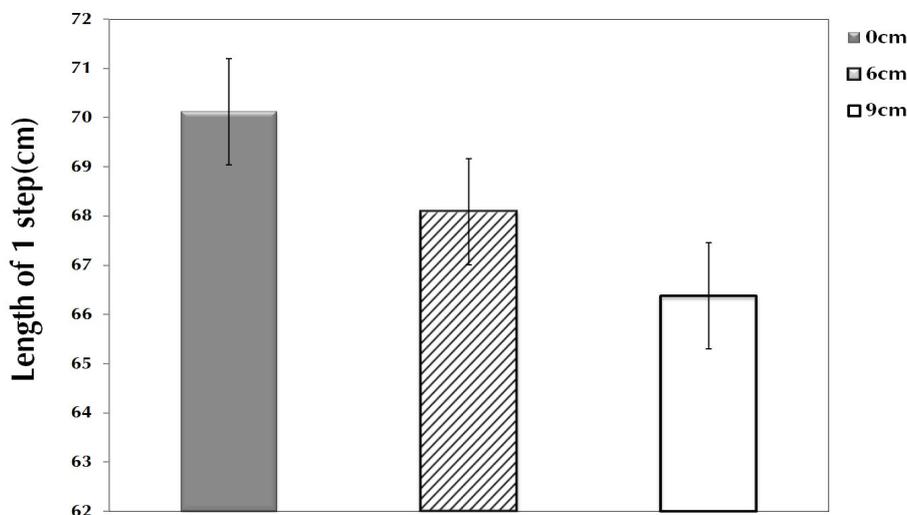


Figure 15. Length of 1 step according to the shoe's heel heights during level walking

(2) 신체중심위치의 전후변화

평지보행 동안 구두 힐 높이변화에 따른 신체중심위치의 전후변화는 <Table 10>과 같다. IC부터 TTO까지의 변화를 분석한 결과, 구두 힐 높이증가에 따라 0cm보다 6cm, 9cm의 전방이동거리가 더 감소되어 유의한 차이가 나타났다.

Table 10. Horizontal displacement of COM according to the shoe's heel heights during level walking(unit: cm)

Section	Heel height(cm)			F	p	Duncan
	0cm	6cm	9cm			
COM(Y)	80.90±5.06	77.21±3.48	75.45±3.18	4.861	.016	0>6, 9

NOTE: Values are mean(M)±standard deviation(SD), COM(Center of Mass), horizontal displacement of COM: IC ~ TTO

<Figure 16>은 평지보행 시 구두 힐 높이에 따른 신체중심위치의 전·후 변화를 나타낸 것이다. 구두 힐 높이증가에 따라 신체중심의 전방이동거리가 감소되는 경향을 보여주고 있다.

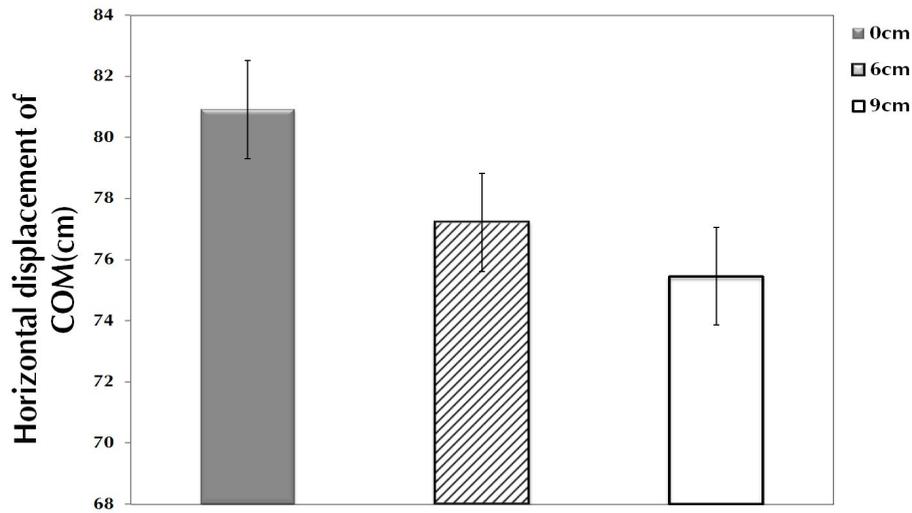


Figure 16. Horizontal displacement of COM according to the shoe's heel heights during level walking

(3) 신체중심위치의 전·후속도

평지보행 동안 구두 힐 높이변화에 따른 각 이벤트 별 신체중심위치의 전·후 속도 변화는 <Table 11>과 같다. IC, HTO, TTO 모든 이벤트에서 0cm가 6cm, 9cm 구두 힐 높이보다 더 빠른 형태를 나타냈다.

<Figure 17>은 평지보행 시 구두 힐 높이변화에 따른 신체중심위치의 전·후 속도 변화이며, HTO 시점은 0cm, 6cm, 9cm의 평균값을 사용하여 나타낸 것이다. 0cm가 1보 동안 IC 부터 TTO까지 6cm, 9cm 힐 높이 보다 더 빠른 신체중심의 속도를 보여주고 있다.

Table 11. Velocity of COM according to the shoe's heel heights during level walking(unit: cm/sec)

Section	heel height(cm)			F	p	Duncan
	0cm	6cm	9cm			
IC	121.93±7.18	106.32±13.34	104.83±11.53	7.426	.003	0>6, 9
HTO	126.40±10.98	111.13±14.90	110.45±13.75	4.729	.017	0>6, 9
TTO	138.00±15.97	134.74±13.50	128.25±10.63	1.344	.278	NS

NOTE: Values are mean(M)±standard deviation(SD), NS: no significant difference, COM(center of mass), event: IC(initial contact), HTO(heel take-off), TTO(toe take-off)

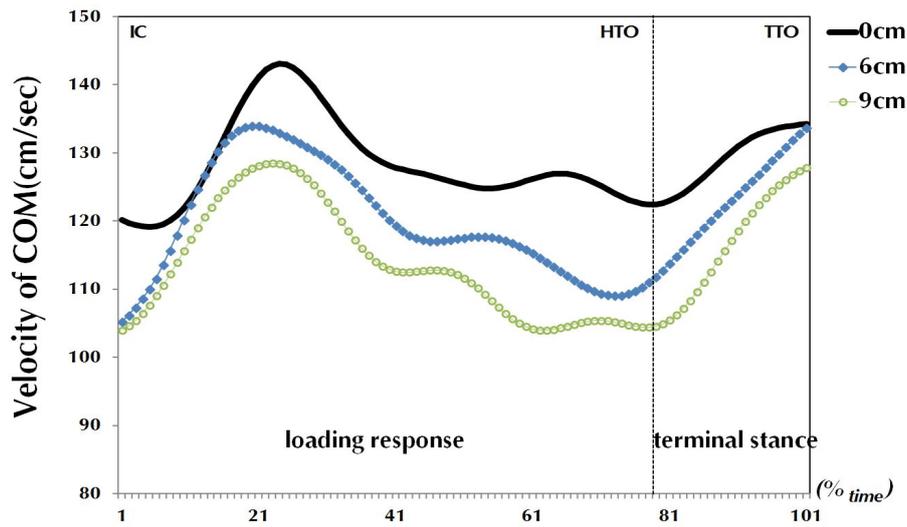


Figure 17. Velocity of COM according to the shoe's heel heights during level walking

(4) 체간의 좌·우/ 전·후 기울기각도

평지보행 동안 구두 힐 높이변화에 따른 각 이벤트 별 체간의 좌·우, 전·후 기울기각도의 변화는 <Table 12>와 같다. 전·후 기울기각도는 시상면에서 체간이 수직선상에 대한 Y축(Y axis)의 누적각도이며, 전경각 값을(+), 후경각 값을 (-)로 정의하였다. 또한 좌·우 기울기각도는 좌우면에서 X축(X axis)에 대한 누적각도로 좌경각을 (+)값, 우경각을 (-)값으로 정의하였다.

Table 12. Front-rear, left-right angle according to the shoe's heel heights during level walking(unit: degree)

Event	Heel height(cm)			F	p	Duncan	
	0cm	6cm	9cm				
FR angle	IC	10.71±3.53	9.11±4.38	8.82±3.23	.730	.491	NS
	HTO	9.67±2.05	9.50±3.67	8.90±3.94	.147	.864	NS
	TTO	12.84±2.60	11.37±3.24	10.37±3.51	1.573	.226	NS
LR angle	IC	-2.01±1.32	-1.92±2.17	-1.10±1.17	.967	.393	NS
	HTO	-1.18±2.19	-1.19±2.16	-0.55±1.40	.356	.704	NS
	TTO	-0.68±1.64	-0.07±2.33	0.36±1.16	.868	.431	NS

NOTE: Values are mean(M)±standard deviation(SD), NS: no significant difference, event: IC(initial contact), HTO(heel take-off), TTO(toe take-off), FR angle(front-rear angle), LR angle(left-right angle)

연구결과, 전·후 기울기각도는 모든 이벤트에서 유의한 차이는 없었지만, IC, TTO는 0cm가 6cm, 9cm 보다 더 큰 전경각 자세를 나타냈다. 또한 좌·우 기울기각도의 변화는 IC, HTO, TTO 모든 이벤트에서 구두 힐 높이 증가에 따라 큰 차이는 없는 것으로 나타났다.

<Figure 18>은 평지보행 시 구두 힐 높이에 따른 체간의 전·후 기울기각도이며 HTO 시점은 0cm, 6cm, 9cm의 평균값을 사용하여 그림으로 나타낸 것이다. 0cm가 IC부터 TTO까지 6cm, 9cm 힐 높이와 비교하여 더 큰 전경각 자세로 보행하는 형태를 보여주고 있다.

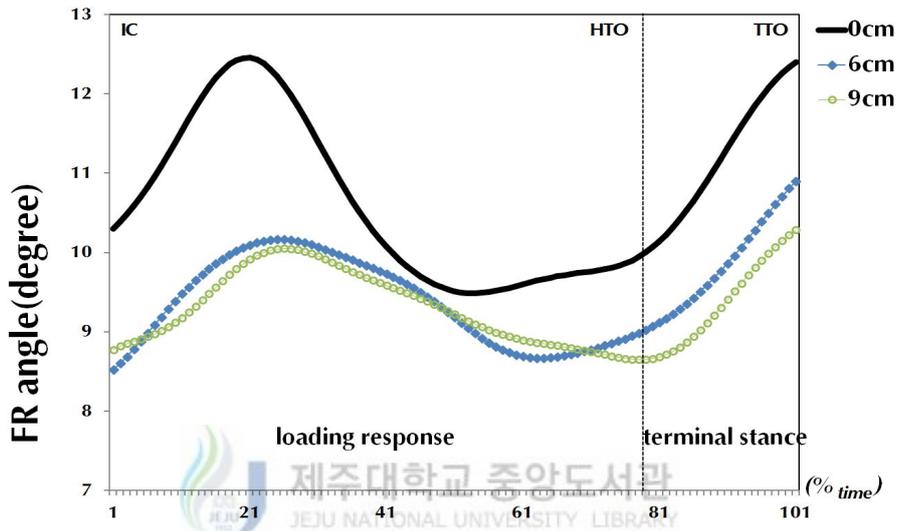


Figure 18. FR angle according to the shoe's heel heights during level walking

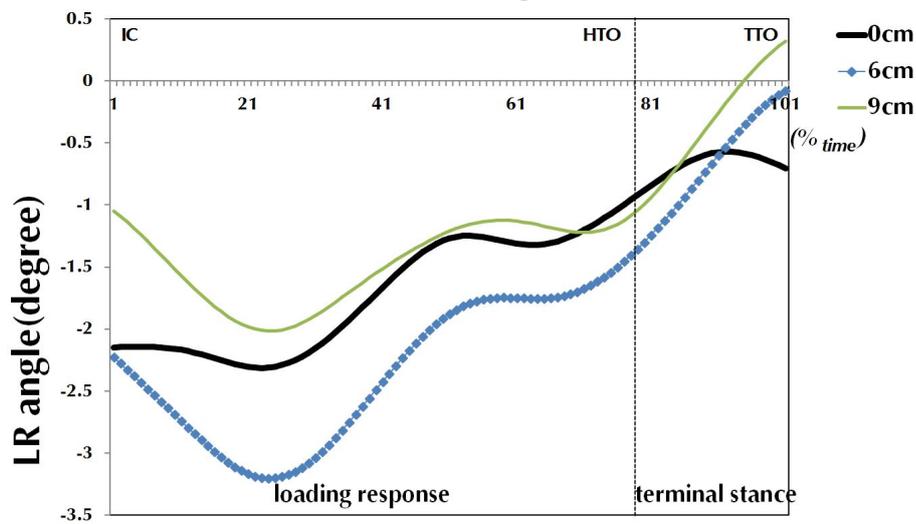


Figure 19. LR angle according to the shoe's heel heights during level walking

<Figure 19>는 평지보행 시 구두 힐 높이변화에 따른 체간의 좌·우 기울기각도이며, HTO 시점은 0cm, 6cm, 9cm의 평균값을 사용하여 그림으로 나타낸 것이다. 6cm 힐 높이가 부하반응기(LR)에서 0cm, 9cm와 비교하여 가장 큰 우경각 자세를 보여주고 있다.

(5) 좌·우, 전·후 기울기 각도를 이용한 자세안정성 평가

평지보행 동안 구두 힐 높이변화에 따른 체간의 전·후, 좌·우 기울기각도의 자세안정성 평가 결과는 <Table 13>과 같다. 1보 동안 체간 기울기각도의 평균값을 소요된 시간으로 나누어 산출하였다.

연구결과, F-RAE, L-RAE는 구두 힐 높이증가에 따라 유의한 차이는 없는 것으로 나타났다.

Table 13. FR·LR angle excursion according to the shoe's heel heights during level walking

Section	Heel height(cm)			F	p	Duncan
	0cm	6cm	9cm			
F-RAE	15.24±4.54	15.74±5.86	15.17±8.08	.024	.977	NS
L-RAE	2.57±1.47	3.18±2.97	2.50±1.26	.330	.722	NS

NOTE: Values are mean(M)±standard deviation(SD), NS: no significant difference, F-RAE(front-rear angle excursion), L-RAE(left-right angle excursion)

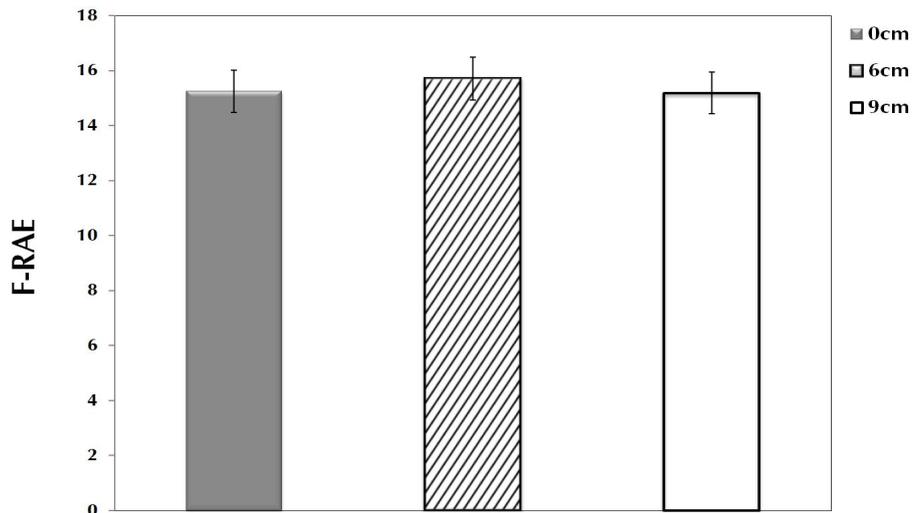


Figure 20. FR angle excursion according to the shoe's heel heights during level walking

<Figure 20>은 전·후 기울기각도를 이용한 자세안정성(F-RAE)을 그림으로 나타낸 것이며, 구두 힐 높이에 따라 큰 차이는 없었다. <Figure 21>은 좌·우 기울기각도를 이용한 자세안정성(L-RAE)을 그림으로 나타낸 것이며, 구두 힐 높이에 따라 큰 차이는 없었다.

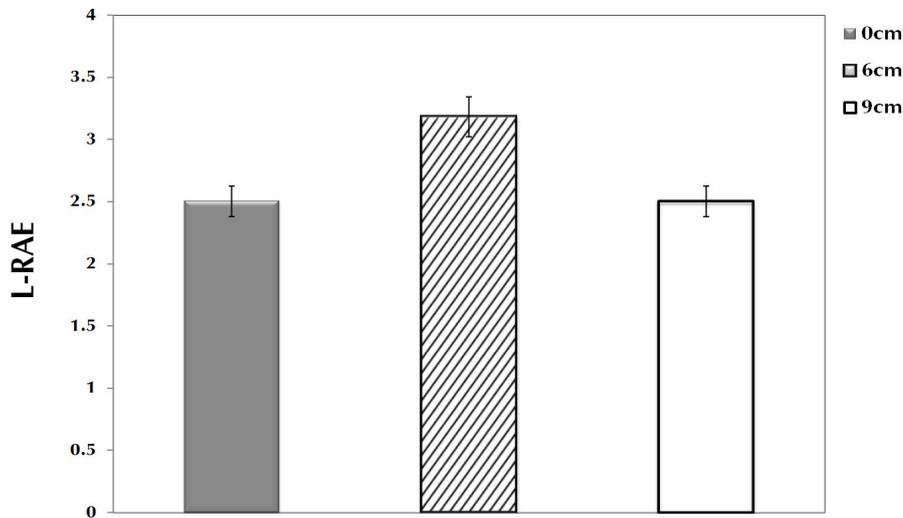


Figure 21. LR angle excursion according to the shoe's heel heights during level walking

(6) 압력중심의 변인(ΔCOP_x , ΔCOP_y , COP area)

평지보행 동안 구두 힐 높이변화에 따른 각 이벤트 별 ΔCOP_x , ΔCOP_y , COP area의 변화는 <Table 14>와 같다. 압력중심(COP)의 변화량은 발이 지면 착지 동안 생성되는 COP_x , COP_y 경로(pathway)의 최대·최소 이동변위의 상대적인 변화량을 분석하였고(현승현, 류재청, 2014a), 보행동안 신체의 감속·추진을 위해 조절되는 발의 압력중심 위치의 변화를 비교분석하기 위해 사용하였다.

Table 14. Center of pressure variables according to the shoe's heel heights during level walking

Section	Heel height(cm)			F	p	Duncan
	0cm	6cm	9cm			
ΔCOP_x (cm)	2.73±0.53	-0.31±1.67	-1.05±1.65	20.967	.001	0>6, 9
ΔCOP_y (cm)	19.70±1.96	19.87±0.92	19.17±1.55	.563	.576	NS
COP area(cm ²)	53.29±8.83	30.95±9.06	35.12±9.19	17.315	.001	0>6, 9

NOTE: Values are mean(M)±standard deviation(SD), NS: no significant difference

연구결과, ΔCOP_x 는 구두 힐 높이 증가에 따라 0cm 보다 6cm, 9cm는 좌우 움직임의 변화량이 더 작게 유의한 차이가 나타났다. ΔCOP_y 는 구두 힐 높이 증가에 따라 큰 차이는 없었지만, COP area은 0cm가 6cm, 9cm 보다 더 큰 압력중심의 면적을 보여 유의한 차이가 나타났다.

<Figure 22>는 ΔCOP_x 를 나타낸 것이며, 6cm, 9cm 구두 힐 높이가 증가할수록 압력중심의 좌·우변화가 작게 나타나, 직선적인 경로임을 시사한다. ΔCOP_y 는 <Figure 23>과 같이 구두 힐 높이변화에 따라 큰 변화는 없었지만 9cm 힐 높이가 0cm, 6cm 보다 전·후 변화가 적은 형태를 보이고 있다. 특히 평지보행 시 구두 힐 높이변화에 따른 COP area의 변화는 <Figure 24>와 같이 각 피험자 10명의 값들을 사용하여 그림으로 나타낸 것이다. 구두 힐 높이 증가에 따라 0cm와 비교하여 6cm, 9cm 힐 높이의 COP area가 더 감소되는 형태를 보여주고 있다.

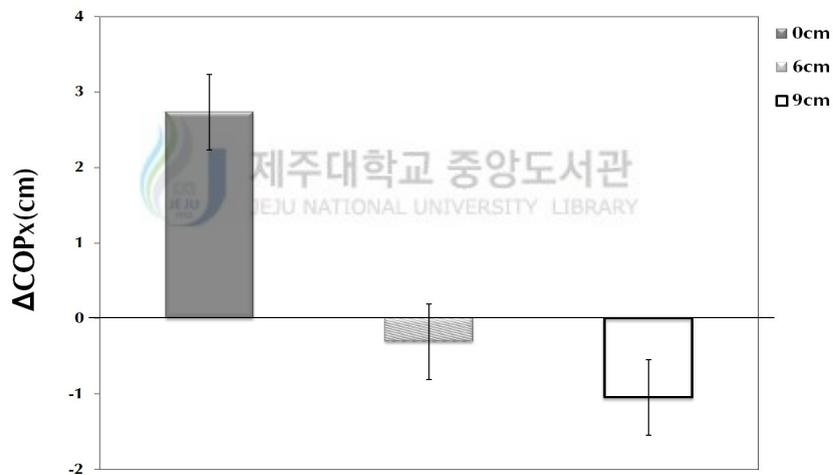


Figure 22. ΔCOP_x according to the shoe's heel heights during level walking

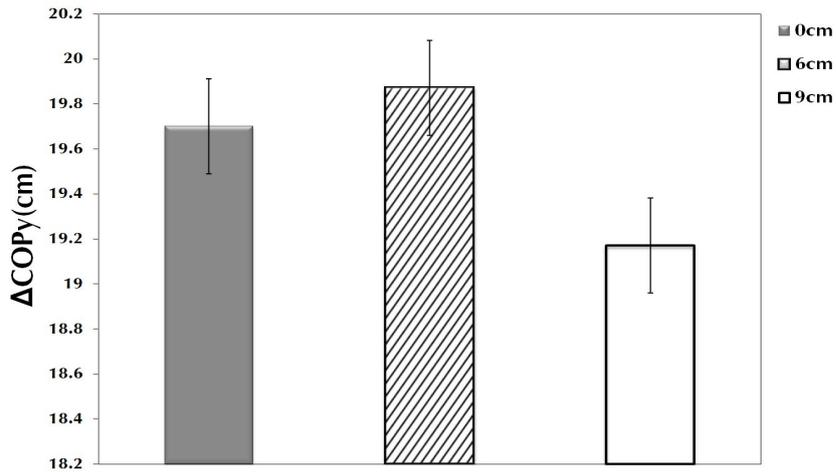


Figure 23. Δ COPy according to the shoe's heel heights during level walking

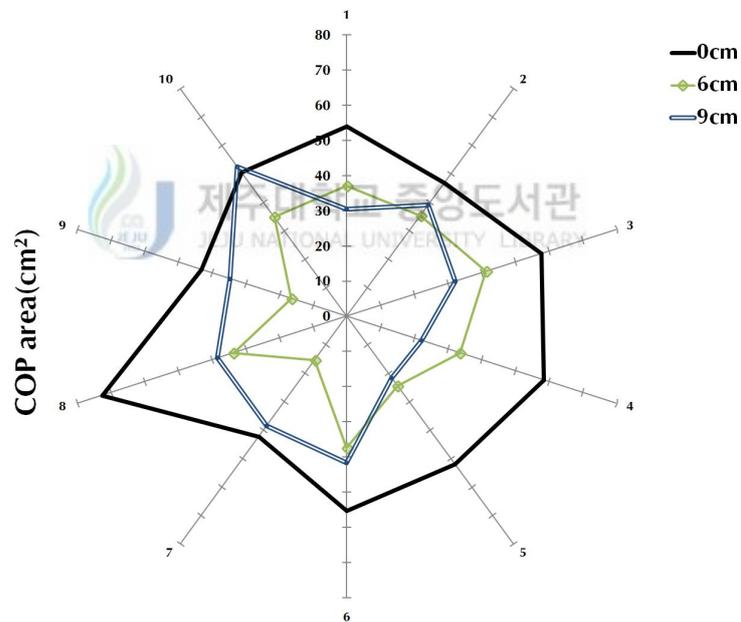


Figure 24. COP area according to the shoe's heel heights during level walking

(7) 동적 안정성지수(MLSI, APSI, VSI, DPSI)

동적 안정성지수의 변화는 Wikstrom 등(2005)의 자료를 참고하여 <Table 15>와 같이, IC부터 TTO까지 3차원으로 생성되는 각 방향별 지면반발력(GRF)을 이용하여 전·후 (anterior-posterior), 좌·우(medial-lateral), 수직(vertical)안정성과 전체안정성지수(dynamic

Table 15. Dynamic postural stability index according to the shoe's heel heights during level walking

Section	Heel height(cm)			F	p	Duncan
	0cm	6cm	9cm			
MLSI	0.01±0.00	0.02±0.00	0.01±0.00	.215	.808	NS
APSI	0.07±0.01	0.07±0.01	0.07±0.01	.409	.409	NS
VSI	0.63±0.08	0.65±0.07	0.63±0.09	.153	.153	NS
DPSI	0.72±0.11	0.75±0.09	0.73±0.12	.157	.157	NS

NOTE: Values are mean(M)±standard deviation(SD), NS: no significant difference, ML(medial-lateral), AP(anterior-posterior), V(vertical), DP(dynamic postural) Stability Index

stability postural index)를 평가하였다. 연구결과, 평지보행 시 MLSI, APSI, VSI, DPSI는 구두 힐 높이 증가에 따라 유의한 차이는 없는 것으로 나타났다. 평지보행 동안 구두 힐 높이변화에 따른 각 방향별 동적 안정성지수의 변화는 <Figure 25>와 같이 각 피험자 10명의 데이터를 이용하여 그림으로 나타낸 것이다.

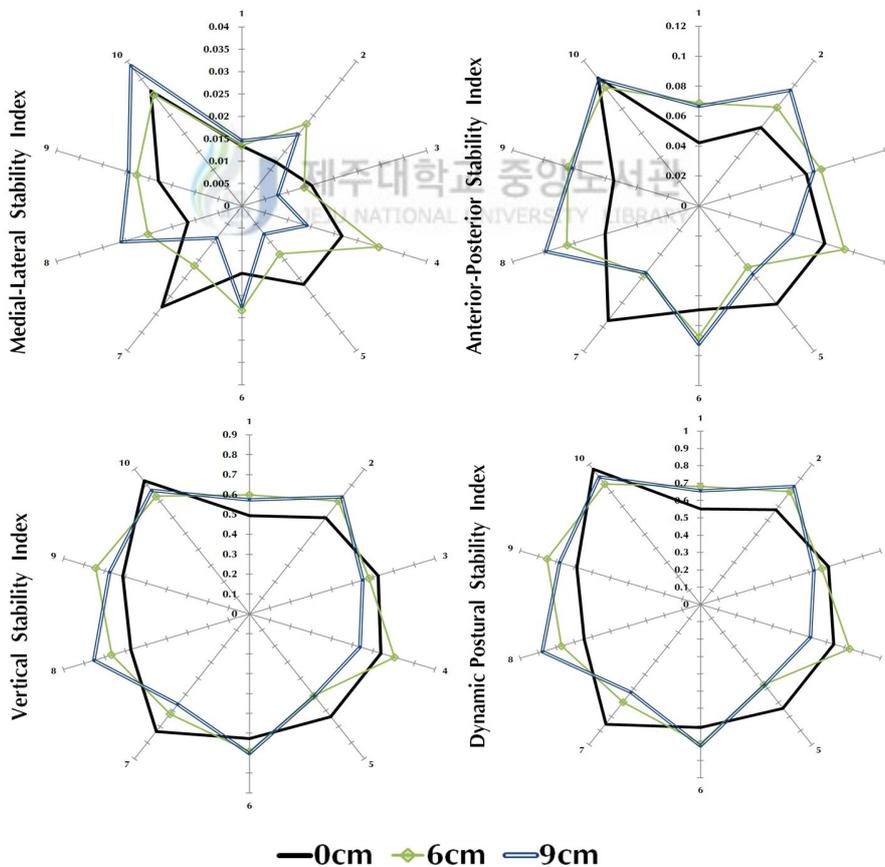


Figure 25. Dynamic postural stability index according to the shoe's heel heights during level walking(MLSI, APSI, VSI, DPSI)

3) 지면반력 변인의 변화

보행 시 구두 힐 높이변화에 따른 지면반력 변인은 전·후 지면반력(Fy 1, Fy 2), 최대 수직 지면반력(Max. Fz), 그리고 충격 부하율(impact loading rate)을 분석하였다. 특히 좌·우 지면반력(Fx)의 변화는 개인에 따라 매우 불규칙한 파형을 보이기 때문에 본 연구에서 제외 하였다.

(1) 전·후 지면반력의 변화

전·후 지면반력의 변화는 <Table 16>과 같이, IC 이후 제동력이 발생하는 Fy 1과 HTO 이후 TTO 전 추진기 Fy 2를 분석하였다. 구두 힐 높이변화에 따른 비교를 위해 각 대상자의 전·후 지면반력 값(N)을 각 대상자의 체중(body weight)으로 나누어 표준화 하였고 (BW(N)), 연구결과는 다음과 같다.

평지보행 시 전·후 지면반력의 변화는 구두 힐 높이 증가에 따라 유의한 차이는 없었지만, Fy 1은 0cm 보다 6cm, 9cm 구두 힐 높이가 더 큰 제동력을 나타냈고, Fy 2에서도 0cm 보다 6cm, 9cm 구두 힐 높이가 더 큰 추진력을 나타냈다.

Table 16. Anterior-posterior GRF according to the shoe's heel heights during level walking(unit: BW(N))

Section	Heel height(cm)			F	p	Duncan
	0cm	6cm	9cm			
Fy 1	-0.16±0.06	-0.18±0.04	-0.21±0.03	1.631	.214	NS
Fy 2	0.21±0.03	0.23±0.02	0.23±0.03	1.102	.347	NS

NOTE: Values are mean(M)±standard deviation(SD), NS: no significant difference, Fy 1(braking forces GRF), Fy 2(momentum GRF)

<Figure 26> 및 <Figure 27>은 평지보행 시 구두 힐 높이변화에 따른 전·후 지면반력의 제동력(Fy 1)과 추진력(Fy 2)을 그림으로 나타낸 것이다. 0cm와 비교하여 구두 힐 높이 증가에 따라 6cm, 9cm 힐 높이가 더 큰 제동력과 추진력을 보여주고 있다.

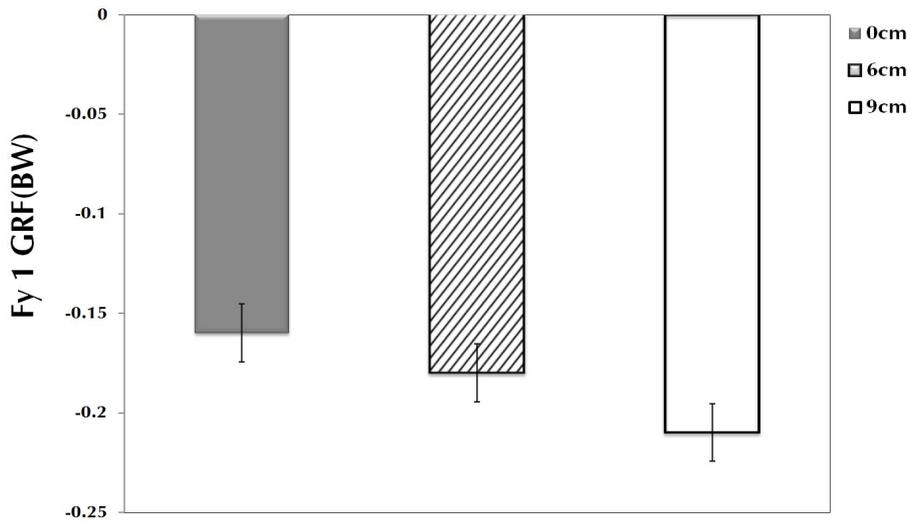


Figure 26. Fy 1 GRF according to the shoe's heel heights during level walking

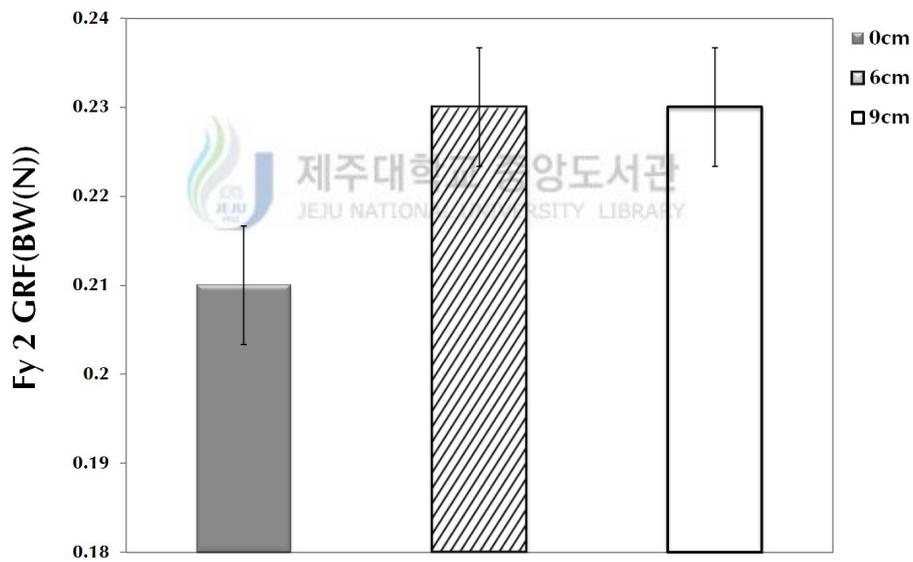


Figure 27. Fy 2 GRF according to the shoe's heel heights during level walking

(2) 최대 수직 지면반력

최대 수직 지면반력은 <Table 17>과 같이 각 대상자별 보행 시 지면반력기에 발이 닿는 순간부터 지지기 이후 발이 떨어지는 순간 중 최초로 생성된 최대 수직 지면반력을 분석하였다. 구두 힐 높이 증가에 따라 유의한 차이는 없었지만, 6cm, 9cm가 0cm 보다 더 큰

Table 17. Max. vertical GRF according to the shoe's heel heights during level walking(unit: BW(N))

Section	Heel height(cm)			F	p	Duncan
	0cm	6cm	9cm			
Max. Fz	1.12±0.13	1.19±0.10	1.24±0.09	2.747	.082	NS

NOTE: Values are mean(M)±standard deviation(SD), NS: no significant difference

수직 지면반력을 나타냈다.

<Figure 28>은 최대 수직 지면반력의 평균값을 이용하여 그림으로 나타낸 것이다. 구두 힐 높이가 증가에 따라 더 증가되는 경향을 보여주고 있다.

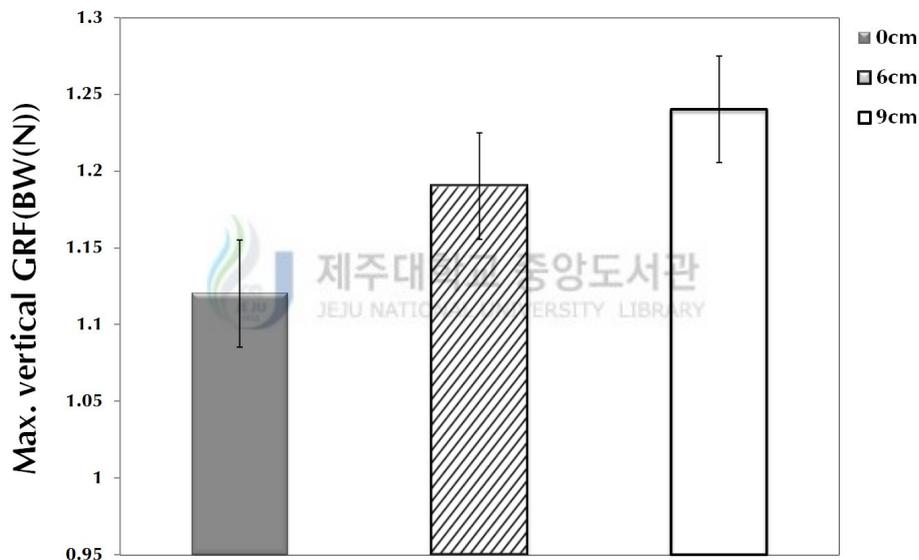


Figure 28. Max. vertical GRF according to the shoe's heel heights during level walking

(3) 충격 부하율

충격 부하율은 <Table 18> 및 <Figure 29>과 같이, Munro 등(1987)의 자료를 참고하여 시간당 신체가 받아들이는 충격량에 대한 부하율로 계산하였다.

평지보행 시 구두 힐 높이가 증가에 따라 6cm, 9cm 구두 힐 높이가 0cm 보다 더 큰 충격 부하율을 나타냈다.

Table 18. Impact loading rate according to the shoe's heel heights during level walking(unit: BW(N)·sec⁻¹)

Section	Heel height(cm)			F	p	Duncan
	0cm	6cm	9cm			
Impact loading rate	7.21±1.30	8.36±1.63	8.34±1.27	2166	.134	NS

NOTE: Values are mean(M)±standard deviation(SD), NS: no significant difference

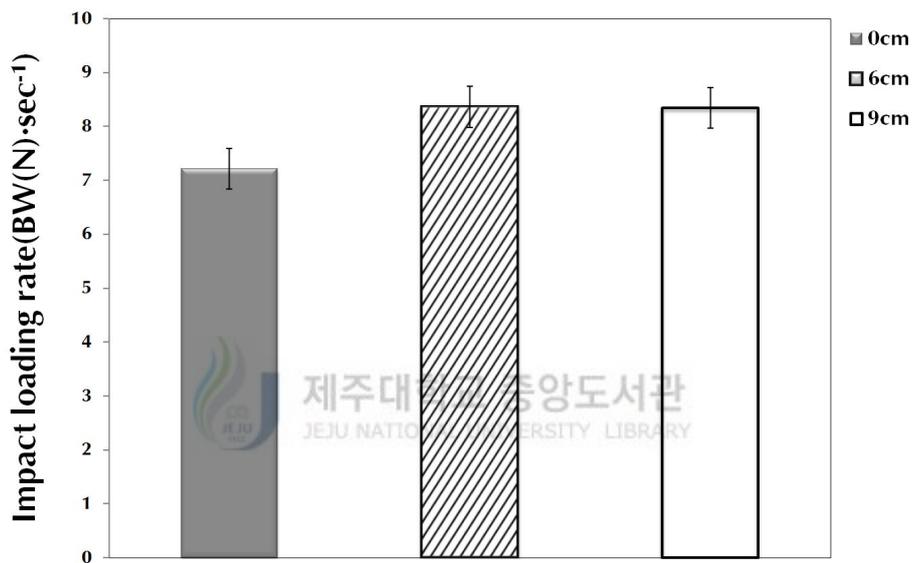


Figure 29. Impact loading rate according to the shoe's heel heights during level walking

9. 논의

여성들이 착용하는 높은 하이힐 구두는 좌우면(frontal plane)에서 볼 때, 저축 굴곡된 발목관절의 형태로 하지장을 더 길어 보이게 할 뿐만 아니라 신장을 증가시킬 수 있는 매력으로 생각하여 지속적으로 착용한다. 하지만 Jonkers, Stewart와 Spaepen(2003)은 인체를 일정한 질량을 갖는 모형으로 간주하였을 때 신체중심의 상승은 직립 시 안정성이 저하된다고 하였다. 이에 본 연구는 선행연구들을 참고하여 여성들이 즐겨신는 구두 힐 높이 6cm, 9cm, 그리고 신발의 모양, 형태, 재질 등 보행특성에 영향을 줄 수 있다는 점과 장시간 보행이 이루어지지 않는 실험환경을 고려하여 맨발(0cm)을 기준으로 설정하였다.

따라서 본 연구 I의 목적은 일상생활에서 매우 빈번히 발생하는 평지보행 시 여성들이 착용하는 구두 힐 높이변화에 따른 보행특성을 분석하기 위해 실시하였다. 오른발의 뒤꿈치가 초기 접지되는 시점부터 반대쪽의 왼발지지 후 오른발 앞꿈치가 지면에서 이지되는 시점까지 1보를 분석 구간으로 설정하여 하지관절의 움직임과 동적 안정성, 지면반력 변인을 비교분석하였다.

1) 하지관절의 각도 변화

하지관절 각도의 변화는 본 연구결과에서 알 수 있듯이 발목관절의 움직임이 1보동안 0cm 보다 6cm, 9cm 힐 높이가 더 저축 굴곡된 상태로 보행하였다. 또한 무릎관절은 이벤틀 별 유의한 차이가 없었지만 그래프 변화 패턴을 살펴보면 9cm 힐 높이가 IC 이후 급격한 굴곡 형태와 마지막 지지기 이후 TTO에서 가장 신전되는 형태를 보였다. 이러한 결과는 발이 지면 접지 시 체중부하의 충격 감소를 위해 발목관절은 저축 굴곡되며 착지가 이루어져야 하지만, 6cm, 9cm는 이미 증가된 구두 힐의 구조적인 문제로 발목관절은 과도하게 저축 굴곡되어 착지하게 된다. Simonsen 등(2012)의 연구에서 하이힐의 착용은 발목의 불안정성을 증가시킨다고 보고하고 있어 높은 구두 힐 착용은 하지의 움직임이 일반적인 보행 패턴과 차이가 나타나 지면반력이 더 증가될 수 있음을 시사한다. 또한 착지 이후 무릎관절은 9cm 힐 높이가 더 굴곡 되는 형태를 보이고 있어 구두 힐 높이가 증가할수록 가자미근 활성도의 증가(윤정규 등, 2010) 및 상대적인 전족의 근 활동량 증가한다는 보고(McBride et al., 1991; Liu & Wang, 2004)와 비교해 볼 때 발목안정성을 해치고 하지의 큰 피로도가 더 가중될 수 있을 것으로 판단된다. 엉덩관절의 각도 변화에서도 그래프의 움직임 패턴 변화를 살펴보면 힐 높이 증가에 따라 9cm가 0cm 보다 굴/신 각도의 변화가 더 급격하게 이루어져 불규칙적인 양상을 보이고 있다.

이와 같이, 구두 힐 높이 증가로 인해 발생하는 발목관절의 저측 굴곡 각도와 무릎, 엉덩관절의 불규칙적인 움직임으로 장시간 보행이 이루어진다면 육체적인 부담과 불편감이 증가(이창민, 정희은, 2002; Hong et al., 2005)할 뿐만 아니라 발의 변형 및 근골격계에 이상을 초래(Frey, Thompson, & Smith, 1995; Lampe, Mitternacht, Steinhauser, Gerdsmeyer, & Gradinger, 2003)할 수 있다고 판단된다.

2) 동적 안정성의 변화

평지보행 시 구두 힐 높이변화에 따른 동적 안정성의 변화를 분석한 결과, 1보 길이와 신체중심위치의 전·후 변화는 구두 힐 높이 증가에 따라 감소되는 특징이 나타났다. 이는 Marchetti 등(2008)이 건강한 성인 남·여를 대상으로 기계가 장착된 복도를 걷게 하여 시간적, 공간적 걸음 특성을 조사한 결과 70cm로, 본 연구에서 0cm의 70.11cm가 유사한 결과를 보였다. 또한 구두 힐 높이 증가에 따라 1보 길이가 감소되어 신체중심위치의 전·후 변화 역시 비례적으로 감소되는 형태를 보이고 있어 과도한 발목의 저측 굴곡으로 동적 안정성이 저하되어 공중기 비율이 더 감소됨을 의미한다. 본 연구에서 신체중심의 보행 속도 또한 구두 힐 높이 증가에 따라 더 감소하는 형태를 보였다. 이는 일반적인 성인의 보행속도는 1.35-1.51m/sec(Hollman et al., 2007; Marchetti et al., 2008; Youdas et al., 2006)이며 여성의 경우 이보다 6% 느리기 때문에 1.28m/sec, 분당 73-81m/min의 속도로 보고하고 있다(Waters, Lunsford, Perry, & Byrd, 1988). 이와 비교해 볼 때 본 연구에서 0cm는 1보 동안 IC, HTO, TTO의 평균속도는 1.28m/sec로 정상적인 속도를 나타냈지만, 6cm, 9cm 힐 높이는 더 느린 속도를 나타내고 있다. 류재청 등(2013), McGraw, McCleanaghan, Williams, Dickerson과 Ward(2000)의 연구에서 높은 구두 힐 착용은 보행기동력에 제한이 나타나고 피로의 증가 및 발목관절에 영향이 미칠 수 있다고 보고한 바, 이러한 상태에서 장시간 보행은 피로가 더 가중될 수 있다고 판단된다.

한편 체간의 전·후, 좌·우 기울기각도를 1보 동안 소요된 시간으로 나눈 이탈치(excursion)로 자세안정성을 평가하였지만, 평지보행 시 구두 힐 높이변화에 따라 큰 변화는 없었다. 이러한 이유는 기울기각도가 급격하게 증가하더라도 높은 구두 힐 착용으로 1보 동안 소요시간이 길어져 큰 차이가 없는 것으로 생각된다. 하지만 이벤트 별 체간의 기울기 성향은 0cm가 6cm, 9cm 구두 힐 보다 더 큰 전경각 자세를 보였고, 특히 6cm는 체간의 좌·우 기울기가 더 증가되어 보행 안정성이 더 저하되는 경향을 보였다. Bruijn, Meijer, Dieën, Kingma와 Lamothe(2008)는 체간의 움직임 양상은 보행 동안 전반적인 효율성에 기여하고 수직적인 체간의 전방자세는 신체의 벡터를 전방으로 움직여 체중부하의 균형유지 및 무릎관절 안정화에 기여한다고 보고하고 있지만(Gore, Murray, Sepic, &

Gardner, 1975; Perry & Burnfield, 2010), 본 연구결과, 구두 힐 높이가 증가함에 따라 더 큰 후경각 자세가 나타나 동적 상태에서 체중부하의 불균형과 무릎관절의 안정화가 더 저하되는 것으로 판단된다. 이와는 반대로 9cm 힐 높이의 경우 0cm, 6cm와 비교하여 더 작은 좌·우 기울기가 나타났다. 이는 본 연구에서는 오른발 지지기를 분석하였기 때문에 체간의 우측 기울기가 이루어져 반대 왼쪽 골반을 상승시킴과 동시에 왼발의 공중기를 위한 보조적인 역할이 이루어져야 하지만, 9cm 힐 높이는 보행 기동성을 위해 작용되는 좌·우 보상작용에도 많은 제한이 발생하는 것으로 판단된다.

특히 지면반력 측정을 이용한 동적 안정성지수를 평가한 결과, 평지보행 시 구두 힐 높이 변화에 따라 큰 차이는 없었고, 압력의 중심(COP) 변인으로 분석한 ΔCOP_y 에서도 구두 힐 높이가 증가에 따라 큰 변화는 없었다. 하지만 ΔCOP_x 는 6cm, 9cm의 힐 높이가 0cm 보다 더 적은 움직임의 직선적인 경로를 나타냈고, 이에 따라 COP area도 더 감소하였다. 보행 동안 입각기가 시작되는 족저압 중심의 이동경로는 발뒤꿈치의 후·외측에서 중족부 내측을 지나 두 번째 중족골두를 통과 후 엄지발가락과 두 번째 발가락 사이에서 발의 전·내측 부위에서 끝이 난다고 하였다(김용재 등, 2004). 즉, 접지 시의 충격량을 분산시키기 위해 압력의 중심은 완만한 회내 동작을 수행하는 것이 효율적인 보행이라 할 수 있지만(김용재 등, 2004), 본 연구에서 6cm, 9cm 힐 높이에서 나타난 압력중심의 직선적인 경로는 신체 속도의 감속·추진을 위해 조절되는 발의 기전이 저하되는 것으로 생각된다. 또한 현승현과 류재청(2014a), Nyska 등(1996)의 연구결과와 같이 높은 구두의 힐 착용은 발뒤꿈치 착지 이후 전족 착지 시 신체의 전방 운동량증가 및 전족에 많은 부하가 발생하여 근골격계에 영향이 미칠 수 있다고 판단된다.

3) 지면반력 변인의 변화

지면반력 변인은 지면반력의 초기정점 즉, 최대 수직 지면반력과 제동력, 추진력 및 충격 부하율을 분석하였다. 병진운동이나 회전운동에 관계없이 신체의 움직임은 능동(active)과 수동(passive) 움직임으로 설명할 수 있는데 능동 움직임은 근 수축에 의해 유발된다고 할 수 있지만 수동 움직임은 능동력인 근수축 보다는 다른 원인인 중력에 의한 작용과 신장된 결합조직에 의해 유발된다(Neumann, 2009). 이에 지면반력에서 생성된 수동력(passive force)은 인대, 건 및 근육의 비 능동 요소(inactive component) 등에 의해 발생하며 능동력(active force)은 관절 근(articular muscle)의 수축에 의해 발생된다(류지선, 2013). 또한 힘이 보행 표면과 평행하게 일어나는 제동력과 추진력은 안정성을 위협하고 미끄러지는 결과를 낳을 수 있다. 따라서 본 연구에서는 지면반력 측정 시 발생하는 제동력과 추진력, 그리고 최대 수직 지면반력과 이러한 수직 충격력을 충격력이 발생한 시간으로

나누어 시간당 신체가 받아들이는 충격 부하율을 분석하였다.

분석 결과, 전·후 지면반력의 제동력과 추진력, 최대 수직 지면반력은 구두 힐 높이변화에 따라 유의한 차이는 없었지만 제동력과 최대 수직 지면반력은 6cm, 9cm 힐 높이가 0cm 보다 좀 더 큰 값을 보였다. 이러한 결과는 수직 반력과 추진력의 제동크기가 힐 높이가 증가에 따라 일정하게 커진다는 Stefanyshyn 등(2000)과 유사한 결과를 보여 구두 힐 높이가 증가할수록 신체가 받아들이는 충격유형이 더 증가함을 의미한다. 또한 높은 구두 힐 착용으로 발목의 불안정성은 관절의 움직임과 위치를 감지하는 능력 저하 및 국소적인 고유수용감각 변화를 초래하여 관절과 충추신경계 간의 작용기전이 감소된다고 보고한 바(Bullock-Saxton, 1994), 본 연구결과와 비교해 볼 때 높은 구두 힐 착용으로 과도한 발목의 저축 굴곡이 발생하고 불규칙해진 하지관절의 운동 메카니즘으로 발-지면 간 수직 높이가 감각을 인지하지 못하여 큰 충격력과 제동력이 발생되는 것으로 판단된다.

또한 힐 높이 증가에 따라 6cm, 9cm가 0cm 보다 추진력이 더 증가되는 결과가 나타난 바, 이는 능동력이 더 발현되는 것으로 관절 근수축에 의해 발생하게 되는데(Hatze, 1997), 손중상, 최희석, 황석재와 김영호(2007), 윤정규 등(2011)이 힐 높이가 증가할수록 가자미근 활성도는 유의하게 높다고 보고하고 있어 장시간 보행은 피로의 가속화가 더 가중될 수 있다고 생각된다. 충격 부하율 역시 구두 힐 높이 증가에 따라 본 연구에서 제동력과 최대 수직 지면반력이 더 증가되는 만큼, 단위시간당 신체가 받아들이는 충격 부하율이 더 증가되는 형태를 나타냈다. 이에 큰 충격율과 일시적인 스트레스 파들은 연골 조직 파열 및 퇴행성 골다공증 유발에 주요 요인들이라고 제기된다는 보고(류지선, 2010a; Robbins, Waked, & Krouglicof, 2001; Syed & Davis, 2000; Radin, 1982)와, 이동운동 시 부상과 충격 부하사이의 관계는 밀접한 관련이 있다고 보고한 바(Hreljac, Marshall, & Hume, 2000; Milgrom et al., 1992; Collins & Whittle, 1989), 뒤 굽이 높은 구두 힐 착용 후 장시간 보행은 잠재적인 발목 부상에도 영향이 미칠 수 있다고 판단된다.

이와 같이 평지보행 시 뒤 굽이 높은 구두 힐의 착용은 불규칙적인 하지관절의 움직임 변화와 동적 안정성이 감소되고 신체 및 하지가 받아들이는 충격력과 제동력이 더 증가함을 알 수 있었다. 하지만 더욱 중요한 사실은 높은 하이힐을 착용한 여성들은 평지에서만 보행이 이루어지지 않는다는 것이다. 평지보행과 마찬가지로 일상생활에서 가장 많이 이용되고 있는 계단보행은 더 많은 동적 안정성과 힘을 필요로 하기 때문에 구두 힐 높이변화에 따른 계단 보행 특성분석은 동적 안정성 확보와 낙상예방을 위해 매우 필요한 연구라 생각된다.

IV. 연구 II: 여성들의 계단보행 시 구두 힐 높이변화에 따른 보행특성 비교분석

1. 연구의 목적

연구 I 은 평지보행 시 여성들이 착용하는 구두 힐 높이변화에 따른 보행특성을 비교분석하였다. 하지만 보행은 평지뿐만 아니라 여러 지면의 조건에서 발생하게 된다. 특히 수직축(Z axis)에서 상향·하향 방향으로 신체의 이동을 위한 계단보행은 평지보행과 같이 매우 빈번하게 발생하고 있다. 계단보행의 특성은 인체의 가속으로 인한 충격력의 크기와 유형이 다르게 나타나며, 경사에 따라 하지 운동 메커니즘이 달라진다(김유신 등, 2006). 또한 Protopadak 등(2007)은 정상 성인들의 경우 계단을 내려가는 것보다 오르는 동작에서 생체역학적인 작업이 더욱 요구되며, 몸의 균형을 유지하면서 수평이동과 수직 상승을 하기 때문에 평지보행에 비해 더 많은 하지의 힘과 근력을 필요로 한다(전현민, 류지선, 2008).

특히 연구 I 의 결과를 종합해 볼 때, 높은 구두 힐의 착용은 하지관절의 불규칙적인 움직임과 동적 안정성의 저하, 충격력 및 제동력이 더 증가하는 경향을 나타내고 있다. 이에 더 많은 신체의 능력이 발휘되는 계단에서 오르기와 내리기의 보행특성 분석은 보행 안정성을 위해 매우 중요하다고 할 수 있다. 따라서 연구 II의 목적은 계단 오르기와 내리기 시 구두 힐 높이변화에 따른 보행특성을 비교분석하기 위해 실시하였다.

2. 연구의 문제

연구 II의 목적을 해결하기 위해 다음과 같은 연구문제를 설정하였다.

- 1) 계단보행 시 구두 힐 높이증가에 따라 하지관절의 각도변화에 차이가 나타나는가?
- 2) 계단보행 시 구두 힐 높이증가에 따라 동적 안정성변화에 차이가 나타나는가?
- 3) 계단보행 시 구두 힐 높이증가에 따라 지면반력 변인에 차이가 나타나는가?

3. 연구대상

연구 II의 목적을 달성하기 위해 성인여성 10명을 대상으로 선정하였다<Table 19>. 특히 계단제작 시 단 너비가 26cm로 각 대상자들이 지면반력 위에 발 전체 착지를 유도 위하여 26cm 보다 적은 발길이를 확인하였고, 평지보행 시 정상족의 후족 착지형과 최근 1년 이내 척추수술 및 슬관절이나 발목관절 등의 손상 또는 족부 질환이 없었으며 보행에 이상이 없는 대상자들로 선정하였다. 또한 각 대상자별 하이힐 구두의 착용 기간이 연구 결과에 영향이 미칠 가능성을 배제하기 위해 평소에 하이힐 구두를 즐겨신지 않는 대상자들로 국한하였다(류지선, 2010a). 특히, 본 연구에 참가할 모든 대상자들에게 연구의 취지와 목적을 충분히 설명하고 피험자가 자발적으로 실험참가 동의서에 서명한 후 실시하였다.

Table 19. Characteristics of the subjects(n=10)

Subjects	Section	Age (yrs)	Height (cm)	Body mass (kg)	Foot length (cm)	Foot width (cm)
1		22	168.51	59.65	23.21	8.21
2		22	169.40	59.80	23.12	9.11
3		22	166.15	60.20	23.92	9.02
4		22	169.26	59.13	23.57	9.05
5		22	167.13	60.12	24.10	8.98
6		22	163.59	50.68	23.50	9.01
7		23	163.51	53.60	23.10	8.50
8		22	162.38	55.96	23.32	9.12
9		23	167.56	52.32	23.51	8.54
10		23	168.51	58.82	24.97	9.00
M±SD		22.30±0.48	166.60±2.58	57.02±3.60	23.63±0.57	8.85±0.31

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

4. 실험도구

본 연구를 수행하기 위한 영상촬영·분석장비, 지면반력기 등의 실험도구와 구두의 힐 높이 변화 및 형태, 인체관절점의 마커부착위치, 운동학적·운동역학적 변인의 산출방법, 보행 동작의 이벤트 및 분석국면은 연구 I 과 동일하게 설정하였고, 지면조건에 따른 실험환경(계단제작)과 실험상황 및 통계처리방법은 실험환경 조건을 고려하여 다음과 같이 설계하였다.

계단보행을 위해 <Figure 30>과 같이 나무박스를 이용하여 높이 18cm, 최소너비 26cm, 폭 90cm로 계단을 제작하였고(윤석훈, 2008; 한진태, 2008), 지면반력 설치는 계단내리기 시 마지막 지면(평지) 착지 지점(A)과 계단을 오를 때 첫 발이 닿는 지점(B)에 설치하였다. 또한 실험 도중 낙상의 위험을 고려하여 매트를 계단 양옆 위치에 배치하였다. 특히 지면 반력을 첫 번째 계단에 설치 시 계단규격의 너비는 26cm로 지면반력기의 너비 46.2cm가 더 큰 형태를 보인다. 따라서 계단 제작 시 이러한 점을 고려하여 양쪽 박스 위에 긴 판을 고정하여 지면반력기와 다음 계단과의 높이를 확보 하였다. 이는 보행동작 시 측정되는 힘과 압력 이외에 오류를 받아들이지 못하게 공간을 확보하는 것이며, 추가로 계단의 높이를 기준선으로 설정하여 지면반력기를 고정 및 제작하였다<Figure 31>.

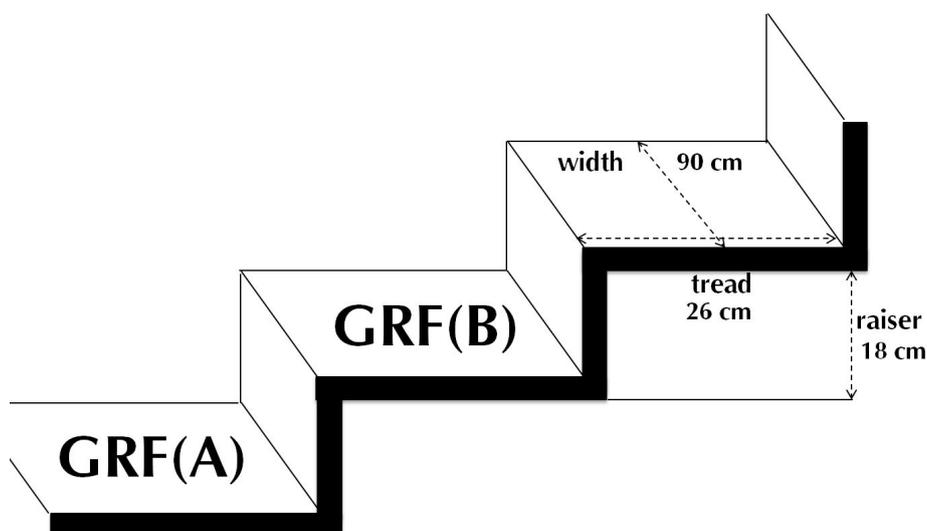


Figure 30. Stair structure

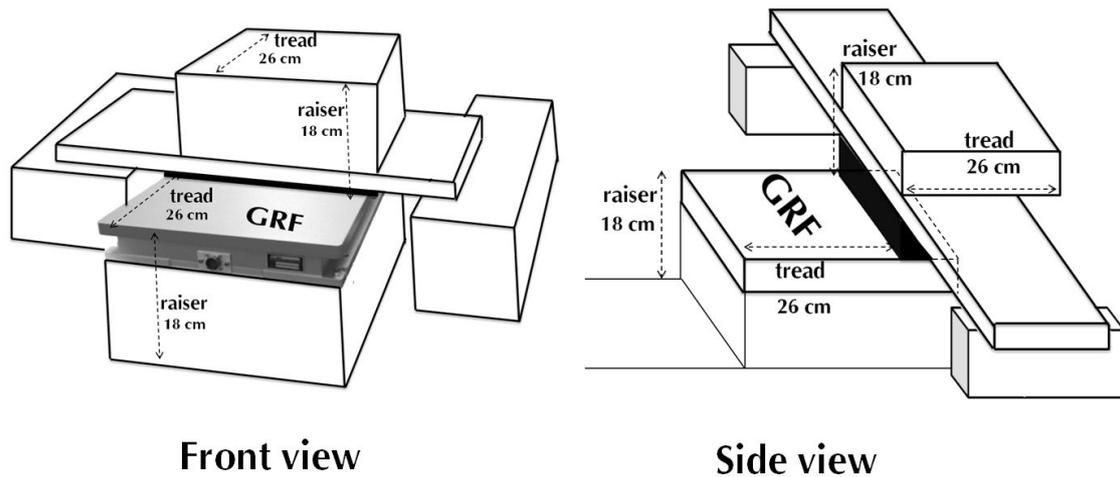


Figure 31. Experimental equipments during stair walking(GRF)

5. 실험상황

계단에서 보행속도는 실험 시 측정판 위에서 인위적 하지동작을 일으키거나 보행속도를 느리게 함으로써 자료가 변경될 수 있으며(Perry & Burnfield, 2010) 반복측정이 이루어지기 때문에 자신이 가장 편안한 자기선택속도(self-selected speed)를 요청하였다(류재청 등, 2013; 하종규, 2009; 류지선, 2007; Buzzi et al., 2003; Stergiou et al., 2004). 이때 계단 보행구간은 평지-계단 1단 구간으로 설정하였고, 각 대상자들의 계단보행 특성을 유도하기 위하여 계단 오르기 시 계단과 근접거리 및 계단 내리기 시 마지막 착지거리는 통제하지 않았다(류재청, 현승현, 2013b).

특히 계단을 오르는 동안 지면반력 변인들을 분석하기 위해 발은 계단 너비에 완전히 위치한 경우를 분석대상으로 선정하였고, 보행동안 자연스러운 보행을 위해 각 구두 힐 높이별 5분간 충분히 연습 후 실시하였다. 추가로 좌표설정은 보행의 진행방향을 Y축(axis), 진행의 좌·우축을 X축(axis), 수평과 좌·우 방향에 대한 수직을 Z축(axis)으로 설정하였다.

6. 자료처리 및 통계처리

계단보행 시 구두 힐 높이변화에 따른 운동학적·운동역학적 변인들의 산출된 자료는 통계패키지 PASW Ver 18.0 program(IBM Inc., USA)을 이용하여 각 이벤트 및 국면에 따른 평균과 표준편차($M \pm SD$)를 산출하였다. 이후 계단 오르기와 내리기 시 구두 힐 높이(0cm, 6cm, 9cm)변화에 따라 각각 일원변량분석(one-way analysis of variance/ANOVA)을 실시 후 유의한 차이를 발견 시 사후검증(post hoc test: Duncan)을 실시하였다. 이때 모든 통계적 유의수준은 $\alpha = .05$ 로 설정하였다.



7. 연구결과

연구 II에서 계단보행 시 구두 힐 높이변화에 따른 보행특성의 운동학적·운동역학적 분석결과는 다음과 같다.

1) 하지관절의 각도변화

(1) 발목관절 각도

계단 오르고 내리기 시 구두 힐 높이변화에 따른 발목관절 각도의 변화는 <Table 20>과 같다. 계단 오르기 시 IC, HTO에서 구두 힐 높이증가에 따라 0cm 보다 6cm, 9cm가 더 저축 굴곡된 형태를 보여 유의한 차이가 나타났고, TTO는 큰 차이는 없는 것으로 나타났다. 계단 내리기 시에는 IC, HTO, TTO에서 구두 힐 높이 증가에 따라 더 저축 굴곡된 형태를 보여 유의한 차이가 나타났다.

<Figure 32>는 계단 오르고 내리기 시 구두 힐 높이변화에 따른 발목관절의 각도변화이며, HTO 시점은 각각 0cm, 6cm, 9cm의 평균값을 사용하여 그림으로 나타낸 것이다. 특히 IC에서 0cm가 6cm와 9cm 힐 높이와 비교하여 계단 오르는 가장 배축 굴곡된 형태를 보여주고 있고, 계단 내리기 시에는 가장 저축 굴곡된 형태를 보여주고 있다.

Table 20. Dorsiflexion/plantarflexion angle of ankle according to the shoe's heel heights during upward and downward stairs(unit: degree)

Event	Heel height(cm)			F	p	Duncan	
	0cm	6cm	9cm				
Up	IC	88.43±6.62	108.50±4.98	110.35±4.80	48.412	.001	9>0
	HTO	89.03±5.50	101.60±6.66	103.15±6.47	15.442	.001	6, 9>0
	TTO	125.29±6.21	124.37±6.37	125.61±5.53	.113	.893	NS
Down	IC	113.69±6.63	124.18±4.51	127.73±4.50	18.934	.001	6, 9>0
	HTO	80.63±6.80	98.36±7.89	101.29±5.91	26.155	.001	6, 9>0
	TTO	104.75±9.66	112.69±7.25	117.15±4.36	7.185	.003	6, 9>0

NOTE: Values are mean(M)±standard deviation(SD), NS: no significant difference, Up(upward stairs), Down(downward stairs), event: IC(initial contact), HTO(heel take-off), TTO(toe take-off)

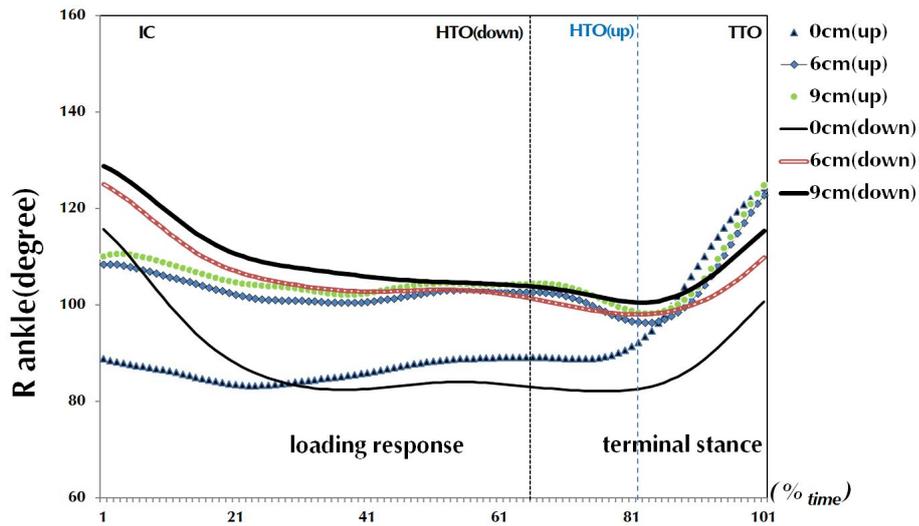


Figure 32. Angle of ankle according to the shoe's heel heights during upward and downward stairs

(2) 무릎관절 각도

계단 오르고 내리기 시 구두 힐 높이변화에 따른 각 이벤트 별 무릎관절 각도의 변화는 <Table 21>과 같다. 계단 오르는 IC, HTO는 힐 높이 증가에 따라 유의한 차이는 없었지만, TTO는 구두 힐 높이 증가에 따라 6cm, 9cm가 0cm 보다 더 신전되는 형태를 보여 유의한 차이가 나타났다. 계단 내리기 시 IC는 구두 힐 높이 증가에 따라 6cm, 9cm가 0cm 보다 더 굴곡되는 형태를 보여 유의한 차이가 나타났고, HTO는 큰차이는 없는 것으로 나타났다. TTO는 구두 힐 높이 증가에 따라 6cm, 9cm가 0cm 보다 더 신전된 형태를 보여 유의한 차이를 나타냈다.

Table 21. Flexion/extension angle of knee according to the shoe's heel heights during upward and downward stairs(unit: degree)

Event	Heel height(cm)			F	p	Duncan	
	0cm	6cm	9cm				
Up	IC	106.16±4.76	103.29±6.40	100.45±6.48	2.308	.119	NS
	HTO	161.43±6.74	160.94±3.88	158.01±4.75	1.233	.307	NS
	TTO	160.47±11.67	168.31±1.81	168.77±2.54	4.472	0.21	6, 9>0
Down	IC	166.01±3.05	161.52±4.62	160.46±4.51	5.115	.013	0>6, 9
	HTO	157.92±7.28	160.76±6.92	157.12±7.54	.696	.507	NS
	TTO	124.67±8.16	131.98±9.89	134.12±7.05	3.438	.047	6, 9>0

NOTE: Values are mean(M)±standard deviation(SD), NS: no significant difference, Up(upward stairs), Down(downward stairs), event: IC(initial contact), HTO(heel take-off), TTO(toe take-off)

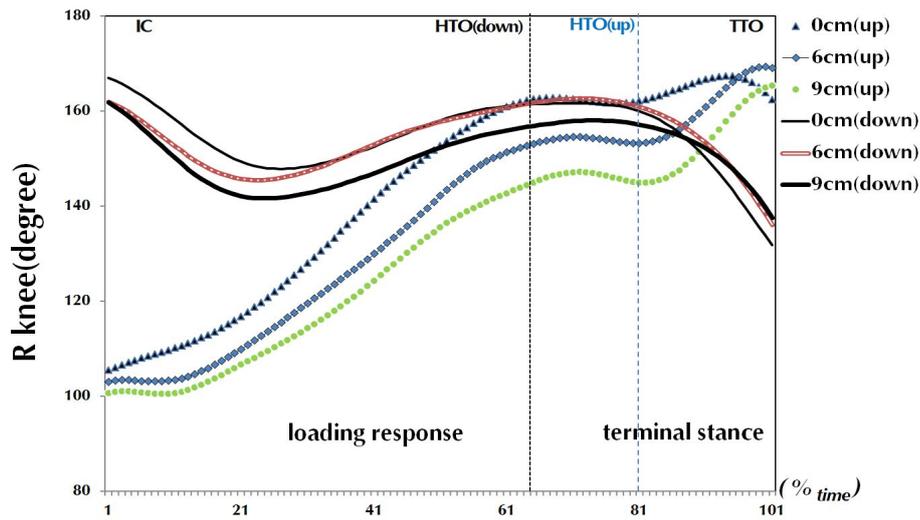


Figure 33. Angle of knee according to the shoe's heel heights during upward and downward stairs

<Figure 33>은 계단 오르고 내리기 시 구두 힐 높이변화에 따른 무릎관절의 각도 변화이며, HTO 시점은 각각 0cm, 6cm, 9cm의 평균값을 사용하여 그림으로 나타낸 것이다. 계단 오르기에서 0cm가 6cm, 9cm 힐 높이보다 더 신전된 형태를 유지하여 보행하는 형태를 보여주고 있다. 또한 계단 내리기는 0cm가 6cm, 9cm 힐 높이 보다 IC 이후 부하반응기 시 더 신전된 형태를 유지하다가, 추진기 이후 TTO에서 가장 굴곡된 형태를 보여주고 있다.

(3) 엉덩관절 각도

계단 오르고 내리기 시 구두 힐 높이변화에 따른 각 이벤트 별 엉덩관절 각도의 변화는 <Table 22>와 같다. 계단 오르기에서 IC, HTO, TTO는 구두 힐 높이 증가에 따라 유의한 차이는 없었지만, IC는 6cm, 9cm가 0cm 보다 더 굴곡된 형태를 나타냈다. 계단 내리기 시에도 IC, HTO, TTO는 구두 힐 높이 증가에 따라 유의한 차이는 없었지만, HTO는 6cm, 9cm가 0cm 보다 더 굴곡된 형태를 나타냈다.

<Figure 34>는 계단 오르고 내리기 시 구두 힐 높이변화에 따른 엉덩관절의 각도변화이며, HTO 시점은 각각 0cm, 6cm, 9cm의 평균값을 사용하여 그림으로 나타낸 것이다. 계단 오르기에서 0cm가 6cm, 9cm 힐 높이보다 더 신전된 형태로 보행하였고, 계단 내리기는 0cm가 6cm, 9cm 힐 높이 보다 부하반응기 시 더 신전된 형태를 보여주고 있다.

Table 22. Flexion/extension angle of hip according to the shoe's heel heights during upward and downward stairs(unit: degree)

Event	Heel height(cm)			F	p	Duncan	
	0cm	6cm	9cm				
Up	IC	117.80±7.17	111.64±8.86	107.14±8.99	.004	.996	NS
	HTO	166.85±3.64	165.45±2.31	163.99±2.43	1.768	.190	NS
	TTO	162.62±4.82	165.17±3.50	165.84±2.15	.056	.946	NS
Down	IC	162.55±2.67	162.57±3.36	162.46±3.50	.004	.996	NS
	HTO	162.15±7.80	153.61±12.01	155.55±11.59	1.768	.190	NS
	TTO	152.87±9.74	151.98±9.97	153.39±9.04	.056	.946	NS

NOTE: Values are mean(M)±standard deviation(SD), NS: no significant difference, Up(upward stairs), Down(downward stairs), event: IC(initial contact), HTO(heel take-off), TTO(toe take-off)

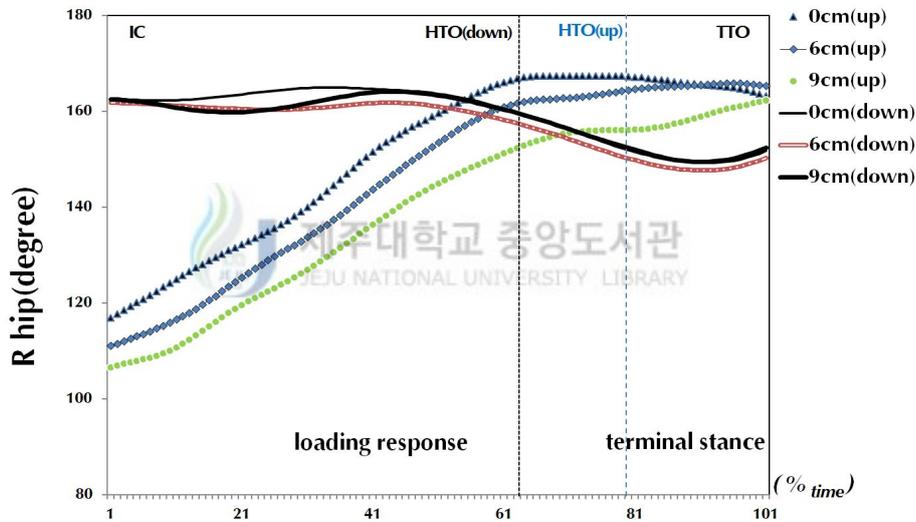


Figure 34. Angle of hip according to the shoe's heel heights during upward and downward stairs

2) 동적 안정성의 변화

(1) 1보 길이

1보 길이는 계단 오르기 시 평지에 왼발 착지부터 계단 1단에 오른발이 착지되는 시점까지의 수평거리이며, 계단 내리기는 마지막 계단 1단에 왼발 착지부터 오른발이 평지에 착지되는 시점까지의 수평거리를 분석하였다<Table 23>. 계단 오르기과 내리기 시 구두

Table 23. Length of 1 step according to the shoe's heel heights during upward and downward stairs(unit: cm)

Section	Heel height(cm)			F	p	Duncan	
	0cm	6cm	9cm				
1 step	Up	42.21±4.15	44.37±3.74	42.96±4.56	.697	.507	NS
	Down	47.71±2.57	48.51±1.79	49.68±3.07	1.517	.237	NS

NOTE: Values are mean(M)±standard deviation(SD), NS: no significant difference, 1 step: L foot contact ~ R foot contact

힐 높이 증가에 따라 유의한 차이는 없었지만, 계단 내리기는 6cm, 9cm가 0cm보다 1보 길이가 더 길게 나타났다.

<Figure 35>는 계단 오르기과 내리기 시 구두 힐 높이변화에 따른 1보 길이를 그림으로 나타낸 것이다. 계단 오르기 시 1보 길이는 큰 차이는 없었지만, 계단 내리기 시에는 구두 힐 높이증가에 따라 1보 길이도 더 증가되는 형태를 보여주고 있다. 이는 힐 높이가 증가되는 만큼 신체중심의 높이도 증가되어 공중기 비율이 더 증가되는 결과로 생각된다.

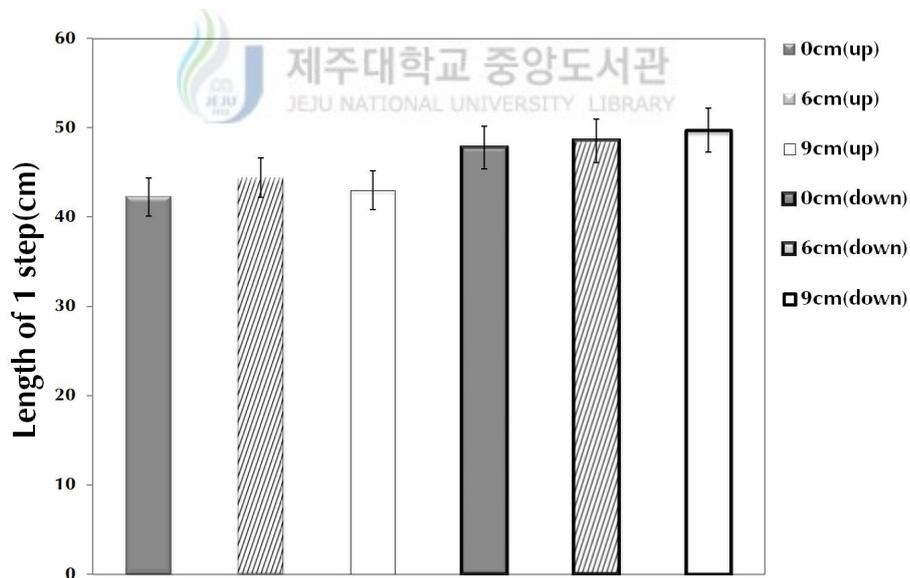


Figure 35. Length of 1 step according to the shoe's heel heights during upward and downward stairs

② 신체중심위치의 전·후 변화

계단 오르기과 내리기 시 구두 힐 높이변화에 따른 신체중심위치의 전·후 변화는

Table 24. Horizontal displacement of COM according to the shoe's heel heights during upward and downward stairs(unit: cm)

Section	Heel height(cm)			F	p	Duncan	
	0cm	6cm	9cm				
COM(Y)	Up	52.19±5.25	52.08±4.06	52.69±3.19	.058	.944	NS
	Down	63.52±4.30	66.93±4.51	64.73±5.67	1.254	.301	NS

NOTE: Values are mean(M)±standard deviation(SD), NS: no significant difference, COM(center of mass), horizontal displacement of COM: IC ~ TTO

<Table 24>와 같다. 계단 오르기 시 구두 힐 높이 증가에 따라 유의한 차이는 없었지만, 계단 내리기는 구두 힐 높이 증가에 따라 신체중심위치의 전방이동거리도 더 증가되는 것으로 나타났다<Figure 36>.

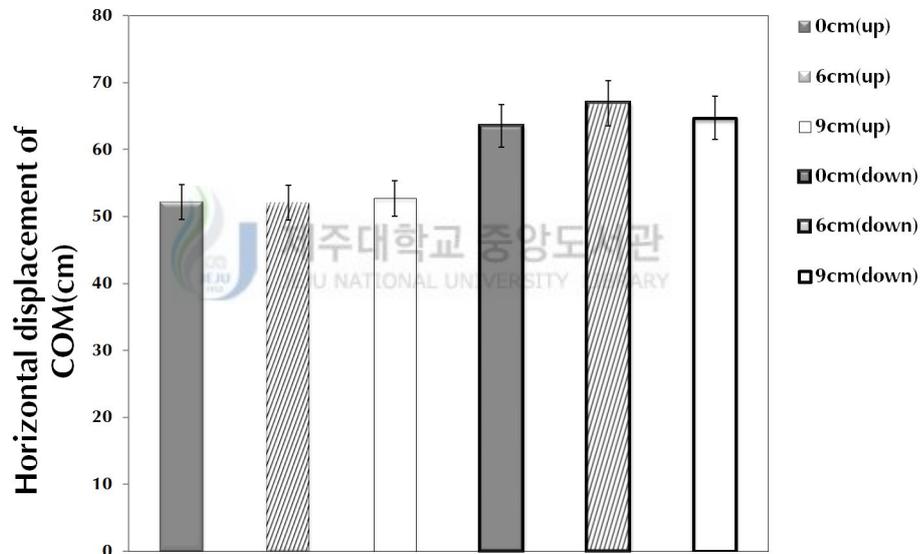


Figure 36. Horizontal displacement of COM according to the shoe's heel heights during upward and downward stairs

(3) 신체중심속도의 전·후 변화

계단보행 동안 구두 힐 높이변화에 따른 각 이벤트 별 신체중심속도의 전·후 변화는 <Table 25>와 같다. 계단 오르기는 IC, HTO, TTO에서 구두 힐 높이 증가에 따라 유의한 차이는 없었지만, 0cm가 6cm, 9cm보다 신체중심속도는 더 빠르게 나타났다. 계단 내리기는 IC, HTO, TTO에서 구두 힐 높이 증가에 따라 유의한 차이는 없었지만, 구두 힐 높이 증가에 따라 6cm, 9cm가 0cm 보다 더 빠르게 나타났다.

Table 25. Velocity of COM according to the shoe's heel heights during upward and downward stairs(unit: cm/sec)

Event	Heel height(cm)			F	p	Duncan	
	0cm	6cm	9cm				
Up	IC	68.43±9.37	64.81±10.96	67.22±7.66	.384	.944	NS
	HTO	62.40±12.97	54.44±7.46	61.65±7.87	2.028	.151	NS
	TTO	70.95±11.86	61.51±7.92	63.61±7.87	2.449	.105	NS
Down	IC	104.54±13.02	101.05±13.30	111.67±11.55	.1833	.179	NS
	HTO	108.54±10.86	121.22±20.36	112.03±10.15	2.026	.151	NS
	TTO	137.68±22.68	155.65±16.24	150.38±18.47	2.287	.121	NS

NOTE: Values are mean(M)±standard deviation(SD), NS: no significant difference, Up(upward stairs), Down(downward stairs), event: IC(initial contact), HTO(heel take-off), TTO(toe take-off)

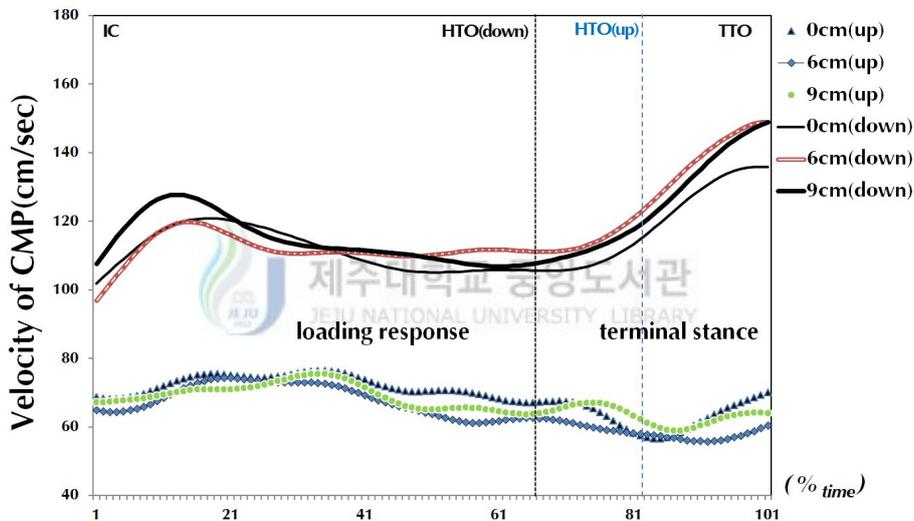


Figure 37. Velocity of COM according to the shoe's heel heights during upward and downward stairs

<Figure 37>은 계단 오르기과 내리기 시 구두 힐 높이변화에 따른 신체중심위치의 전·후속도 변화이며, HTO 시점은 각각 0cm, 6cm, 9cm의 평균값을 사용하여 그림으로 나타낸 것이다. 계단 오르기 시에는 구두 힐 높이변화에 따라 큰 차이는 없었지만, 계단 내리기는 9cm, 6cm가 0cm보다 더 빠른 신체중심의 속도를 보여주고 있다.

(4) 체간의 전·후 기울기각도

계단보행 동안 구두 힐 높이변화에 따른 각 이벤트 별 체간의 전·후 기울기각도의 변화는 <Table 26>과 같다. 전·후 기울기각도는 IC, HTO, TTO에서 유의한 차이는 없었지만,

Table 26. Front-rear angle according to the shoe's heel heights during upward and downward stairs(unit: degree)

Event	Heel height(cm)			F	p	Duncan	
	0cm	6cm	9cm				
Up	IC	2.48±5.18	2.75±3.48	4.33±4.61	.497	.614	NS
	HTO	5.25±5.56	5.17±5.53	7.39±5.11	.544	.586	NS
	TTO	6.89±4.41	5.72±5.36	8.03±4.18	.607	.552	NS
Down	IC	-13.17±3.76	-14.74±5.03	-15.18±5.45	.484	.621	NS
	HTO	-11.66±3.95	-13.50±5.71	-13.89±5.31	.553	.582	NS
	TTO	-13.04±4.78	-14.22±4.69	-14.67±5.55	.292	.749	NS

NOTE: Values are mean(M)±standard deviation(SD), NS: no significant difference, Up(upward stairs), Down(downward stairs), event: IC(initial contact), HTO(heel take-off), TTO(toe take-off)

구두 힐 높이에 따라 9cm가 0cm, 6cm 보다 더 큰 전경각 자세를 나타냈고, 계단 내리기는 구두 힐 높이에 따라 9cm, 6cm가 0cm 보다 더 큰 후경각 자세를 나타냈다.

<Figure 38>은 계단 오르기과 내리기 시 구두 힐 높이변화에 따른 체간의 전·후 기울기 각도이며, HTO 시점은 각각 0cm, 6cm, 9cm의 평균값을 사용하여 그림으로 나타낸 것이다. 계단 오르기 시에는 9cm 힐 높이가 6cm, 0cm 보다 더 큰 전경각 자세를 유지하여 보행하는 형태를 보여주고 있다. 또한 계단 내리기 시에는 6cm, 9cm 힐 높이가 0cm보다 더 큰 후경각 자세를 유지하여 보행하는 형태를 보여주고 있다.

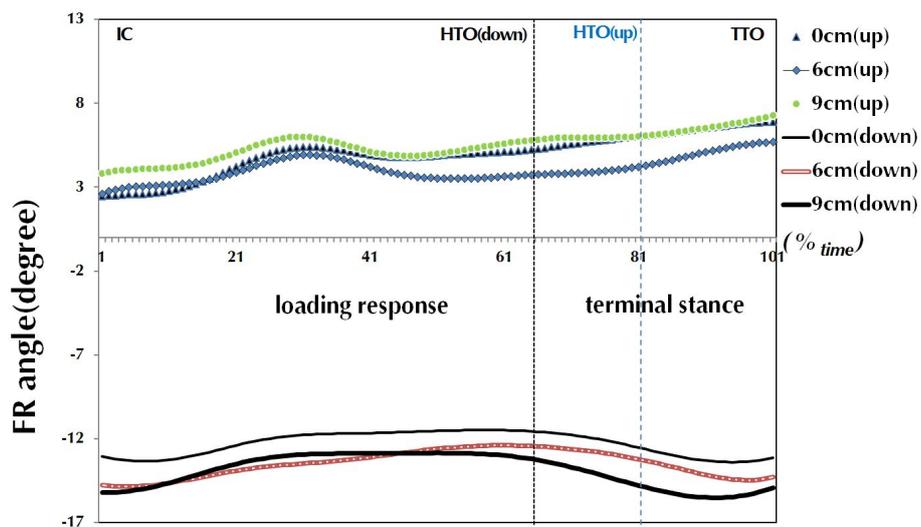


Figure 38. FR angle according to the shoe's heel heights during upward and downward stairs

(5) 체간의 좌·우 기울기각도

계단보행 동안 구두 힐 높이변화에 따른 각 이벤트 별 체간의 좌·우 기울기각도의 변화는 <Table 27>과 같다. 계단 오르기 시 IC, HTO, TTO에서 구두 힐 높이 증가에 따라 유의한 차이는 없었지만, 계단 내리기는 HTO, TTO에서 구두 힐 높이 증가에 따라 더 큰 좌경각 자세를 나타냈다.

Table 27. Left-right angle according to the shoe's heel heights during upward and downward stairs(unit: degree)

Section	Heel height(cm)			F	p	Duncan	
	0cm	6cm	9cm				
Up	IC	2.51±1.96	3.18±3.92	2.58±2.81	.149	.862	NS
	HTO	0.98±2.97	0.67±2.20	0.50±1.53	.111	.895	NS
	TTO	2.62±2.88	2.66±2.35	2.92±2.16	.044	.957	NS
Down	IC	0.14±1.13	1.69±1.97	0.72±1.89	1.861	.175	NS
	HTO	2.00±2.93	4.35±2.30	2.39±2.63	2.293	.120	NS
	TTO	2.53±3.15	4.60±3.60	3.71±2.85	1.392	.266	NS

NOTE: Values are mean(M)±standard deviation(SD), NS: no significant difference, Up(upward stairs), Down(downward stairs), event: IC(initial contact), HTO(heel take-off), TTO(toe take-off)

<Figure 39>는 계단 오르기과 내리기 시 구두 힐 높이변화에 따른 체간의 좌·우 기울기각도이며, HTO 시점은 각각 0cm, 6cm, 9cm의 평균값을 사용하여 그림으로 나타낸 것이다. 계단 오르기 시에는 9cm 힐 높이가 6cm, 0cm 보다 더 HTO 시 더 큰 좌경각 자세를 유지하여 보행하는 형태를 보여주고 있다. 또한 계단 내리기 시에는 6cm, 9cm 힐 높이가 0cm와 비교하여 마지막 지지기에서 불규칙적이 움직임 형태를 보여주고 있다.

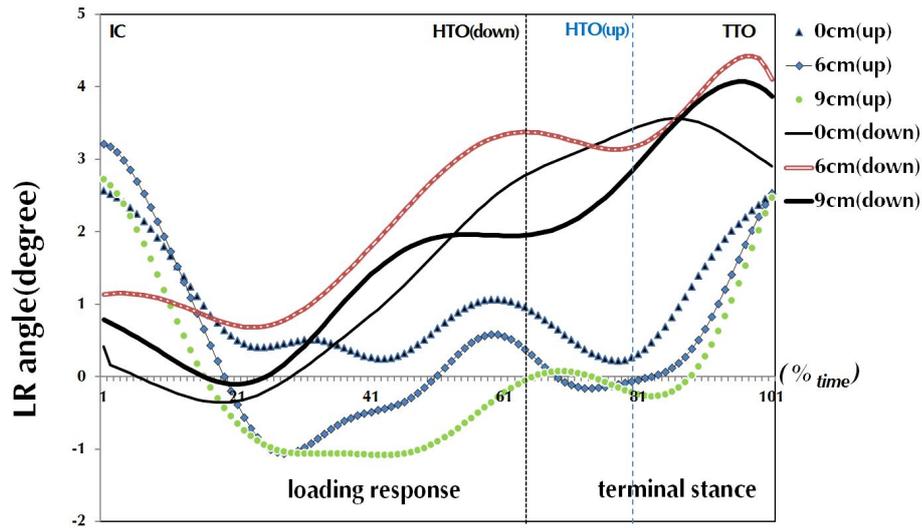


Figure 39. LR angle according to the shoe's heel heights during upward and downward stairs

(5) 체간의 전·후/ 좌·우 기울기를 이용한 자세안정성 평가

계단보행 동안 구두 힐 높이변화에 따른 전·후, 좌·우 기울기각도를 이용한 안정성평가 결과는 <Table 28>과 같다. 계단 오르기에서 F-RAE, L-RAE는 구두 힐 높이 증가에 따라 유의한 차이는 없었지만, 계단 내리기에서 F-RAE, L-RAE는 구두 힐 높이 증가에 따라 0cm 보다 6cm, 9cm의 안정성지수가 더 높게 나타났다.

Table 28. FR·LR angle excursion according to the shoe's heel heights during upward and downward stairs

Section		Heel height(cm)			F	p	Duncan
		0cm	6cm	9cm			
Up	F-RAE	8.04±7.26	8.24±7.56	8.72±6.11	.023	.977	NS
	L-RAE	3.69±1.16	3.62±2.07	2.33±1.09	2.563	.096	NS
Down	F-RAE	22.21±7.14	24.20±10.07	25.70±10.53	.349	.709	NS
	L-RAE	4.94±2.05	6.31±2.93	4.43±2.09	1.644	.212	NS

NOTE: Values are mean(M)±standard deviation(SD), NS: no significant difference, Up(upward stairs), Down(downward stairs)

<Figure 40>은 계단 오르기 시 F-RAE와 L-RAE의 변화를 그림으로 나타낸 것이다. 구두 힐 높이변화에 따라 자세안정성은 큰 변화는 보이지 않았다. 계단 오르기는 구두 힐

높이증가에 따라 더 느려지는 속도로 인해 안정성의 변화에 큰 영향이 없는 것으로 생각된다. <Figure 41>은 계단 내리기 시 F-RAE와 L-RAE의 변화를 그림으로 나타낸 것이다. 계단 내리기 시 구두 힐 높이증가에 따라 F-RAE는 6cm, 9cm 힐 높이가 안정성은 더 감소되는 형태를 보여주고 있다. 이는 구두 힐 높이증가에 따라 체간의 전·후 기울기 성향이 더 증가함을 의미한다.

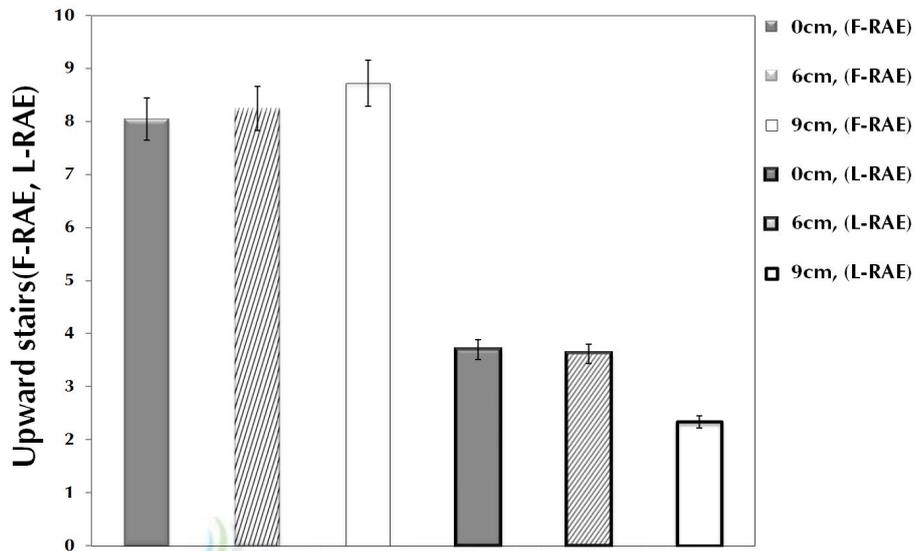


Figure 40. F-RAE and L-RAE according to the shoe's heel heights during upward stairs

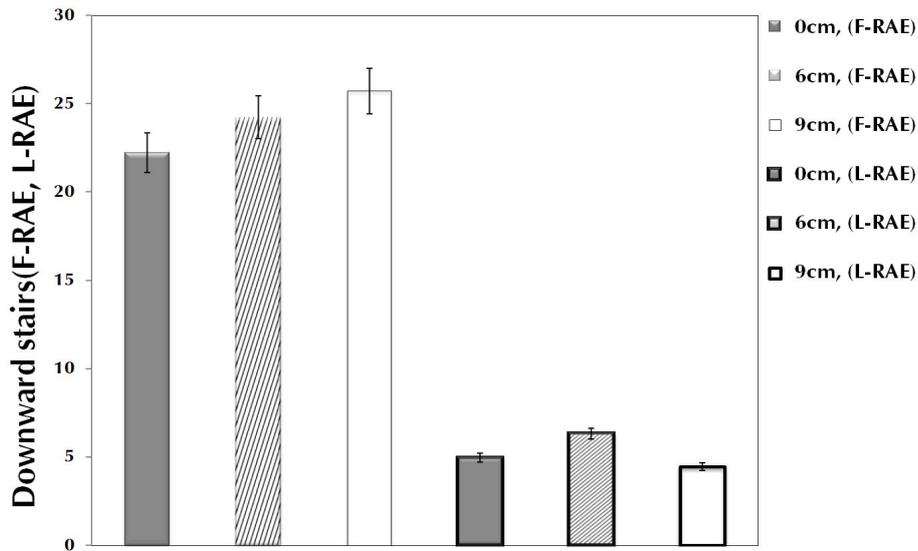


Figure 41. F-RAE and L-RAE according to the shoe's heel heights during downward stairs

(6) 압력중심의 변인(ΔCOP_x , ΔCOP_y , COP area)

계단보행 동안 구두 힐 높이변화에 따른 각 이벤트 별 ΔCOP_x , ΔCOP_y , COP area의 변화는 <Table 29>와 같다. 계단 오르기에서 ΔCOP_x 는 구두 힐 높이 증가에 따라 0cm가 6cm, 9cm 보다 좌우움직임의 변화량이 더 크게 유의한 차이가 나타났고, ΔCOP_y 는 0cm가 6cm, 9cm 보다 더 큰 변화를 보여 유의한 차이를 나타냈다. COP area에서도 구두 힐 높이 증가에 따라 6cm, 9cm가 0cm 보다 더 작은 면적을 보여 유의한 차이가 나타났다.

계단 내리기에서 ΔCOP_x 는 구두 힐 높이 증가에 따라 0cm가 6cm, 9cm 보다 좌우 움직임을 변화량이 더 크게 유의한 차이가 나타났고, ΔCOP_y 는 유의한 차이는 없었지만, 0cm가 6cm, 9cm 보다 더 큰 변화를 나타냈다. 또한 COP area은 구두 힐 높이 증가에 따라 6cm, 9cm가 0cm 보다 더 작은 면적을 보여 유의한 차이가 나타났다.

Table 29. Center of pressure variables according to the shoe's heel heights during upward and downward stairs

Section	Heel height(cm)			F	p	Duncan	
	0cm	6cm	9cm				
Up	$\Delta\text{COP}_x(\text{cm})$	2.41±0.70	1.52±1.10	1.44±0.64	7.343	.003	0>6, 9
	$\Delta\text{COP}_y(\text{cm})$	12.94±1.28	10.43±1.10	10.14±2.65	7.170	.003	0>6, 9
	COP area(cm ²)	31.69±12.08	15.78±4.93	14.66±7.54	11.999	.001	0>6, 9
Down	$\Delta\text{COP}_x(\text{cm})$	3.16±0.67	1.92±0.34	1.91±0.39	21.426	.001	0>6, 9
	$\Delta\text{COP}_y(\text{cm})$	14.01±0.89	13.26±2.36	12.37±2.68	1.500	.241	NS
	COP area(cm ²)	44.28±9.06	25.56±6.78	23.06±12.47	19.900	.001	0>6, 9

NOTE: Values are mean(M)±standard deviation(SD), NS: no significant difference, Up(upward stairs), Down(downward stairs)

<Figure 42, 43>는 ΔCOP_x , ΔCOP_y 의 변화 및 <Figure 44>는 COP area의 변화를 그림으로 나타낸 것이다. 계단 내리기 시 0cm가 COP 변인들의 값이 가장 큰 형태를 보여주고 있다. 즉, 신체 전방운동량의 감속과 추진을 위한 기전은 0cm가 높게 나타났고, 특히 계단 내리기 시 하향방향으로의 속도 증가로 인해 다른 지면조건, 평지보행, 계단 오르기 와 비교하여 큰 변화가 나타난 것으로 생각된다.

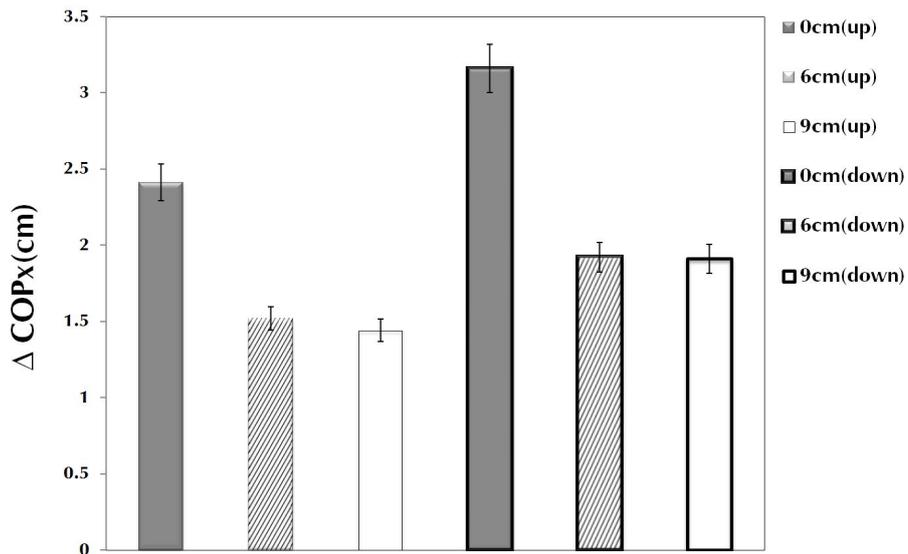


Figure 42. Δ COPx according to the shoe's heel heights during upward and downward stairs

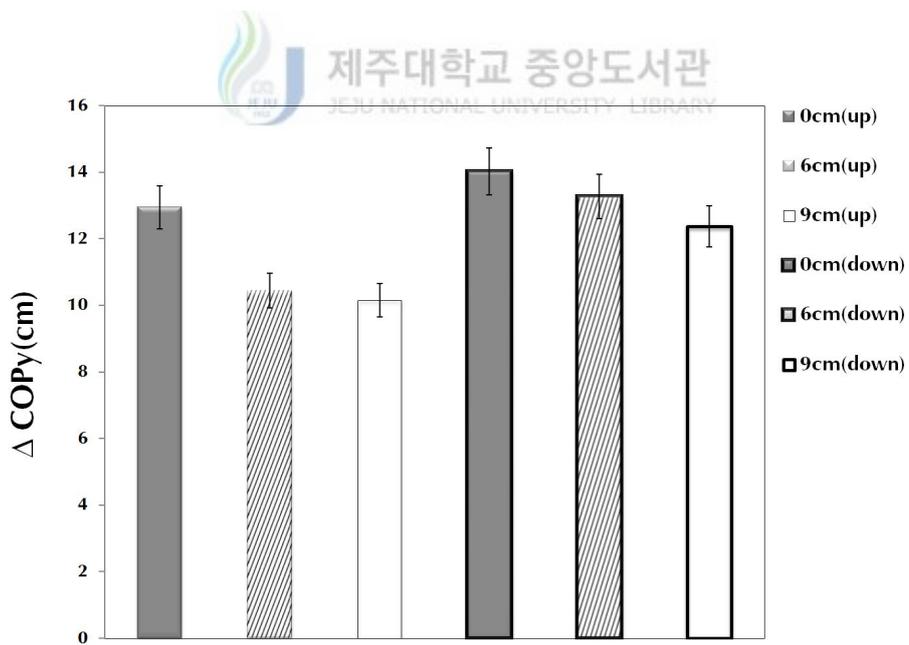


Figure 43. Δ COPy according to the shoe's heel heights during upward and downward stairs

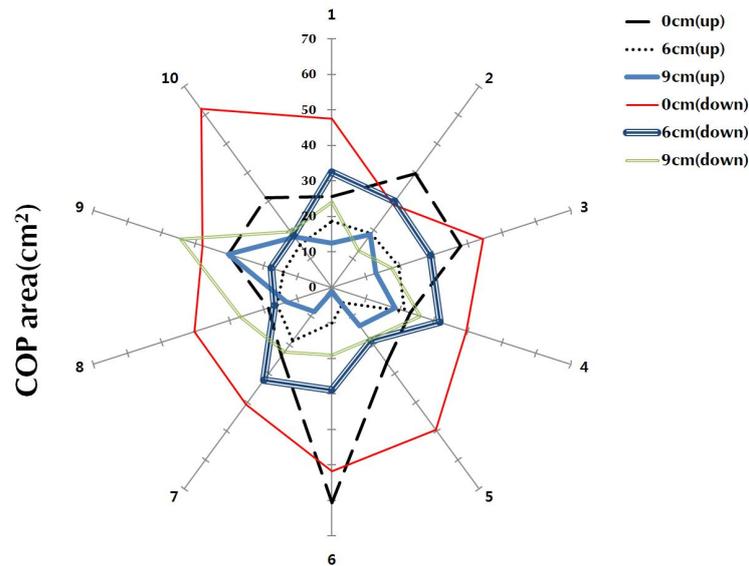


Figure 44. COP area according to the shoe's heel heights during upward and downward stairs

(5) 동적 안정성지수(MLSI, APSI, VSI, DPSI)

동적 안정성지수의 변화는 <Table 30>과 같다. 계단 오르기과 내리기 시 MLSI, APSI, VSI, DPSI는 구두 힐 높이증가에 따라 유의한 차이는 없는 것으로 나타났다. 하지만 9cm 구두 힐 높이가 전체안정성지수(DPSI)에서 안정성이 더 감소되는 형태를 나타냈다.

Table 30. Dynamic postural stability index according to the shoe's heel heights during upward and downward stairs

Section		Heel height(cm)			F	p	Duncan
		0cm	6cm	9cm			
Up	MLSI	0.03±0.01	0.02±0.01	0.03±0.01	1.794	.186	NS
	APSI	0.06±0.01	0.06±0.01	0.06±0.01	.374	.692	NS
	VSI	0.91±0.13	0.87±0.12	0.93±0.12	.667	.522	NS
	DPSI	1.00±0.14	0.95±0.14	1.12±0.13	.763	.476	NS
Down	MLSI	0.04±0.00	0.04±0.01	0.04±0.01	.379	.688	NS
	APSI	0.11±0.01	0.11±0.00	0.11±0.03	.122	.885	NS
	VSI	0.88±0.09	0.94±0.07	0.95±0.15	1.084	.353	NS
	DPSI	1.05±0.11	1.11±0.08	1.12±0.19	.755	.480	NS

NOTE: Values are mean(M)±standard deviation(SD), NS: no significant difference, Up(upward stairs), Down(downward stairs), ML(medial-lateral), AP(anterior-posterior), V(vertical), DP(dynamic postural Stability Index

<Figure 45>는 계단 오르기과 내리기 시 각 피험자 10명의 데이터를 이용하여 구두 힐 높이변화에 따른 동적 안정성지수의 변화를 그림으로 나타낸 것이다.

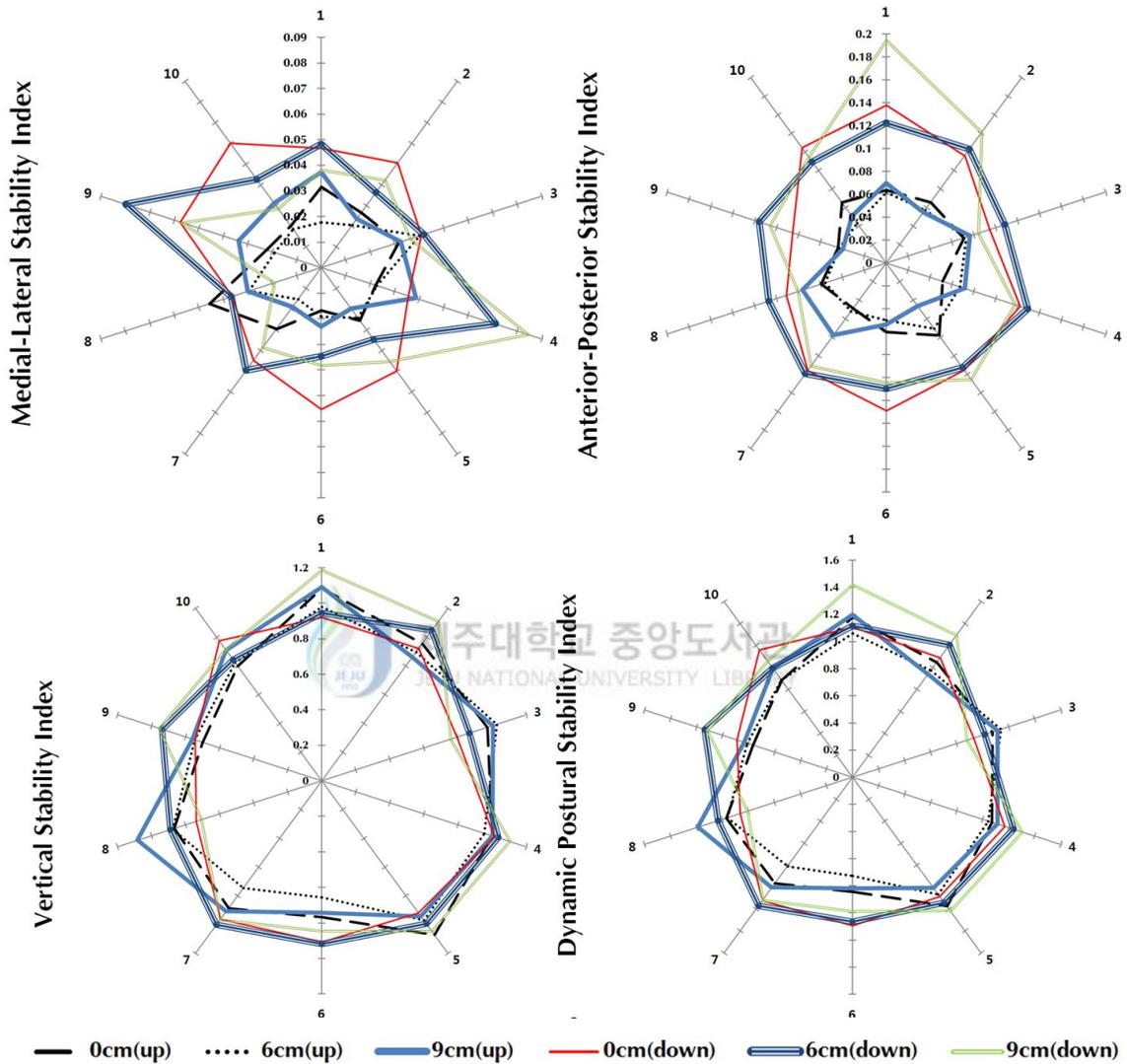


Figure 45. Dynamic postural stability index according to the shoe's heel heights during upward and downward stairs(MLSI, APSI, VSI, DPSI)

3) 지면반력 변인의 변화

(1) 전·후 지면반력의 변화

전·후 지면반력의 변화는 <Table 31>과 같다. 계단 오르기 시 Fy 1, Fy 2는 구두 힐 높이가 증가에 따라 유의한 차이는 없었지만, 계단 내리기에서 Fy 1은 구두 힐 높이가 증가에 따라 더 큰 제동력을 보여 유의한 차이가 나타났다. 또한 Fy 2는 구두 힐 높이가 증가에 따라 큰 차이는 없는 것으로 나타났다.

Table 31. Anterior-posterior GRF according to the shoe's heel heights during upward and downward stairs(unit: BW(N))

Section		Heel height(cm)			F	p	Duncan
		0cm	6cm	9cm			
Up	Fy 1	-0.12±0.02	-0.13±0.01	-0.15±0.04	1.773	.189	NS
	Fy 2	0.12±0.03	0.12±0.02	0.13±0.03	.130	.878	NS
Down	Fy 1	0.22±0.06	0.36±0.16	0.42±0.18	4.759	.017	9, 6>0
	Fy 2	0.26±0.04	0.27±0.05	0.27±0.08	.074	.074	NS

NOTE: Values are mean(M)±standard deviation(SD), NS: no significant difference, Fy 1(braking forces GRF), Fy 2(momentum GRF)

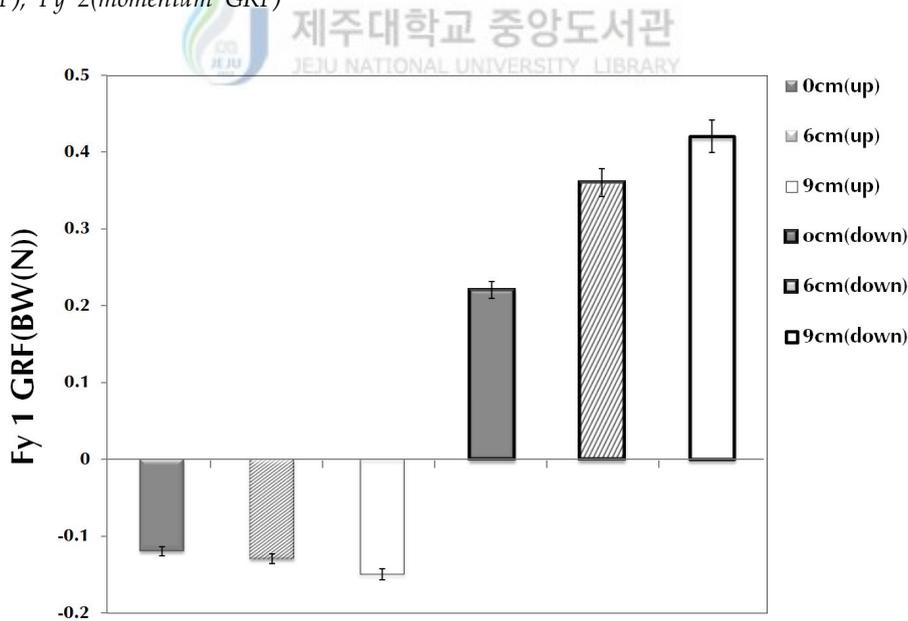


Figure 46. Fy 1 GRF according to the shoe's heel heights during upward and downward stairs

<Figure 46>은 계단 보행 시 Fy 1의 변화를 그림으로 나타낸 것이다. 구두 힐 높이가 증가에 따라 더 큰 제동력을 보여주고 있고, 특히 계단 내리기 시 제동력은 계단 오르기와는

반대의 경향이 나타나, 이는 전족 착지로 인한 결과로 생각된다.

<Figure 47>은 계단 오르기과 내리기 시 추진력을 그림으로 나타낸 것이다. 구두 힐 높이 변화에 따라 큰 차이는 없었지만, 계단 내리기 시 추진력이 더 큰 값을 나타내고 있어 평지에 착지 후 수평방향으로 신체이동을 위해 더 큰 추진력이 생성되는 것으로 생각된다.

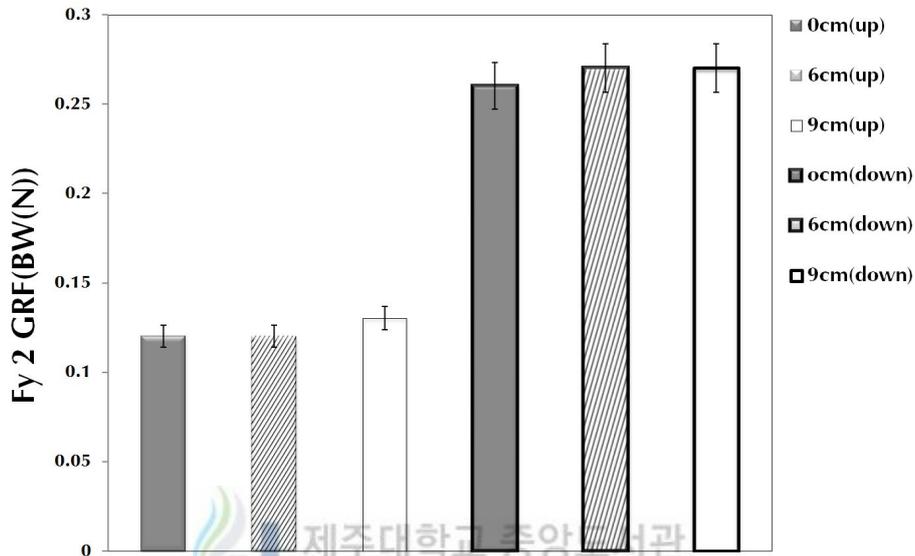


Figure 47. Fy 2 GRF according to the shoe's heel heights during upward and downward stairs

(2) 최대 수직 지면반력

최대 수직 지면반력의 분석결과는 <Table 32>와 같다. 계단 오르기에서 구두 힐 높이 증가에 따라 유의한 차이는 없었지만, 9cm가 0cm 6cm보다 더 큰 수직 지면반력을 나타냈다. 계단 내리기에서도 구두 힐 높이 증가에 따라 유의한 차이는 없었다.

Table 32. Maximum vertical GRF according to the shoe's heel heights during upward and downward stairs(unit: BW(N))

Section	Heel height(cm)			F	p	Duncan
	0cm	6cm	9cm			
Up	1.02±0.08	1.02±0.07	1.04±0.09	.195	.824	NS
Down	2.69±0.71	2.59±0.82	2.60±0.76	.055	.947	NS

NOTE: Values are mean(M)±standard deviation(SD), NS: no significant difference, Up(upward stairs), Down(downward stairs)

<Figure 48>는 계단 보행 시 구두 힐 높이변화에 따른 최대 수직 지면반력의 변화를 그림으로 나타낸 것이다. 힐 높이증가에 따라 큰 차이는 없었지만, 계단 내리기가 계단 오르고기와 비교하여 더 큰 충격력을 나타내고 있다.

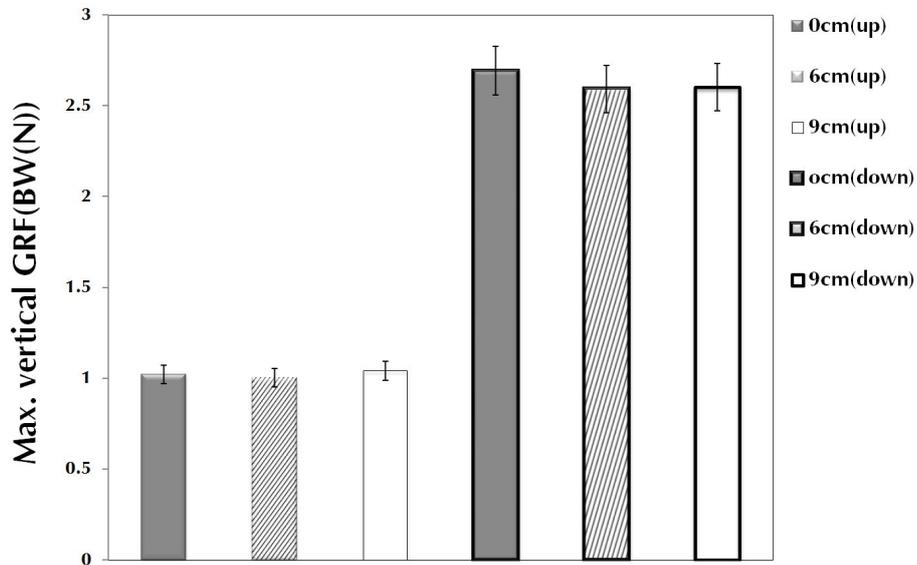


Figure 48. Max. vertical GRF according to the shoe's heel heights during upward and downward stairs

(3) 충격 부하율

계단 오르고기와 내리기 시 충격 부하율은 <Table 33>과 같다. 계단 오르고기 시 구두 힐 높이가 증가에 따라 유의한 차이는 없었지만, 계단 내리기는 구두 힐 높이가 증가에 따라 9cm, 6cm가 0cm 보다 더 큰 부하율을 나타냈다.

Table 33. Impact loading rate according to the shoe's heel heights during upward and downward stairs(unit: BW(N)·sec⁻¹)

Section	Heel height(cm)			F	p	Duncan
	0cm	6cm	9cm			
Up	5.06±2.00	4.30±1.93	4.68±1.33	.452	.641	NS
Down	60.36±29.89	70.73±38.36	119.15±72.81	3.853	.034	9>0, 6

NOTE: Values are mean(M)±standard deviation(SD), NS: no significant difference, Up(upward stairs), Down(downward stairs)

<Figure 49>는 계단 보행 시 구두 힐 높이변화에 따른 충격 부하율의 변화를 그림으로 나타낸 것이다. 계단 오르기 시 힐 높이변화에 따라 큰 변화는 없었지만, 계단 내리기 시 구두 힐 높이증가에 따라 부하율 또한 증가하는 경향을 보여주고 있다.

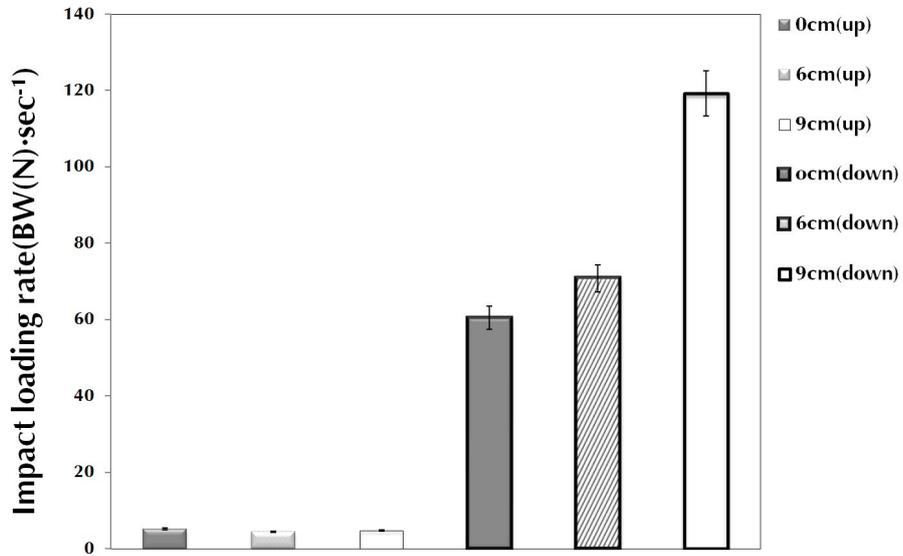


Figure 49. Impact loading rate according to the shoe's heel heights during upward and downward stairs

8. 논의

연구 I에서 평지보행 시 구두 힐 높이가 증가할수록 불규칙적인 하지관절의 움직임 패턴이 나타나고 동적 안정성의 저하 및 큰 지면반력이 생성됨을 알 수 있었다. 하지만 이러한 상태에서 평지보행 보다 더 많은 근력이 필요하고 안정성이 요구되는 계단 오르기와 내리기 동작은 일상생활에서 자주 발생되고 있으며, 통증과 불안감이 동반되는 경우 다음 동작을 수행함에 있어 기능저하 및 장애를 가져올 수 있다(Costigan et al., 2001). 또한 계단 보행은 스텝이 진행되면서 수평이동과 동시에 신체의 들림 현상이 크게 나타나기 때문에(Mcfadyen & Winter, 1988) 구두 힐 높이변화에 따른 보행특징 규명이 필요하다.

따라서 연구 II의 목적은 계단 오르기와 내리기 시 구두 힐 높이변화에 따른 보행특징을 규명하기 위해 실시하였다.

1) 하지관절의 각도 변화

평지보행에서 계단 오르기를 시작하는 동작은 더 많은 근력과 관절의 움직임을 필요로 하게 되며, 공중기에서 하지관절은 굴곡하며 전방으로 진행하게 된다(Perry & Burnfield, 2010; Riener et al., 2002). 본 연구에서 계단 오르기 시 구두 힐 높이증가에 따라 IC에서 발목관절은 더 저축 굴곡되는 형태를 보였다. 이로 인해 발목관절의 수직높이가 증가되는 만큼 계단을 오르기 위해 무릎관절과 엉덩관절의 역할은 더 굴곡 되는 특징을 보였고, 이후 HTO까지 유사한 하지관절의 움직임을 나타냈다. 마지막 뒤꿈치가 지면에서 떨어지는 밀기 단계인 TTO에서는 구두 힐 높이증가에 따라 큰 변화가 없는 발목관절과 엉덩관절의 움직임과는 다르게 무릎관절은 더 신전되는 형태를 보였다. 이는 MacCulloch, Gardner와 Bonner(2007)가 계단 오르기 동작 시 시상면에서 입각기 동안 엉덩관절과 무릎관절은 전방으로 신전되고 발목관절은 저축 굴곡이 나타나며 엉덩관절, 무릎관절, 발목관절의 최고 굴곡은 유각기 동안 발생한다는 보고와 유사한 결과이다.

특히, IC에서 구두 힐 높이증가에 따라 6cm, 9cm가 발목관절의 과도한 저축 굴곡으로 무릎관절과 엉덩관절이 더 굴곡 되는 형태를 보이고 있는데, McFadyen과 Winter(1988)는 계단 보행에서 가장 많은 추진이 일어나는 단계는 한쪽 다리가 계단에 착지하는 순간부터 반대쪽 다리의 중간 공중기 까지의 구간인 'pull-up' 단계라 하였다. 또한 James와 Parker(1989), McFadyen과 Winter(1988)는 전-유각기(pre-swing) 초기시기에 가자미근(soleus)과 내측 장딴지근(gastrocnemius)의 근활성도가 최고조를 나타내는 것으로 보고하

고 있어, 본 연구결과와 같이 계단을 오르는 동안 높은 구두 힐을 착용하는 경우, 무릎관절과 엉덩관절이 더 굴곡 되는 형태는 하지의 근 피로도가 더 가중될 수 있다고 생각된다.

계단 내리기 시에는 본 연구결과에서 알 수 있듯이, IC에서 발목관절은 구두 힐 높이 증가에 따라 더 저축 굴곡된 형태와 무릎관절은 굴곡 되는 형태를 나타냈다. 이후 HTO와 TTO에서 발목관절은 지속적으로 힐 높이증가에 따라 저축 굴곡된 형태를 보이고 있지만, 무릎관절과 엉덩관절은 불규칙적인 패턴을 나타냈다. Powers 등(1997)은 신체가 계단을 내려오는 동작은 무릎관절의 굴곡 증가가 중요하며, 발목관절에서도 어느 정도의 배축 굴곡이 발생해야 한다고 하였다. 하지만 구두 힐 높이가 증가할수록 하이힐의 구조적인 문제로(류재청, 현승현, 2013b) 발목관절은 더 저축 굴곡되어 전족에 많은 부하가 가중된다고 보고하고 있어(Nyska et al., 1996), 본 연구와 비교해 볼 때, 신체는 착지 시 더 큰 충격을 받을 수 있을 것으로 판단된다. 특히, 9cm 힐 높이가 IC 이후 0cm, 6cm 보다 무릎관절은 가장 굴곡된 형태로 보행하는 특징을 보였다. 이는 구두 힐 높이증가와 함께 신체중심의 높이가 더 증가하여 착지 시 자세제어 및 충격감소를 위한 기전(류재청, 현승현, 2013b)으로 무릎관절의 역할이 매우 중요함을 시사한다.

2) 동적 안정성의 변화



계단 오르기와 내리기 시 구두 힐 높이변화에 따른 동적 안정성을 비교분석한 결과, 1보 길이와 신체중심위치의 전·후 변화, 신체중심위치의 전·후 속도변화는 유의한 차이가 없는 것으로 나타났다. 계단 오르기는 중력 반대의 방향으로 신체가 이동되기 때문에 구두 힐 높이증가에 영향을 받지 않는 것으로 생각된다. 하지만, 계단 내리기 시 9cm 힐 높이가 1보 길이와 전방이동거리는 더 증가된 형태를 나타내고 있어, 이는 현승현과 류재청(2014b), 류재청과 현승현(2013b)의 연구에서 구두 힐 높이증가에 따라 제동력과 신체의 전방회전력이 더 커져 1보가 증가되는 만큼 안정성 확보를 위해 전방이동거리 또한 비례적으로 증가된다는 결과와 유사한 결과이며, 구두 힐 높이가 증가함에 따라 신체중심의 수직높이도 더 증가된 결과로 해석된다.

신체중심의 전·후 속도변화는 계단 오르기 시 구두 힐 높이증가에 따라 더 감소되는 형태가 나타나, 이는 IC 이후 안정성 확보를 위해 속도를 감속하여 계단을 오르는 것으로 판단되며 더 힘들게 보행하는 것으로 생각된다. 이와는 반대로 계단 내리기 동작은 힐 높이증가에 따라 속도가 더 증가되는 형태가 나타나, 하향 방향으로 증가된 신체중심의 운동량은 구두 힐 높이가 증가할수록 발목관절의 과도한 저축 굴곡형태와 무릎의 굴곡으로

속도에 더 영향을 미치고 결국 보행안정성 또한 더 저하되는 것으로 판단된다.

계단 오르기 시 체간의 전·후/좌·우 기울기각도의 변화는 구두 힐 높이변화에 따라 큰 차이는 없었고, 기울기각도를 이용한 안정성지수에도 유의한 차이는 없었다. 하지만 구두 힐 높이증가에 따라 9cm가 0cm, 6cm와 비교하여 체간의 과도한 전방 기울기 성향을 나타냈다. 이는 조현영과 정남주(2003)가 체간 기울기각도를 0°-4°, 6°-12°로 각각 나누어 계단 오르기 동작을 분석한 결과, 직립자세에 가까울수록 관절 각도에 무리가 없어 계단 보행에 효과적이며, 신체의 상승에도 유리하다고 보고하였다. 즉 계단 오르는 체중지지 능력과 안정성이 요구되는 상태에서 하지를 굴곡하며 다음동작이 이루어져야 하지만(Riener et al., 2002), 본 연구의 9cm 구두 힐 높이는 다음 계단으로 진행을 위한 신체 각 관절의 기능적 역할에 제한이 나타날 수 있다. 더욱이 좌·우 기울기각도에서도 0cm와 비교하여 힐 높이증가에 따라 6cm, 9cm 힐 높이가 HTO 이후 더 불규칙한 패턴을 보여 동적 안정성은 더 저하되는 것으로 판단된다.

한편, 계단 내리기 시에는 구두 힐 높이증가에 따라 9cm 힐 높이가 0cm, 6cm 보다 더 큰 후방 기울기를 나타냈다. 이는 현승현과 류재청(2013)이 일반계단 내리기 시 체간의 후방 기울기각도는 -13.38°라는 결과와 본 연구의 0cm가 -13.17°로 유사하게 나타나, 계단을 내려가기 위해서는 상체를 똑바로 세워 신체 무게중심을 기저면에 유지하거나 상체의 전방 회전력을 감소(신효성, 2000)하기 위한 특징으로 생각된다. 하지만 6cm, 9cm 힐 높이는 더 큰 후경각 자세를 보여, 이는 신체중심과 구두 힐 높이가 수직 방향으로 증가되는 만큼 전방회전력을 더 감소시키기 위한 기전으로 판단된다.

지면반력 데이터를 이용한 동적 안정성지수의 변화는 계단 오르기와 내리기 시 구두 힐 높이변화에 따른 큰 차이는 없는 것으로 나타났다. 하지만, ΔCOP_x , ΔCOP_y 는 계단 오르기와 내리기 시 0cm가 6cm, 9cm 힐 높이보다 더 큰 변화를 보여 유의한 차이를 보였고, 이로 인한 COP area도 0cm가 큰 면적을 나타냈다. 압력중심의 이동경로는 완만한 회내 동작을 수행하는 것이 효율적인 보행이며(김용재 등, 2004), 지면 착지 시 발뒤꿈치 중심점의 바로 외측에 위치되고, 이후 중간입각기에서 중족영역의 외측 쪽으로 점차 움직이다가 마지막 지지기에서 내측 쪽으로 움직임이 나타나야 하지만(Katoh, Chao, Laughman, Schneider & Morrey, 1983), 본 연구 결과, 계단을 오르고 내리는 동안 구두 힐 높이증가에 따라 COP_x 의 변화가 적은 직선적인 경로를 보여 안정성이 저하된다는 현승현과 류재청(2014a)의 연구와 유사한 결과를 보였다. 또한 COP_y 는 전·후방향의 운동성을 의미하는 것으로(박수진, 김진상, 2010) 0cm가 6cm, 9cm 힐 높이보다 큰 운동량을 보인다. 이로 인한 압력중심의 면적은 0cm가 가장 크게 나타나 안정성이 향상되는 것으로 생각되며, 특히 계단 내리기 시 구두 힐 높이가 증가할수록 ΔCOP_x 의 움직임이 적어지는 형태는 일시적

인 충격력에도 발목관절의 좌·우 안정성이 저하되어 염좌(sprain)가 발생할 수 있다고 판단된다.

3) 지면반력 변인의 변화

구두 힐 높이변화에 따라 계단 오르기 시 제동력과 추진력은 큰 차이는 없는 것으로 나타났다. 특히 상향보행은 수직방향으로 움직임이 요구되기 때문에 신체를 정지시키려는 노력인 제동력이 불필요하고(윤석훈, 2008), 평지보행 시 나타나는 수치인 체중의 20%(Whittle, 2007)보다 더 작게 나타나, 신체가 수평이동과 동시에 상향 방향으로 이동이 이루어지는 계단 오르기는 일반적인 평지보행 시 생성되는 지면반력의 특징과 차이가 있는 것으로 생각된다.

하지만 본 연구에서 계단 내리기 시에는 계단 오르기에서 나타난 음(negative)방향의 제동력 성분과는 다르게 양(positive)방향의 제동력이 나타났다. 이는 Riener 등(2002)이 계단 내리기는 평지보행과는 다르게 반대의 경향을 나타내며, 연속적인 계단 내리기는 이미 신체가 중력가속도의 영향을 받기 때문에 추진력이 필요 없다는 보고(윤석훈, 2008)와 밀접한 관련이 있는 것으로 생각된다. 또한 현승현과 류재청(2014a)의 연구에서 계단 내리기 시 최대수직 지면반력이 생성된 시점의 패턴을 기준으로 전·후 지면반력의 패턴과 상관분석을 실시한 결과, 매우 높은 상관성이 있다는 보고와 유사한 결과이며, 본 연구결과에서 알 수 있듯이 제동력의 특징은 구두 힐 높이증가에 따라 0cm는 0.22BW(N)로 나타나, 6cm 힐 높이의 0.36(N), 9cm 힐 높이의 0.42(N)보다 더 증가되는 형태를 보여 유의한 차이가 나타났다. 즉, 계단 내리기는 상체를 똑바로 세워서 신체의 무게중심을 기저면에 유지하거나 후방에 유지시켜 전방향으로 회전하려는 움직임을 감소시켜야 하지만(김유신 등, 2006), 구두 힐 높이가 증가할수록 발목관절은 더 저측 굴곡되기 때문에 체간의 전방회전력이 증가하여 양(positive)방향의 급격한 제동력이 나타난 것으로 생각되며, 본 연구는 마지막 계단 1단에서 지면 착지 동작을 분석하였기 때문에 하향보행 후 수평방향으로 신체 감속과 추진력을 위한 기전에 차이가 발생된다고 사료된다.

이후 최대 수직 지면반력의 변화는 계단 오르기와 내리기 시 구두 힐 높이변화에 따라 큰 차이는 없는 것으로 나타났다. 계단을 오르는 동안 즉각적으로 발생하는 수직의 힘은 두 시기에서 최고의 정점이 나타나는데(Larsen et al., 2008; McFadyen & Winter, 1988; Protopapadaki et al., 2007; Riener et al., 2002; Stacoff et al., 2005), 첫 번째 정점은 단하 지지기가 시작되는 시기로 정상체중의 1.12BW(N) 정도이고, 두 번째의 최고점은 더 증가되어 1.23BW(N)라고 하였다(Stacoff et al., 2005). 특히 윤석훈(2008)이 계단 내리기 시 단너비(26cm, 31cm, 36cm)에 따른 지면반력 변인의 분석결과에서, 26cm 계단너비의 최대 수

직 지면반력이 각각 계단 오르기는 1.17BW(N), 계단 내리기는 1.43BW(N)로 보고하고 있다. 본 연구 결과와 비교해 볼 때, 계단 오르기는 더 작은 값을 보였고, 계단 내리기는 더 큰 충격력을 보여주고 있다. 또한 현승현 등(2014)이 계단 내리기 시 지면반력 변인을 조사한 결과, 최대 수직 지면반력은 2.48BW(N)로 보고하고 있어 이와는 유사한 결과이며, 구두 힐 높이증가에 따라 최대 수직 충격력의 변화는 차이가 있을 것으로 생각하였으나 큰 차이는 없는 것으로 나타났다.

하지만 시간당 신체가 받아들이는 충격 부하율의 변화에서 계단 내리기 시 구두 힐 높이증가에 따라 9cm가 119.15BW(N)·sec⁻¹로, 0cm의 60.36BW(N)·sec⁻¹, 6cm의 70.73BW(N)·sec⁻¹보다 더 크게 나타났다. 이는 현승현 등(2014)이 계단 내리기 시 충격 부하율이 42.27BW(N)·sec⁻¹로 보고하고 있지만, 본 연구가 더 큰 충격 부하율을 보였고, 힐 높이증가에 따라 더 커지는 경향을 보였다. 즉, 계단 내리기 시 힐 높이가 증가되는 만큼 신체중심의 높이가 비례적으로 증가되기 때문에 지면과의 수직 착지 거리 또한 증가하게 된다. 이러한 상태에서 착지 지점이 시각적으로 확인되더라도 높아진 구두 힐만큼 수직 착지거리를 인식하지 못하여 충격 부하율이 더 증가되는 것으로 생각된다.

이와 같이, 여성들이 착용하는 구두 힐 높이 변화에 따라 연구 I과 연구 II로 나누어 보행 특성을 분석한 결과, 구두 힐 높이가 증가할수록 하지는 불규칙적인 움직임이 나타나고 동적 안정성 저하, 그리고 지면반력의 충격력 및 전단력이 더 증가하는 것으로 나타났다. 이에 일상생활에서 보행은 평지와 계단에서 매우 빈번하게 이루어지는 만큼 지면조건 간, 그리고 단일 독립변인에 따른 보행특징 규명이 필요하다.

V. 연구 III: 여성들의 구두 힐 높이변화와 지면조건에 따른 보행동작의 운동역학적 특성분석

1. 연구의 목적

본 연구 III의 목적은 평지보행과 지면형태가 다른 계단에서 오르기와 내리기 시 구두 힐 높이변화에 따른 보행특징을 분석하기 위해 실시하였다. 특히 연구 I 과 연구 II에서 분석된 자료를 활용하여 두 독립변인에 따른 주효과(main effect)와 상호작용효과(interaction) 및 상관관계 분석(correlation)을 실시하였다.

이는 연구 I 과 연구 II에서 운동학적·운동역학적 변인별 산출된 기술통계량을 사용하여 보행특징을 규명하였기 때문에, 연구 III에서는 지면조건과 구두 힐 높이 간 단일 독립 변인이 보행특성에 미치는 영향을 규명하기 위해 주효과 및 상호작용효과를 비교분석하였다. 특히, 운동학적·운동역학적 변인 간 크기의 정도와 움직임 패턴 방향의 유사성 및 상반성을 분석하기 위해 피어슨의 적률 상관계수(Pearson product-moment correlation coefficient)를 산출하였다. 또한 인과관계 규명을 위해 구두 힐 높이변화와 지면조건에서 일정한 시간함수의 간격 변화에 따라 산출된 비율척도를 이용하여 회귀식(regression equation)을 산출하였다.

2. 연구의 문제

연구 III의 목적을 해결하기 위해 다음과 같은 연구문제를 설정하였다.

- 1) 지면조건과 구두 힐 높이증가에 따라 하지관절 각도변화에 차이가 나타나는가?
- 2) 지면조건과 구두 힐 높이증가에 따라 동적 안정성변화에 차이가 나타나는가?
- 3) 지면조건과 구두 힐 높이증가에 따라 지면반력 변인에 차이가 나타나는가?
- 4) 지면조건과 구두 힐 높이증가에 따라 하지관절의 각도 변인 간 상관관계가 있는가?
- 5) 지면조건과 구두 힐 높이증가에 따라 동적 안정성의 변인 간 상관관계가 있는가?
- 6) 지면조건과 구두 힐 높이증가에 따라 지면반력 변인 간 상관관계가 있는가?

3. 자료처리 및 통계처리

본 연구 Ⅲ의 목적을 달성하기 위해 여성들이 착용하는 구두 힐 높이의 변화와 지면조건에 따른 운동학적·운동역학적 변인들은 연구 I 과 연구 II의 자료를 통계패키지 PASW Ver 18.0 program(IBM Inc., USA)으로 각 이벤트 별 평균과 표준편차(M±SD)를 산출하였다. 이후 구두 힐 높이(0cm, 6cm, 9cm)와 지면조건(평지보행, 계단 오르기, 계단 내리기) 간 이원변량분석(two-way analysis of variance/ANOVA)을 실시 후 통계적 유의한 차이를 발견 시 사후검증(post hoc test: Duncan)을 실시하였다. 특히 일정한 시간함수 변화에 따라 산출된 운동학적·역학적 변인(비율척도)을 사용하여 피어슨의 적률상관계수(Pearson product-moment correlation coefficients)를 산출하였다. 이후 결정계수(R^2)는 상관관계 계수를 제공하여 산출하였고, 모든 통계적 유의수준은 $\alpha=.05$ 로 설정하였다.



4. 연구결과

연구 III에서 계단보행 시 구두 힐 높이변화에 따른 보행특성의 운동학적·운동역학적 분석결과는 다음과 같다.

1) 하지관절의 각도변화

(1) 발목관절 각도

여성들이 착용하는 구두 힐 높이변화와 지면조건에 따른 발목관절의 각도변화는 <Table 34>와 같다. 변량분석을 실시한 결과 <Table 35>와 같이, 발목관절의 각도변화는 구두 힐 높이증가에 따라 9cm, 6cm가 0cm 보다 IC, HTO, TTO에서 더 저축 굴곡된 형태를 보여 유의한 차이가 나타났다. 또한 지면조건에 따라 IC는 계단 오르기가 평지보행과 계단 내리기와 비교하여 발목관절의 각도는 더 배측 굴곡된 형태를 나타냈고, HTO는 평지보행이 계단 오르기, 내리기와 비교하여 더 저축 굴곡된 형태를 보였다. TTO는 계단 오르기가 평

Table 34. Dorsiflexion/plantarflexion angle of ankle according to the shoe's heel heights and ground conditions(unit: degree)

Section	Heel height(cm)			total average	
	0cm	6cm	9cm		
IC	Level	105.09±10.04	122.02±9.78	126.11±9.53	117.74±13.22
	Up	88.43±6.62	108.50±4.98	110.35±4.80	102.42±11.41
	Down	113.69±6.63	124.18±4.51	127.73±4.50	121.87±7.93
	total average	102.40±13.12	118.23±9.67	121.43±10.25	114.01±13.81
HTO	Level	93.89±8.38	110.89±10.25	112.46±8.95	105.75±13.35
	Up	89.03±5.50	101.60±6.66	103.15±6.47	97.92±8.80
	Down	80.63±6.80	98.36±7.89	101.29±5.91	93.43±11.43
	total average	87.85±8.75	103.62±9.74	105.64±8.75	99.03±11.99
TTO	Level	109.09±7.23	120.86±11.56	118.70±12.59	116.22±11.58
	Up	125.29±6.21	124.37±6.37	125.61±5.53	125.09±5.86
	Down	104.75±9.66	112.69±7.25	117.15±4.36	111.53±8.85
	total average	113.05±11.75	119.31±9.76	120.49±8.87	117.61±10.60

NOTE: Values are mean(M)±standard deviation(SD), Level(level walking), Up(upward stairs), Down(downward stairs), event: IC(initial contact), HTO(heel take-off), TTO(toe take-off)

Table 35. Variance analysis result of ankle angle according to the shoe's heel heights and ground conditions

Source		SS	df	ms	F	p	Duncan
Heel height(H)	IC	6214.077	2	3107.039	60.307	.001	6, 9>0
	HTO	5691.254	2	2845.627	49.683	.001	6, 9>0
	TTO	959.746	2	479.873	6.974	.002	6, 9>0
Ground conditions(G)	IC	6298.599	2	3149.299	61.127	.001	D>L>U
	HTO	2334.824	2	1167.412	20.382	.001	L>U>D
	TTO	2847.337	2	1423.668	20.689	.001	U>L>D
H×G	IC	292.067	4	73.017	1.417	.236	NS
	HTO	130.735	4	32.684	.571	.685	NS
	TTO	622.835	4	155.709	2.263	.069	NS
Error	IC	4173.178	81	51.521			
	HTO	4639.341	81	57.276			
	TTO	5573.747	81	68.812			
Total	IC	16977.921	89				
	HTO	12796.153	89				
	TTO	10003.664	89				

NOTE: NS: no significant difference, ground conditions: L(level walking), U(upward stairs), D(downward stairs), event: IC(initial contact), HTO(heel take-off), TTO(toe take-off), H, G: main effect, H×G: interaction

지보행과 계단 내리기 보다 더 저축 굴곡된 형태를 보여 유의한 차이가 나타났다. 이후 구두 힐 높이변화와 지면조건에 따른 발목관절의 각도변화는 IC, HTO, TTO에서 상호작용이 없는 것으로 나타났다.

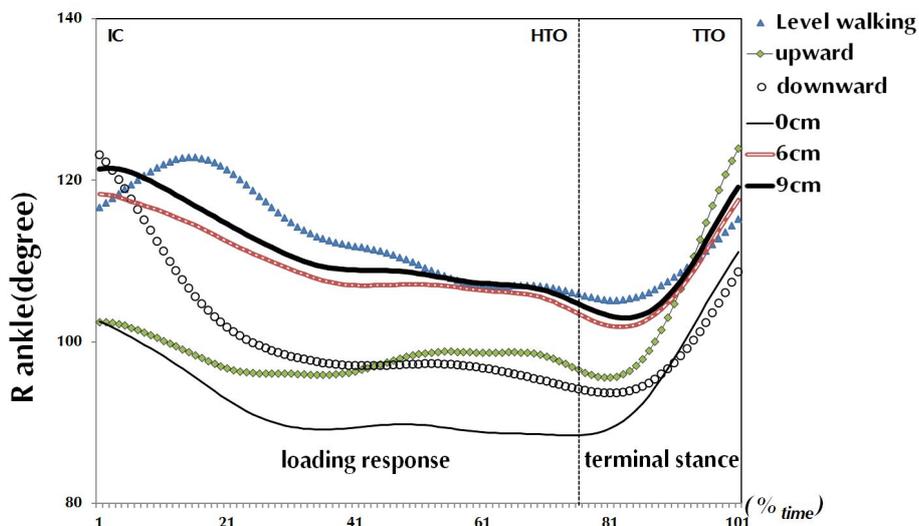


Figure 50. Angle of ankle according to the shoe's heel heights and ground conditions

<Figure 50>은 구두 힐 높이와 지면조건에 따른 발목관절 각도변화의 주효과 값이며, HTO 시점은 각 지면조건과 구두 힐 높이 별 평균값을 사용하여 그림으로 나타낸 것이다. 0cm가 구두 힐 높이변화에 따라 IC에서 TTO까지 가장 배측 굴곡된 형태로 보행하는 특징을 보여주고 있으며, 이는 6cm와 9cm 힐 높이는 각각의 지면조건에서도 구두의 구조적인 형태로 인해 보행 동안 발목관절이 과도하게 저측 굴곡된 결과로 생각된다. 또한 계단 오르기가 다른 지면조건과 비교하여 마지막 지지기에서 최대로 저측 굴곡하여 신체중심을 수직 상승시키기 위한 것으로 생각된다.

(2) 무릎관절 각도

여성들이 착용하는 구두 힐 높이변화와 지면조건에 따른 무릎관절의 각도변화는 <Table 36>과 같다. 변량분석을 실시한 결과 <Table 37>과 같이, 무릎관절의 각도변화는 구두 힐 높이증가에 따라 IC에서 0cm가 6cm, 9cm 보다 더 신전된 형태를 보여 유의한 차이가 나타났고, HTO는 유의한 차이는 없었다. TTO는 9cm, 6cm 힐 높이가 0cm와 비교하여 더 신전된 형태를 보여 유의한 차이가 나타났다. 지면조건에 따라 무릎관절 각도의 변화는 IC에서 계단 내리기가 평지보행, 계단 오르기와 비교하여 더 신전된 형태를 보여 유의한 차이가 나타났고, HTO에서는 큰 차이는 없는 것으로 나타났다. TTO는 계단 오르기가 평

Table 36. Flexion/extension angle of knee according to the shoe's heel heights and ground conditions(unit: degree)

Section	Heel height(cm)			total average	
	0cm	6cm	9cm		
IC	Level	158.10±3.26	160.92±4.92	158.51±5.95	159.18±4.84
	Up	106.16±4.76	103.29±6.40	100.45±6.48	103.30±6.20
	Down	166.01±3.05	161.52±4.62	160.46±4.51	162.66±4.67
	total average	143.42±27.25	141.91±28.26	139.81±28.84	141.71±27.84
HTO	Level	161.33±5.10	156.80±6.98	158.91±6.17	159.01±6.21
	Up	161.43±6.74	160.94±3.88	158.01±4.75	160.12±5.30
	Down	157.92±7.28	160.76±6.92	157.12±7.54	158.60±7.18
	total average	159.56±7.98	159.50±6.20	158.68±6.28	159.24±6.23
TTO	Level	141.79±13.53	141.70±7.96	149.84±9.89	144.44±11.04
	Up	160.47±11.67	168.31±1.81	168.77±2.54	165.85±7.76
	Down	124.67±8.16	131.98±9.89	134.12±7.05	130.26±9.13
	total average	142.31±18.46	147.33±17.17	150.91±15.98	146.85±17.41

NOTE: Values are mean(M)±standard deviation(SD), Level(level walking), Up(upward stairs), Down(downward stairs), event: IC(initial contact), HTO(heel take-off), TTO(toe take-off)

Table 37. Variance analysis result of knee angle according to the shoe's heel heights and ground conditions

Source		SS	df	ms	F	p	Duncan
Heel height(H)	IC	197.988	2	98.994	3.928	.024	0>9
	HTO	76.459	2	38.229	.973	.382	NS
	TTO	1119.558	2	559.779	7.152	.001	6, 9>0
Ground conditions(G)	IC	66581.126	2	33290.563	1320.861	.001	D>L>U
	HTO	37.319	2	18.660	.475	.624	NS
	TTO	19263.837	2	9631.918	123.064	.001	U>L>D
H×G	IC	184.948	4	46.237	1.835	.130	NS
	HTO	212.950	4	53.237	1.120	.353	NS
	TTO	243.521	4	60.880	.778	.543	NS
Error	IC	2041.499	81	25.204			
	HTO	3851.810	81	47.553			
	TTO	6339.650	81	78.267			
Total	IC	69005.561	89				
	HTO	4116.604	89				
	TTO	26966.565	89				

NOTE: NS: no significant difference, ground conditions: L(level walking), U(upward stairs), D(downward stairs), event: IC(initial contact), HTO(heel take-off), TTO(toe take-off)

지보행, 계단 내리기와 비교하여 더 신전된 형태를 보여 유의한 차이가 나타났다. 또한 구두 힐 높이변화와 지면조건에 따른 무릎관절의 각도변화는 IC, HTO, TTO에서 상호작용이 없는 것으로 나타났다.

<Figure 51>은 구두 힐 높이의 변화와 지면조건에 따른 무릎관절 각도변화의 주효과 값이며, HTO 시점은 각 지면조건과 구두 힐 높이 별 평균값을 사용하여 그림으로 나타낸 것이다. 특히 계단 오르기가 구두 힐 높이변화에 따라 IC부터 부하반응기까지 가장 굴곡된 형태로 보행하는 특징을 보여주고 있다. 이러한 특징은 높은 구두 힐을 착용하더라도 평지보행과 계단 내리기 동작과 비교하여 계단을 오르는 상향보행은 무릎관절의 각도를 최대한 굴곡하여 신체중심 이동을 위한 기전으로 생각되며, 계단 내리기는 IC는 안정성 확보 및 충격 감소를 위해 무릎관절 각도를 최대한 신전 후 굴곡하며 하향 보행하는 것으로 판단된다.

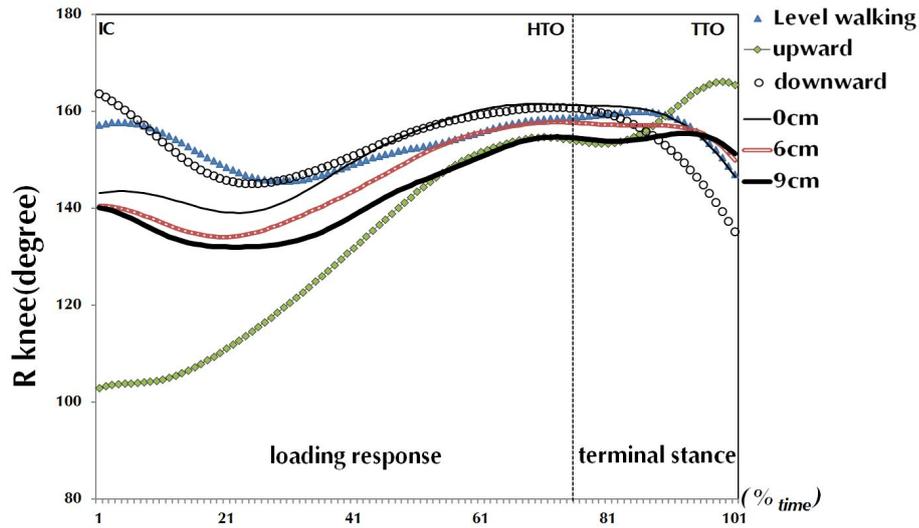


Figure 51. Angle of knee according to the shoe's heel heights and ground conditions

(3) 엉덩관절 각도

여성들이 착용하는 구두 힐 높이변화와 지면조건에 따른 엉덩관절의 각도변화는 <Table 38>과 같다. 변량분석을 실시한 결과 <Table 39>와 같이, 엉덩관절의 각도변화는 구두 힐 높이증가에 따라 IC, TTO에서 유의한 차이가 없었지만, HTO는 0cm가 6cm, 9cm 보다 더 신전된 형태를 보여 유의한 차이가 나타났다. 지면조건에 따른 무릎관절 각도의 변화는 IC에서 계단 내리기, 평지보행이 계단 오르기 보다 더 신전된 형태를 보여 유의한 차이가 나타났고, HTO는 계단 오르기가 평지보행, 계단 내리기 보다 더 신전된 형태를 보여 유의한 차이가 나타났다. TTO는 계단 오르기가 평지보행, 계단 내리기 보다 더 신전된 형태를 보여 유의한 차이가 나타났고, 구두 힐 높이변화와 지면조건에 따른 엉덩관절의 각도 변화는 IC, HTO, TTO에서 상호작용이 없는 것으로 나타났다.

<Figure 52>는 구두 힐 높이의 변화와 지면조건에 따른 엉덩관절 각도변화의 주효과 값이며, HTO 시점은 각 지면조건과 구두 힐 높이 별 평균값을 사용하여 그림으로 나타낸 것이다. 특히 계단 오르기가 구두 힐 높이변화에 따라 IC부터 부하반응기까지 가장 굴곡된 형태로 보행하는 특징을 보여주고 있다. 이는 무릎관절의 움직임과 마찬가지로 높은 구두 힐을 착용하더라도 계단 오르기가 엉덩관절의 각도를 최대한 굴곡하여 상 방향으로 신체중심 이동을 위한 움직임으로 생각된다. 한편, 계단 내리기 시 IC는 하향 방향으로 신체중심이 이동되기 때문에 충격력을 감소시키기 위해 엉덩관절의 각도는 최대한 신전하여 착지하는 것으로 판단된다.

Table 38. Flexion/extension angle of hip according to the shoe's heel heights and ground conditions(unit: degree)

Section	Heel height(cm)			total average	
	0cm	6cm	9cm		
IC	Level	150.65±6.92	149.73±6.64	150.75±5.11	150.38±6.07
	Up	117.80±7.17	111.64±8.86	107.14±8.99	112.20±9.22
	Down	162.55±2.67	162.57±3.36	162.46±3.50	162.52±3.09
	total average	143.66±20.09	141.31±22.92	140.12±24.96	141.70±22.54
HTO	Level	160.56±6.74	159.26±4.22	156.51±6.14	158.78±5.76
	Up	135.02±3.64	165.45±2.31	164.00±2.43	165.43±3.00
	Down	162.15±7.80	153.61±12.01	155.55±11.59	157.10±10.92
	total average	163.19±6.58	159.44±8.73	158.69±8.36	160.44±8.10
TTO	Level	154.65±6.83	157.87±5.26	157.22±5.17	156.58±5.78
	Up	162.62±4.82	165.17±3.50	165.84±2.15	164.54±3.80
	Down	152.87±9.74	151.98±9.97	153.39±9.04	152.75±9.27
	total average	156.71±8.35	158.34±8.56	158.82±7.94	157.96±8.25

NOTE: Values are mean(M)±standard deviation(SD), Level(level walking), Up(upward stairs), Down(downward stairs), event: IC(initial contact), HTO(heel take-off), TTO(toe take-off),

Table 39. Variance analysis result of hip angle according to the shoe's heel heights and ground conditions

Source		SS	df	ms	F	p	Duncan
Heel height(H)	IC	195.389	2	97.695	2.446	.093	NS
	HTO	348.895	2	174.448	3.403	.038	0>6>9
	TTO	72.936	2	36.468	.787	.459	NS
Ground conditions(G)	IC	41384.195	2	20692.098	518.087	.001	D>L>U
	HTO	1165.136	2	582.568	11.366	.001	U>L, D
	TTO	2172.089	2	1086.045	23.442	.001	U>L>D
H×G	IC	383.113	4	95.778	2.398	.057	NS
	HTO	178.061	4	44.515	.868	.487	NS
	TTO	53.063	4	13.266	.286	.886	NS
Error	IC	3235.090	81	39.939			
	HTO	4151.720	81	51.256			
	TTO	3752.633	81	46.329			
Total	IC	45197.787	89				
	HTO	5843.811	89				
	TTO	6050.721	89				

NOTE: NS: no significant difference, ground conditions: L(level walking), U(upward stairs), D(downward stairs), event: IC(initial contact), HTO(heel take-off), TTO(toe take-off), H, G: main effect, H×G: interaction

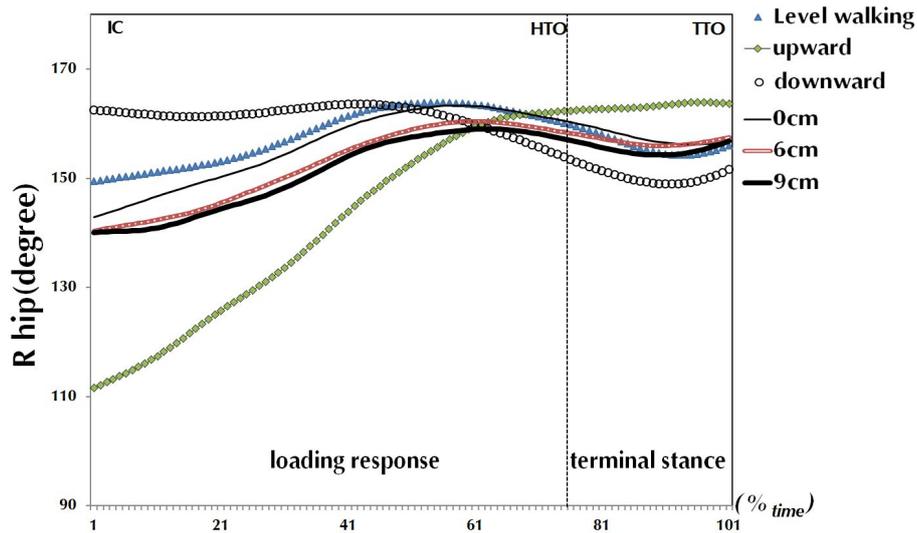


Figure 52. Angle of hip according to the shoe's heel heights and ground conditions

2) 동적 안정성의 변화

(1) 1보 길이

여성들이 착용하는 구두 힐 높이변화와 지면조건에 따른 1보 길이의 변화는 <Table 40> 과 같다. 변량분석을 실시한 결과 <Table 41>과 같이, 1보 거리는 구두 힐 높이증가에 따라 유의한 차이는 없는 것으로 나타났지만, 지면조건에 따라 평지보행이 계단 내리기, 계단 오르기과 비교하여 더 긴 1보 거리를 나타냈다. 또한 구두 힐 높이변화와 지면조건에 따른 1보 거리는 상호작용이 없는 것으로 나타났다.

Table 40. Length of 1 step according to the shoe's heel heights and ground conditions(unit: cm)

Section	Heel height(cm)			total average
	0cm	6cm	9cm	
1 step	Level	70.11±3.75	68.08±3.62	66.37±3.62
	Up	42.21±4.15	44.37±3.74	42.96±4.56
	Down	47.71±2.57	48.51±1.79	49.68±3.07
total average	53.34±12.74	53.66±10.95	53.00±10.57	53.33±11.33

NOTE: Values are mean(M)±standard deviation(SD), Level(level walking), Up(upward stairs), Down(downward stairs), CMP(center of mass position), 1 step length: L foot contact ~ R foot contact

Table 41. Variance analysis result according to the shoe's heel heights and ground conditions in length of 1 step

Source	SS	df	ms	F	p	Duncan
Heel height(H)	6.401	2	3.200	.272	.763	NS
Ground conditions(G)	10372.768	2	5186.384	440.425	.001	L>D>U
H×G	107.631	4	26.908	2.285	.067	NS
Error	953.845	81	11.776			
Total	11440.645	89				

NOTE: NS: no significant difference, ground conditions: L(level walking), U(upward stairs), D(downward stairs), H, G: main effect, H×G: interaction

<Figure 53>은 구두 힐 높이의 변화와 지면조건에 따른 1보 길이 변화의 주효과 값을 사용하여 그림으로 나타낸 것이다. 특히 평지보행이 구두 힐 높이변화에 따라 가장 긴 1보 길이를 보여주고 있다. 이는 평지보행과는 다른 지면조건 즉, 계단 오르고 내리기는 계단의 구조 상 전방 이동과 함께 상·하 방향으로 신체중심이 이동되기 때문에 1보 거리가 더 감소된 것으로 생각된다. 특히 계단 오르는 상향으로 이동되는 만큼 1보 거리를 작게 유지하여 보행하는 것으로 생각된다.

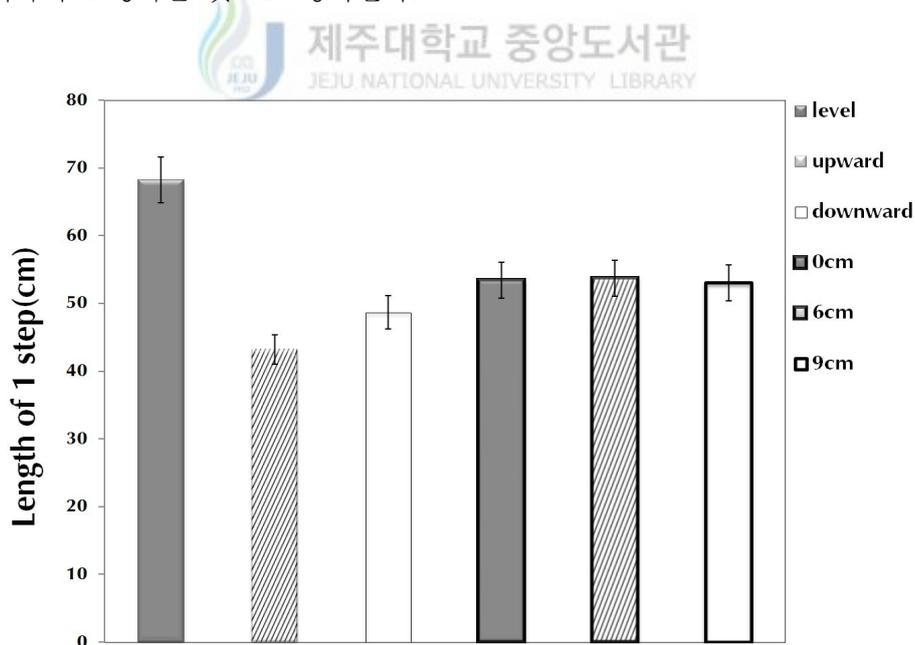


Figure 53. Length of 1 step according to the shoe's heel heights and ground conditions

(2) 신체중심위치의 전·후 변화

여성들이 착용하는 구두 힐 높이변화와 지면조건에 따른 신체중심위치의 전·후 변화는 <Table 42>와 같다. 변량분석을 실시한 결과 <Table 43>과 같이, 신체중심위치의 전·후 변화는 구두 힐 높이증가에 따라 유의한 차이는 없는 것으로 나타났지만, 평지보행이 계단 내리기, 계단 오르기과 비교하여 더 큰 전방이동 거리를 나타냈다. 또한 구두 힐 높이변화와 지면조건에 따른 신체중심위치의 전·후 변화량은 상호작용이 없는 것으로 나타났다

<Figure 54>는 구두 힐 높이의 변화와 지면조건에 따른 신체중심위치의 전·후 변화를 주효과 값을 사용하여 그림으로 나타낸 것이다. 특히 평지보행이 구두 힐 높이변화에 따라 가장 긴 전방이동거리가 나타났다. 이는 평지보행과는 다른 지면조건 즉, 계단 오르기 와 내리기는 전방 이동과 함께 상·하 방향으로 신체중심이 이동되기 때문에 이동거리가 감소되는 것으로 판단되며, 특히 계단 오르기는 가장 짧은 거리를 나타내고 있어 힘들게 보행하는 것으로 생각된다.

Table 42. Horizontal displacement of COM according to the shoe's heel heights and ground conditions(unit: cm)

Section	Heel height(cm)			total average	
	0cm	6cm	9cm		
COM(Y)	Level	80.90±5.06	77.21±3.48	75.45±3.18	77.85±4.49
	Up	52.19±5.25	52.08±4.06	52.69±3.19	52.31±4.11
	Down	63.52±4.30	66.93±4.51	64.73±5.67	65.05±4.91
	total average	65.53±12.90	65.40±11.19	64.28±10.28	65.07±11.39

NOTE: Values are mean(M)±standard deviation(SD), Level(level walking), Up(upward stairs), Down(downward stairs), COP(center of mass), horizontal displacement of COM: IC ~ TTO

Table 43. Variance analysis result according to the shoe's heel heights and ground conditions in horizontal displacement of COM

Source	SS	df	ms	F	p	Duncan
Heel height(H)	28.297	2	14.149	.735	.483	NS
Ground conditions(G)	9780.049	2	4890.024	253.927	.001	L>D>U
H×G	188.169	4	47.042	2.443	.053	NS
Error	159.865	81	19.258			
Total	11556.380	89				

NOTE: NS: no significant difference, ground conditions: L(level walking), U(upward stairs), D(downward stairs), H, G: main effect, H×G: interaction

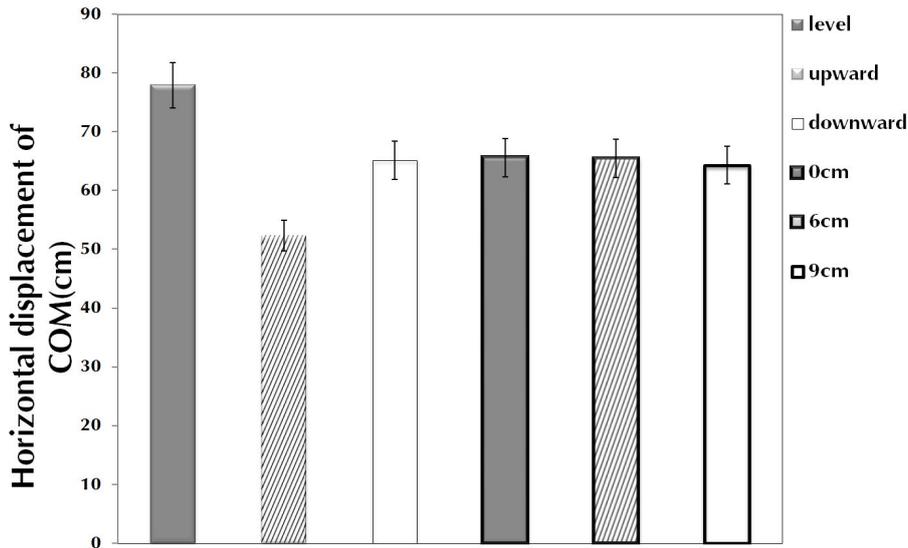


Figure 54. Horizontal displacement of COM according to the shoe's heel heights and ground conditions

(3) 신체중심속도의 전·후 변화

여성들이 착용하는 구두 힐 높이변화와 지면조건에 따른 신체중심속도의 전·후 변화는 <Table 44>와 같다. 변량분석을 실시한 결과 <Table 45>와 같이, 신체중심위치의 전·후 속도변화는 구두 힐 높이증가에 따라 IC에서 0cm가 6cm, 9cm 힐 높이 보다 더 빠르게 유의한 차이가 나타났고, HTO, TTO는 유의한 차이가 없었다. 지면조건에 따라 신체중심의 전·후 속도변화는 IC, HTO에서 평지보행과 계단 내리기가 계단 오르기보다 더 빠른 속도를 보여 유의한 차이가 나타났고, TTO는 계단 오르기가 내단 내리기, 평지보행보다 더 빠르게 유의한 차이가 나타났다

특히 구두 힐 높이와 지면조건 간 IC, HTO, TTO에서 상호작용이 나타나, 일원변량분석을 실시한 결과, IC($F=37.966, p<.001$), HTO($F=50.459, p<.001$)는 평지보행 시 속도가 가장 빠르게 나타났고, 0cm가 6cm, 9cm 힐 높이보다 속도 증가에 가장 큰 영향을 주는 것으로 나타났다. 또한 TTO에서는 계단 내리기가 가장 빠른 속도를 나타냈고, 6cm, 9cm 힐 높이가 0cm 보다 속도 증가에 더 큰 영향을 주는 것으로 나타났다($F=68.238, p<.001$).

Table 44. Velocity of COM according to the shoe's heel heights and ground conditions(unit: cm/sec)

		Heel height(cm)			total average
		0cm	6cm	9cm	
IC	Level	121.93±7.18	106.32±13.34	104.83±11.53	111.02±13.20
	Up	68.43±9.37	64.81±10.96	67.22±7.66	66.82±9.22
	Down	104.54±13.02	101.05±13.30	111.67±11.55	105.75±13.00
	total average	98.30±24.68	90.72±22.35	94.57±22.26	94.53±23.07
HTO	Level	126.40±10.98	111.13±14.90	110.45±13.75	115.99±14.70
	Up	62.40±12.97	54.44±7.46	61.65±7.87	59.49±10.10
	Down	108.54±10.86	121.22±20.36	112.03±10.15	113.92±15.05
	total average	99.11±29.63	95.59±33.29	94.70±25.90	96.47±29.49
TTO	Level	138.00±15.97	134.74±13.50	128.25±10.63	133.66±13.70
	Up	70.95±11.86	61.51±7.92	63.61±7.87	65.35±10.49
	Down	137.68±22.68	155.65±16.24	150.38±18.47	147.90±20.15
	total average	115.54±36.21	117.29±42.93	114.08±39.66	115.64±39.27

NOTE: Values are mean(M)±standard deviation(SD), Level(level walking), Up(upward stairs), Down(downward stairs), event: IC(initial contact), HTO(heel take-off), TTO(toe take-off)

Table 45. Variance analysis result according to the shoe's heel heights and ground conditions in velocity of COM

Source		SS	df	ms	F	p	Duncan
Heel height(H)	IC	861.237	2	430.619	3.495	.035	0>6
	HTO	325.407	2	162.703	1.019	.366	NS
	TTO	155.607	2	77.804	.355	.702	NS
Ground conditions(G)	IC	34975.872	2	17487.936	141.928	.001	L, D>U
	HTO	61597.574	2	30798.787	192.847	.001	L, D>U
	TTO	116826.822	2	58413.411	266.807	.001	D>L>U
H×G	IC	1587.864	4	396.966	3.222	.017	G>H
	HTO	2546.259	4	636.565	3.986	.005	G>H
	TTO	2534.847	4	633.712	2.895	.027	G>H
Error	IC	9980.604	81	123.217			
	HTO	12936.158	81	159.706			
	TTO	17733.754	81	218.935			
Total	IC	47405.577	89				
	HTO	77405.398	89				
	TTO	137251.030	89				

NOTE: NS: no significant difference, ground conditions: L(level walking), U(upward stairs), D(downward stairs), event: IC(initial contact), HTO(heel take-off), TTO(toe take-off), H, G: main effect, H×G: interaction

<Figure 55>는 구두 힐 높이의 변화와 지면조건에 따른 신체중심속도 전·후 변화의 주 효과 값이며, HTO 시점은 각 지면조건과 구두 힐 높이 별 평균값을 사용하여 그림으로 나타낸 것이다. 계단 오르기가 평지보행, 계단 내리기보다 IC부터 TTO까지 신체중심속도가 가장 감소된 형태를 보여주고 있다. 즉, 계단 오르기가 힘들게 보행하는 것으로 판단되며, 계단 내리기는 지면 착지 이후 하향 방향으로 작용된 신체의 운동량이 추진기에 더 증가되어 전·후 이동속도 또한 증가되는 것으로 생각된다. 또한 0cm가 6cm, 9cm 힐 높이보다 모든 지면조건에서 빠른 속도를 보여주고 있다.

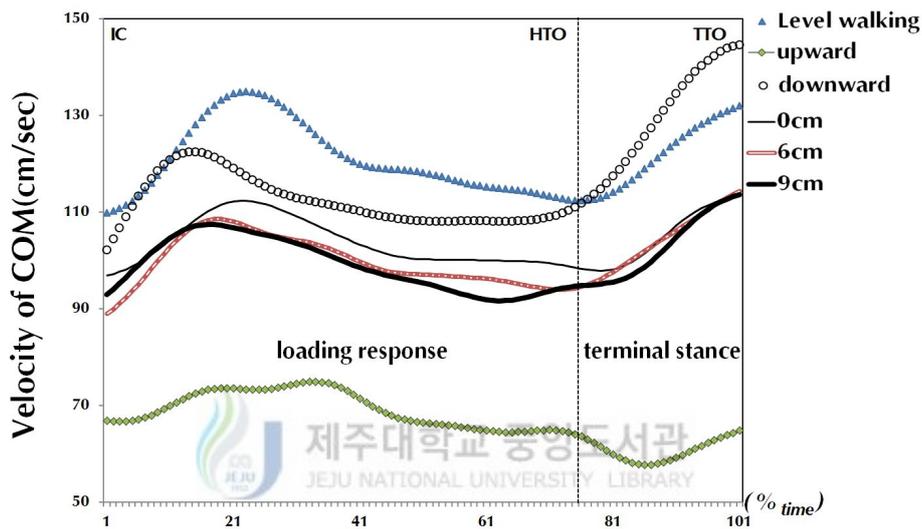


Figure 55. Velocity of COM according to the shoe's heel heights and ground conditions

(4) 체간의 전·후 기울기각도

여성들이 착용하는 구두 힐 높이변화와 지면조건에 따른 체간의 전·후 기울기각도의 변화는 <Table 46>과 같다. 변량분석을 실시한 결과 <Table 47>과 같이, 체간의 전·후 기울기각도의 변화는 구두 힐 높이증가에 따라 IC, HTO, TTO에서 유의한 차이는 없었지만, 지면조건에 따라 IC, HTO, TTO는 평지보행이 계단 오르기 보다 더 큰 전경각 자세를 나타냈고, 계단 내리기는 후경각자세를 나타내어 유의한 차이가 나타났다. 또한 구두 힐 높이와 지면조건에 따라 체간의 전·후 기울기각도의 상호작용은 없는 것으로 나타났다.

Table 46. Front-rear angle according to the shoe's heel heights and ground conditions(unit: degree)

Section	Heel height(cm)			total average	
	0cm	6cm	9cm		
IC	Level	10.71±3.53	9.11±4.38	8.82±3.23	9.55±3.71
	Up	2.48±5.18	2.75±3.48	4.33±4.61	3.19±4.40
	Down	-13.17±3.76	-14.74±5.03	-15.18±5.45	-14.36±4.72
	total average	0.00±10.87	-0.95±11.08	-0.67±11.48	-0.54±11.02
HTO	Level	9.67±2.05	9.50±3.67	8.90±3.94	9.35±3.22
	Up	5.25±5.56	5.17±5.53	7.39±5.11	5.94±5.32
	Down	-11.66±3.95	-13.50±5.71	-13.89±5.31	-13.02±4.97
	total average	1.08±10.16	0.39±11.26	0.80±11.56	0.75±10.89
TTO	Level	12.84±2.60	11.37±3.24	10.37±3.51	11.52±3.20
	Up	6.89±4.41	5.72±5.36	8.03±4.18	6.88±4.61
	Down	-13.04±4.78	-14.22±4.69	-14.67±5.55	-13.93±4.84
	total average	2.24±11.89	0.99±11.92	1.24±12.27	1.49±11.91

NOTE: Values are mean(M)±standard deviation(SD), Level(level walking), Up(upward stairs), Down(downward stairs), event: IC(initial contact), HTO(heel take-off), TTO(toe take-off)

Table 47. Variance analysis result according to the shoe's heel heights and ground conditions in front-rear angle

Source		SS	df	ms	F	p	Duncan
Heel height(H)	IC	14.773	2	7.386	.387	.680	NS
	HTO	7.281	2	3.641	.166	.847	NS
	TTO	26.375	2	13.188	.700	.500	NS
Ground conditions(G)	IC	9211.729	2	4605.864	241.216	.001	L>U>D
	HTO	8721.015	2	4360.508	198.691	.001	L>U>D
	TTO	11029.809	2	5514.904	292.661	.001	L>U>D
H×G	IC	48.122	4	12.031	.630	.642	NS
	HTO	56.025	4	14.006	.638	.637	NS
	TTO	45.735	4	11.434	.607	.659	NS
Error	IC	1546.646	81	19.094			
	HTO	1777.636	81	21.946			
	TTO	1526.362	81	18.844			
Total	IC	10821.270	89				
	HTO	10561.958	89				
	TTO	12628.281	89				

NOTE: NS: no significant difference, ground conditions: L(level walking), U(upward stairs), D(downward stairs), event: IC(initial contact), HTO(heel take-off), TTO(toe take-off), H, G: main effect, H×G: interaction

<Figure 56>은 구두 힐 높이의 변화와 지면조건에 따른 동제 전·후 기울기각도 변화의 주효과 값이며, HTO 시점은 각 지면조건과 구두 힐 높이 별 평균값을 사용하여 그림으로 나타낸 것이다. 평지보행이 구두 힐 높이의 변화에 따라 가장 큰 전경각 자세를 보여주고 있다. 또한 계단 내리기는 신체의 전방회전량을 감소시키기 위해 후격각 자세로 유지하여 보행하는 것으로 생각된다.

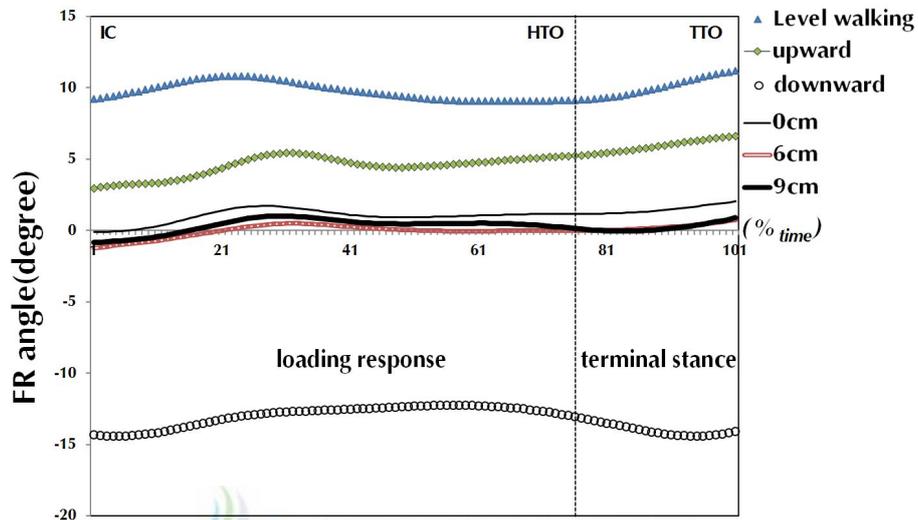


Figure 56. FR angle according to the shoe's heel heights and ground conditions

(5) 체간의 좌·우 기울기각도

여성들이 착용하는 구두 힐 높이변화와 지면조건에 따른 체간의 좌·우 기울기각도의 변화는 <Table 48>과 같다. 변량분석을 실시한 결과 <Table 49>와 같이, 체간의 좌·우 기울기각도의 변화는 구두 힐 높이증가에 따라 IC, HTO, TTO에서 유의한 차이는 없었지만, 지면조건에 따라 IC, HTO, TTO는 계단 오르고 내리기가 평지보행 보다 더 큰 좌경각 자세를 보여 유의한 차이가 나타났다. 또한 구두 힐 높이와 지면조건에 따라 체간의 좌·우 기울기각도는 상호작용이 없는 것으로 나타났다.

Table 48. Left-right angle according to the shoe's heel heights and ground conditions(unit: degree)

Section	Heel height(cm)			total average	
	0cm	6cm	9cm		
IC	Level	-2.01±1.32	-1.92±2.17	-1.10±1.17	-1.67±1.61
	Up	2.51±1.96	3.18±3.92	2.58±2.81	2.75±2.91
	Down	0.14±1.13	1.69±1.97	0.72±1.89	0.88±1.75
	total average	0.25±2.37	0.98±3.49	0.73±2.51	0.65±2.82
HTO	Level	-1.18±2.19	-1.19±2.16	-0.55±1.40	-0.97±1.90
	Up	0.98±2.97	0.67±2.20	0.50±1.53	0.71±2.23
	Down	2.00±2.93	4.35±2.30	2.39±2.63	2.90±2.47
	total average	0.59±2.95	1.27±3.17	0.78±2.23	0.88±2.79
TTO	Level	-0.68±1.64	-0.07±2.33	0.36±1.16	-0.12±1.76
	Up	2.62±2.88	2.66±2.35	2.92±2.16	2.73±1.40
	Down	2.53±3.15	4.60±3.60	3.71±2.85	3.70±3.06
	total average	1.50±2.99	2.47±3.23	2.33±2.54	2.10±2.93

NOTE: Values are mean(M)±standard deviation(SD), Level(level walking), Up(upward stairs), Down(downward stairs), event: IC(initial contact), HTO(heel take-off), TTO(toe take-off)

Table 49. Variance analysis result according to the shoe's heel heights and ground conditions in left-right angle

Source		SS	df	ms	F	p	Duncan
Heel height(H)	IC	8.303	2	4.152	.856	.428	NS
	HTO	7.433	2	3.717	.694	.503	NS
	TTO	16.477	2	8.239	1.337	.268	NS
Ground conditions(G)	IC	297.076	2	148.538	30.644	.001	U>D>L
	HTO	227.160	2	113.580	21.198	.001	D>U>L
	TTO	237.988	2	118.994	19.315	.001	D,U>L
H×G	IC	10.213	4	2.553	.527	.716	NS
	HTO	28.231	4	7.058	1.317	.271	NS
	TTO	15.032	4	3.758	.610	.657	NS
Error	IC	392.618	81	4.847			
	HTO	433.995	81	5.358			
	TTO	499.014	81	6.161			
Total	IC	708.210	89				
	HTO	696.819	89				
	TTO	768.511	89				

NOTE: NS: no significant difference, ground conditions: L(level walking), U(upward stairs), D(downward stairs), event: IC(initial contact), HTO(heel take-off), TTO(toe take-off), H, G: main effect, H×G: interaction

<Figure 57>은 구두 힐 높이의 변화와 지면조건에 따른 동계 좌·우 기울기각도 변화의 주효과 값이며, HTO 시점은 각 지면조건과 구두 힐 높이 별 평균값을 사용하여 그림으로 나타낸 것이다. 평지보행이 IC부터 구두 힐 높이의 변화에 따라 발의 지지면적 방향으로 우측기울기로 보행하는 형태를 보여주고 있으며, 계단 내리기는 충격감소를 위해 반대쪽 좌경각 자세를 유도하여 착지하는 것으로 판단된다. 특히, 6cm, 9cm 힐 높이가 0cm와 비교하여 모든 지면조건에 따라 기울기 성향이 더 증가되는 형태를 보였고, 급격한 이동 패턴을 보여주고 있다.

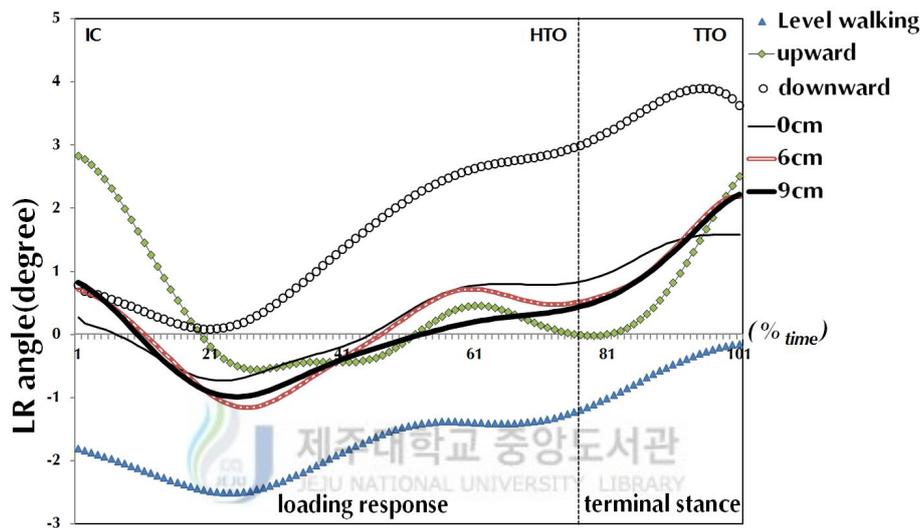


Figure 57. LR angle according to the shoe's heel heights and ground conditions

(5) 체간의 전·후 기울기각도를 이용한 자세안정성 평가

여성들이 착용하는 구두 힐 높이변화와 지면조건에 따른 체간의 전·후, 좌·우 기울기각도를 이용한 자세안정성의 평가 결과는 <Table 50>과 같다. 변량분석을 실시한 결과 <Table 51>과 같이, F-RAE는 구두 힐 높이변화에 따라 유의한 차이는 없었지만, 지면조건에 따라 계단 내리기가 계단 오르기, 평지보행 보다 자세안정성이 더 저하되는 경향을 보여 유의한 차이가 나타났다. L-RAE의 변화에서도 구두 힐 높이증가에 따라 큰 차이는 없었지만, 계단 내리기가 평지보행, 계단 오르기보다 자세안정성이 더 저하되어 유의한 차이가 나타났다. 또한 구두 힐 높이와 지면조건에 따라 R-FAE와 L-RAE 안정성의 상호작용은 없는 것으로 나타났다.

Table 50. FR·LR angle excursion according to the shoe's heel heights and ground conditions

Section	Heel height(cm)			total average	
	0cm	6cm	9cm		
F-RAE	Level	15.24±4.54	15.74±5.86	15.17±8.08	15.39±6.11
	Up	8.04±7.26	8.24±7.56	8.72±6.11	8.33±6.76
	Down	22.21±7.14	24.20±10.07	25.70±10.53	24.04±10.53
	total average	15.17±8.56	16.06±10.19	16.52±10.82	15.92±9.80
L-RAE	Level	2.57±1.47	3.18±2.97	2.50±1.26	2.57±1.47
	Up	3.69±1.16	3.62±2.07	2.33±1.09	3.21±2.00
	Down	4.94±2.05	6.31±2.93	4.43±2.09	5.23±2.44
	total average	3.73±1.83	4.37±2.95	3.09±1.78	3.73±2.29

NOTE: Values are mean(M)±standard deviation(SD), Level(level walking), Up(upward stairs), Down(downward stairs), F-RAE(FR angle excursion), L-RAE(LR angle excursion)

Table 51. Variance analysis result according to the shoe's heel heights and ground conditions in FR·LR angle excursion

Source		SS	df	ms	F	p	Duncan
Heel height(H)	F-RAE	28.623	2	14.311	.242	.785	NS
	L-RAE	24.722	2	12.361	3.029	.054	NS
Ground conditions(G)	F-RAE	3715.241	2	1857.620	31.453	.001	D>L>U
	L-RAE	104.126	2	52.063	12.759	.001	D>L, U
H×G	F-RAE	36.819	4	9.205	.156	.960	NS
	L-RAE	8.693	4	2.173	.533	.712	NS
Error	F-RAE	4783.951	81	59.061			
	L-RAE	330.529	81	4.081			
Total	F-RAE	8564.633	89				
	L-RAE	468.071	89				

NOTE: NS: no significant difference, ground conditions: L(level walking), U(upward stairs), D(downward stairs), H, G: main effect, H×G: interaction

<Figure 58>은 구두 힐 높이의 변화와 지면조건에 따른 F-RAE 자세안정성의 주효과 값을 그림으로 나타낸 것이다. 구두 힐 높이변화에 따라 지면조건 간 안정성에 큰 차이는 없었지만, 특히 계단 내리기 시 전후 기울기의 자세안정성이 가장 감소되는 것으로 나타났다. 이는 계단을 오르는 느린 동작과 비교하여 계단 내리기 시 빠른 이동속도와 급격한 체간의 기울기각도에 영향을 받는 것으로 생각된다.

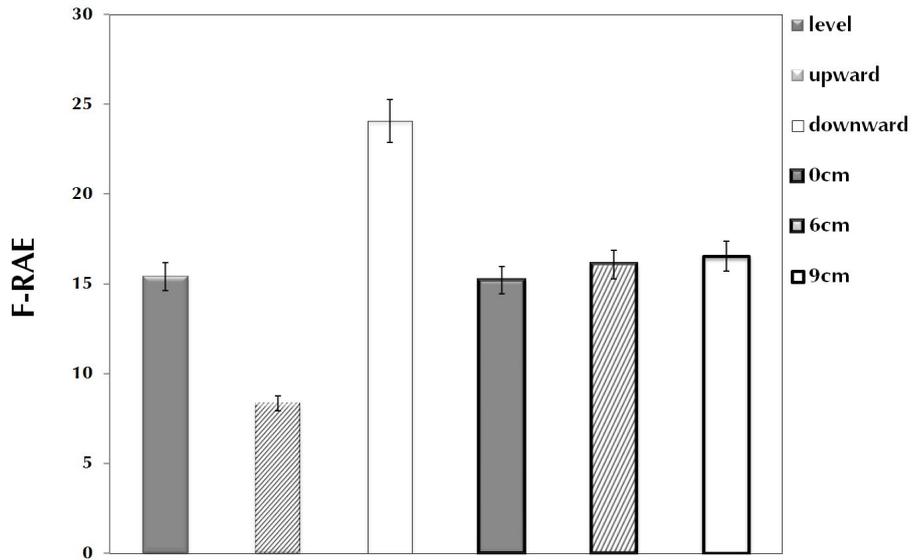


Figure 58. F-RAE according to the shoe's heel heights and ground conditions

<Figure 59>는 구두 힐 높이의 변화와 지면조건에 따른 L-RAE 자세안정성의 주효과 값을 그림으로 나타낸 것이다. 특히 F-RAE 자세안정성과 마찬가지로 계단 내리기가 자세안정성이 가장 저하된 형태를 보여주고 있어, 계단을 내려오는 동안 체간의 좌·우 기울기 성향이 급격하게 변화된 결과로 생각된다.

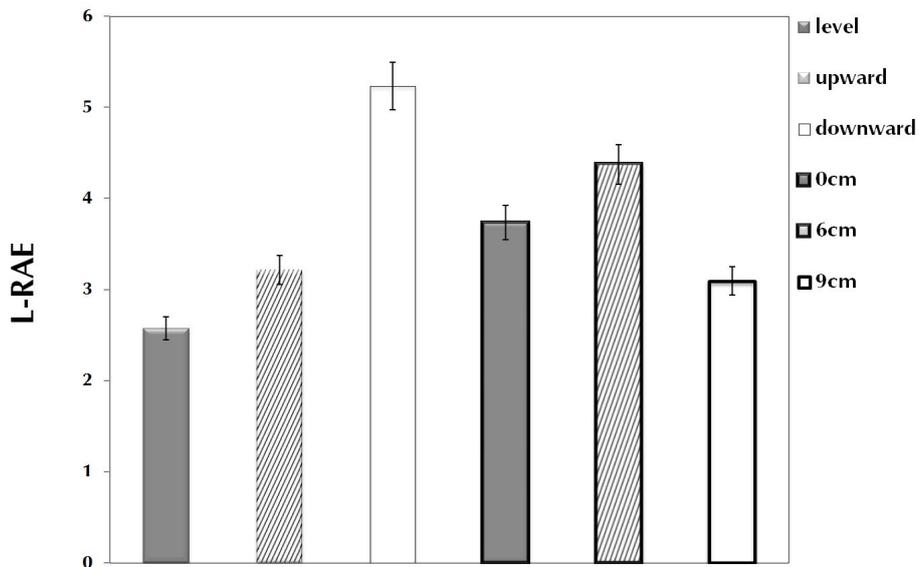


Figure 59. L-RAE according to the shoe's heel heights and ground conditions

(4) 압력중심의 변인(ΔCOP_x , ΔCOP_y , COP area)

여성들이 착용하는 구두 힐 높이변화와 지면조건에 따른 ΔCOP_x , ΔCOP_y , COP area의 변화는 <Table 52>와 같다. 변량분석을 실시한 결과 <Table 53>과 같이, 구두 힐 높이변화에 따라 0cm가 ΔCOP_x , ΔCOP_y , COP area에서 6cm, 9cm 힐 높이가 보다 더 크게 유의한 차이가 나타났다. 또한 지면조건에 따라 ΔCOP_x 는 계단 내리기가 평지보행, 계단 오르기보다 더 크게 유의한 차이가 나타났고, ΔCOP_y , COP area는 평지보행이 계단 오르고 내리기 보다 더 크게 유의한 차이가 나타났다. 또한 ΔCOP_x 에서 구두 힐 높이변화와 지면조건에 따라 상호작용이 나타나, 일원변량분석을 실시한 결과 계단 내리기 시 0cm가 가장 큰 변화를 보여 유의한 차이가 나타났고($F=22.341$, $p<.001$), 모든 지면조건에서 6cm와 9cm 힐 높이가 직선적인 형태를 보여 ΔCOP_x 에 큰 영향을 주는 것으로 나타났다.

Table 52. Center of pressure variables according to the shoe's heel heights and ground conditions

Section		Heel height(cm)			total average
		0cm	6cm	9cm	
ΔCOP_x (cm)	Level	2.73±0.53	-0.31±1.67	-1.05±1.65	0.45±2.13
	Up	2.41±0.70	1.52±1.10	1.44±0.64	1.79±0.74
	Down	3.16±0.67	1.92±0.34	1.91±0.39	2.33±0.76
	total average	2.76±0.69	1.04±1.40	0.76±0.16	1.52±1.57
ΔCOP_y (cm)	Level	19.70±1.96	19.87±0.92	19.17±1.55	19.57±1.96
	Up	12.94±1.28	10.43±1.10	10.14±2.65	11.16±2.16
	Down	14.01±0.89	13.26±2.36	12.37±2.68	13.21±2.16
	total average	15.54±3.32	14.52±4.30	13.89±4.51	14.65±4.09
COP area (cm ²)	Level	53.29±8.83	30.95±9.06	35.12±9.19	39.78±13.16
	Up	31.69±12.08	15.78±4.93	14.66±7.54	20.71±11.53
	Down	44.28±9.06	25.56±6.78	23.06±12.47	30.97±12.47
	total average	43.08±13.27	24.09±9.38	24.28±11.82	30.49±14.55

NOTE: Values are mean(M)±standard deviation(SD), Level(level walking), Up(upward stairs), Down(downward stairs)

Table 53. Variance analysis result according to the shoe's heel heights and ground conditions in center of pressure variables

Source		SS	df	ms	F	p	Duncan
Heel height(H)	Δ COPx	70.508	2	35.254	41.222	.001	0>6, 9
	Δ COPy	41.911	2	20.956	6.168	.003	0>6, 9
	COP area	7143.728	2	3571.864	47.689	.001	0>6, 9
Ground conditions(G)	Δ COPx	56.351	2	28.176	32.945	.001	D>U>L
	Δ COPy	1154.049	2	577.024	169.848	.001	L>D>U
	COP area	5468.491	2	2734.246	36.505	.001	L>D>U
H×G	Δ COPx	25.991	4	6.498	7.598	.001	H>G
	Δ COPy	21.558	4	5.390	1.586	.186	NS
	COP area	182.775	4	45.694	.610	.657	NS
Error	Δ COPx	69.273	81	.855			
	Δ COPy	275.181	81	3.397			
	COP area	6066.867	81	74.900			
Total	Δ COPx	222.123	89				
	Δ COPy	1492.700	89				
	COP area	18861.861	89				

NOTE: NS: no significant difference, ground conditions: L(level walking), U(upward stairs), D(downward stairs), H, G: main effect, H×G: interaction

<Figure 60>은 구두 힐 높이의 변화와 지면조건에 따른 Δ COPx의 결과를 그림으로 나타낸 것이다. 힐 높이증가에 따라 6cm, 9cm 힐 높이는 Δ COPx의 움직임이 작게 나타나, 보행 시 생성되는 신체 운동량의 감속·추진을 위한 기전이 저하되는 것으로 생각된다. 특히, 지면조건 별 계단 내리기 시 큰 움직임이 생성되는 형태를 보이고 있어 이는 착지 시 생성되는 큰 충격력으로 안정성 확보를 위해 움직임의 변화가 크게 나타나는 것으로 생각된다.

<Figure 61>은 구두 힐 높이의 변화와 지면조건에 따른 Δ COPy의 결과를 그림으로 나타낸 것으로, 평지보행이 다른 조건들과 비교하여 큰 값을 보여주고 있다. 이는 계단보행 시 신체중심의 이동은 수평·수직방향으로 이동되기 때문에 평지보행과 비교하여 제한적인 움직임의 결과로 생각된다. 한편, <Figure 62>는 COP area을 각 피험자 10명의 데이터 값으로 나타낸 것이며, 0cm가 가장 큰 범위를 보였고, 힐 높이증가에 따라 6cm, 9cm 힐 높이는 Δ COPx의 움직임이 작게 나타나, 보행 시 생성되는 신체 운동량의 감속·추진을 위한 기전이 저하되는 것으로 생각된다. 특히, 지면조건 별 계단 내리기 시 큰 움직임이 생성되는 형태를 보이고 있어 이는 착지 시 생성되는 큰 충격력으로 안정성 확보를 위해 움직임의 변화가 크게 나타나는 것으로 생각된다.

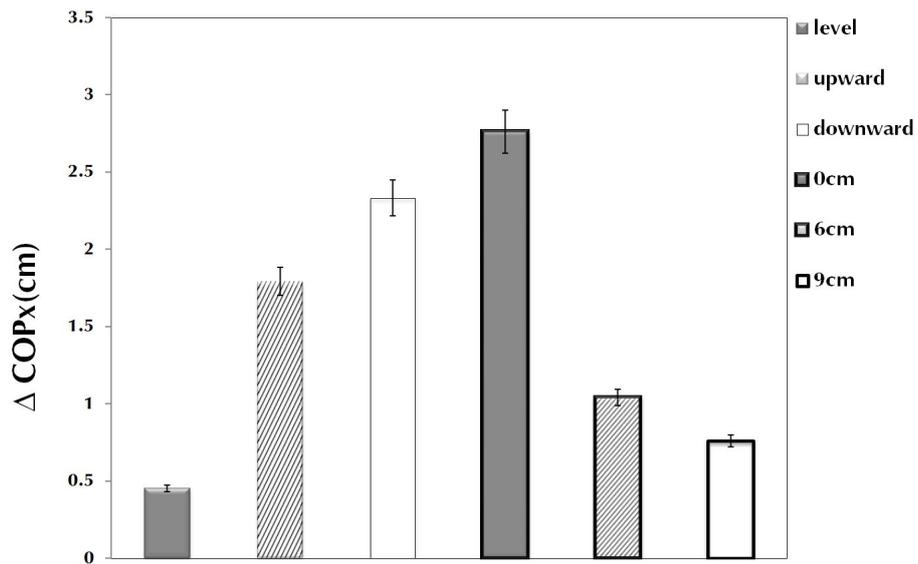


Figure 60. Δ COPx according to the shoe's heel heights and ground conditions

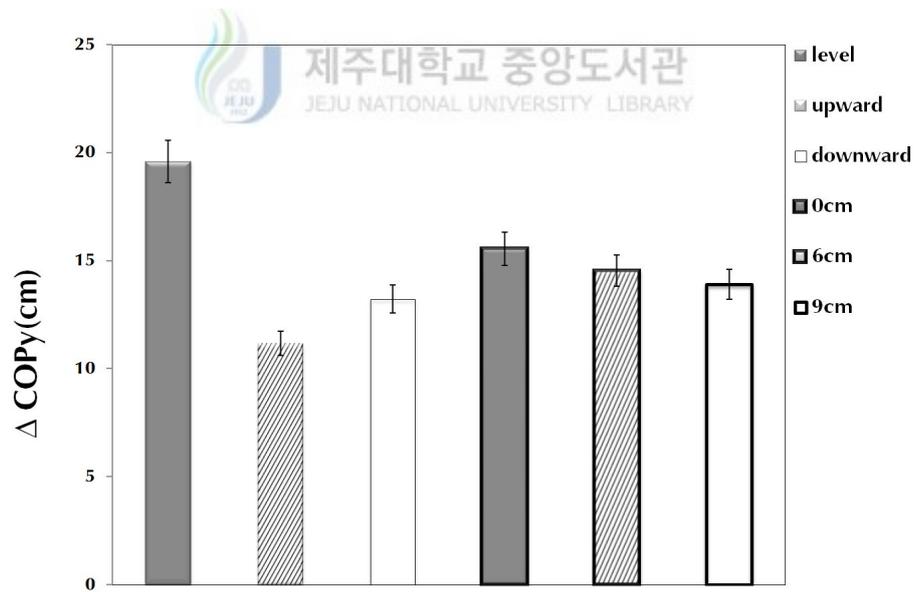


Figure 61. Δ COPy according to the shoe's heel heights and ground conditions

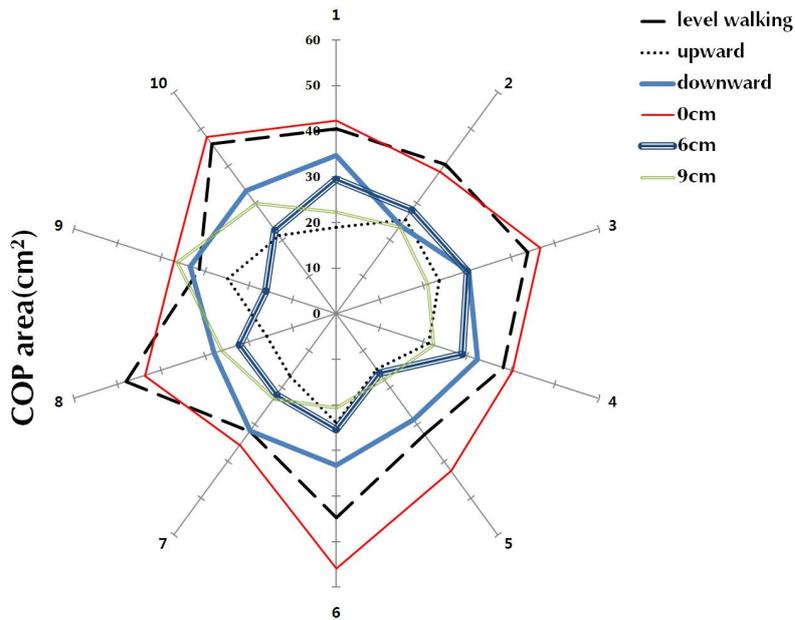


Figure 62. COP area according to the shoe's heel heights and ground conditions

(5) 동적 안정성지수(MLSI, APSI, VSI, DPSI)

동적 안정성지수의 변화는 <Table 54>와 같다. 변량분석을 실시한 결과 <Table 55>와 같이, 구두 힐 높이변화에 따라 MLSI, APSI, VSI, DPSI는 유의한 차이가 없었지만, 지면조건 별 MLSI는 평지보행이 계단 오르고 내리기와 비교하여 안정성이 가장 높게 유의한 차이가 나타났고, APSI는 계단 오르기가 평지보행과 계단 내리기와 비교하여 안정성이 더 높게 유의한 차이가 나타났다. VSI는 평지보행이 계단 오르고 내리기와 비교하여 안정성이 더 높게 유의한 차이가 나타났고, DPSI는 평지보행이 계단 오르고, 계단 내리기와 비교하여 안정성이 더 높게 유의한 차이가 나타났다. 또한 구두 힐 높이변화와 지면조건에 따라 동적 안정성의 변화는 상호작용이 없는 것으로 나타났다.

<Figure 63>은 구두 힐 높이의 변화와 지면조건에 따른 안정성지수의 변화를 각 대상자 10명의 자료를 사용하여 그림으로 나타낸 것이다. 구두 힐 높이변화에 따라 큰 변화는 없었지만, 특히 지면조건 별 계단 내리기가 계단 오르고 평지보행과 비교하여 동적 안정성은 가장 감소되는 형태를 보여주고 있다. 이는 평지보행과 계단 오르기에 비해 계단 내리기가 3차원으로 생성되는 지면반발력의 큰 충격유형과 짧은 시간의 변화로 동적 안정성이 감소되는 것으로 판단된다.

Table 54. Dynamic postural stability index according to the shoe's heel heights and ground conditions

Section		Heel height(cm)			total average
		0cm	6cm	9cm	
MLSI	Level	0.01±0.00	0.02±0.00	0.01±0.00	0.01±0.00
	Up	0.03±0.01	0.02±0.01	0.03±0.01	0.02±0.01
	Down	0.04±0.00	0.04±0.01	0.04±0.01	0.04±0.01
	total average	0.03±0.01	0.03±0.01	0.03±0.01	0.03±0.01
APSI	Level	0.07±0.01	0.07±0.01	0.07±0.01	0.07±0.01
	Up	0.06±0.01	0.06±0.01	0.06±0.01	0.05±0.01
	Down	0.11±0.01	0.11±0.00	0.11±0.03	0.11±0.02
	total average	0.08±0.02	0.08±0.02	0.08±0.03	0.08±0.02
VSI	Level	0.63±0.08	0.65±0.07	0.63±0.09	0.64±0.08
	Up	0.91±0.13	0.87±0.12	0.93±0.12	0.90±0.12
	Down	0.88±0.09	0.94±0.07	0.95±0.15	0.93±0.11
	total average	0.81±0.16	0.82±0.15	0.84±0.19	0.82±0.16
DPSI	Level	0.72±0.11	0.75±0.09	0.73±0.12	0.73±0.10
	Up	1.00±0.14	0.95±0.14	1.12±0.13	0.98±0.13
	Down	1.05±0.11	1.11±0.08	1.12±0.19	1.09±0.13
	total average	0.92±0.18	0.93±0.18	0.95±0.22	0.94±0.19

NOTE: Values are mean(M)±standard deviation(SD), Level(level walking), Up(upward stairs), Down(downward stairs), ML(medial-lateral), AP(anterior-posterior), V(vertical), DP(dynamic postural Stability Index)

Table 55. Variance analysis result according to the shoe's heel heights and ground conditions in dynamic postural stability index

<i>Source</i>		<i>SS</i>	<i>df</i>	<i>ms</i>	<i>F</i>	<i>p</i>	<i>Duncan</i>
Heel height(H)	MLSI	.000	2	.000	.110	.896	NS
	APSI	.000	2	.000	.391	.678	NS
	VSI	.014	2	.007	.562	.572	NS
	DPSI	.016	2	.008	.486	.617	NS
Ground conditions(G)	MLSI	.012	2	.006	52.755	.001	L>U>D
	APSI	.049	2	.025	80.418	.001	U>L>D
	VSI	1.537	2	.769	64.005	.001	L>U, D
	DPSI	2.017	2	1.009	60.692	.001	L>U>D
H×G	MLSI	.000	4	.000	.830	.510	NS
	APSI	.000	4	.000	.191	.943	NS
	VSI	.037	4	.009	.779	.542	NS
	DPSI	.045	4	.011	.670	.615	NS
Error	MLSI	.009	81	.000			
	APSI	.025	81	.000			
	VSI	.973	81	.012			
	DPSI	1.346	81	.017			
Total	MLSI	.021	89				
	APSI	.074	89				
	VSI	2.561	89				
	DPSI	3.424	89				

NOTE: NS: no significant difference, ground conditions: L(level walking), U(upward stairs), D(downward stairs), ML(medial-lateral), AP(anterior-posterior), V(vertical), DP(dynamic postural) Stability Index, H, G: main effect, H×G: interaction

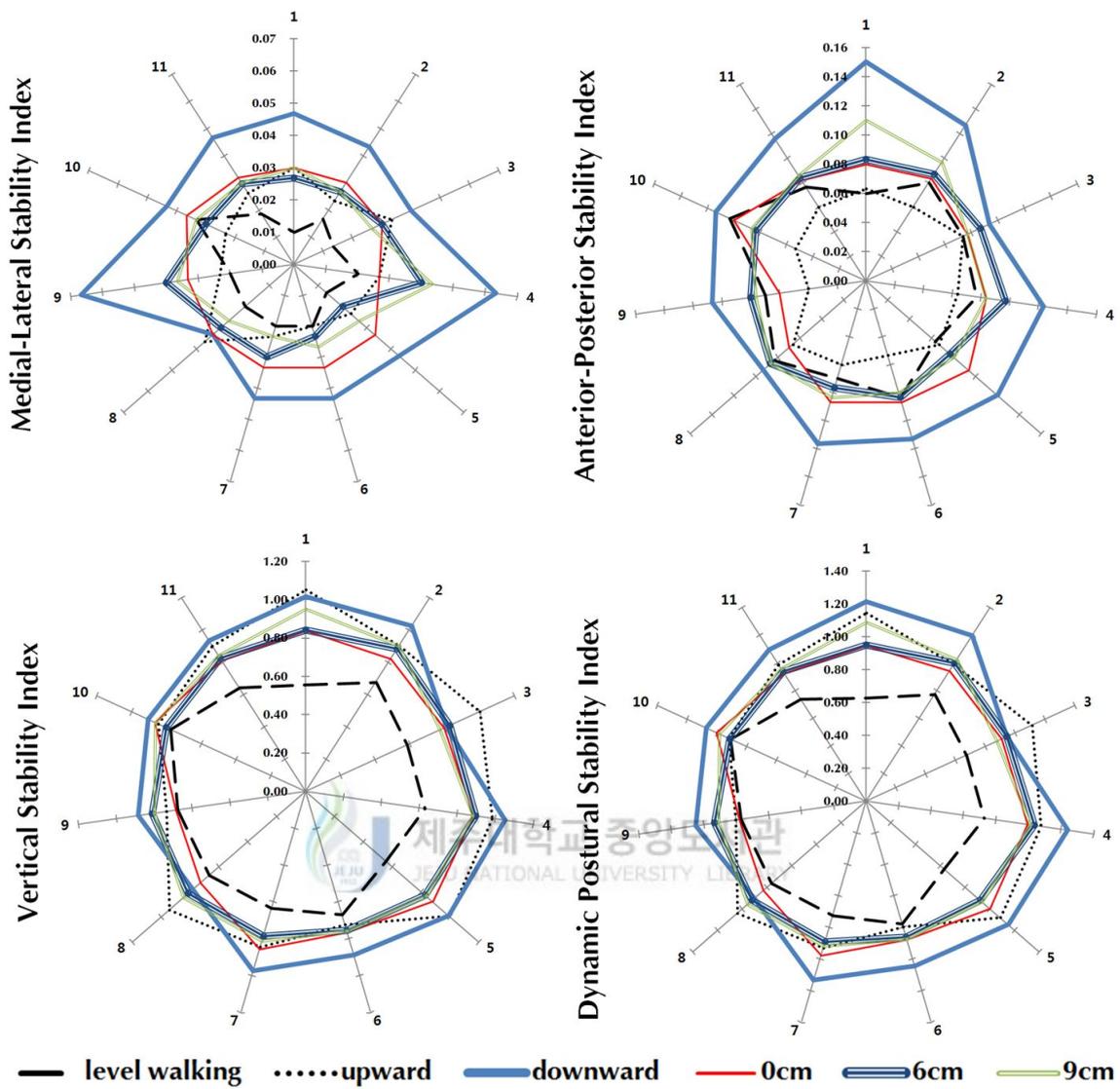


Figure 63. Dynamic postural stability index according to the shoe's heel heights and ground conditions(MLSI, APSI, VSI, DPSI)

3) 지면반력 변인의 변화

(1) 전·후 지면반력의 변화

여성들이 착용하는 구두 힐 높이변화와 지면조건에 따라 제동력이 발생하는 시점과 HTO 이후 TTO 전 추진기 시점을 분석한 결과 <Table 56>과 같다. 변량분석을 실시한 결과 <Table 57>과 같이, 구두 힐 높이변화에 따라 Fy 1과 Fy 2는 유의한 차이는 없었지만, 지면조건에 따라 Fy 1은 평지보행이 가장 큰 값을 보여 유의한 차이가 나타났고, Fy 2는 계단 오르기가 계단 내리기와 평지보행보다 가장 작은 값을 보여 유의한 차이가 나타났다. 특히 구두 힐 높이와 지면조건에 따라 Fy 1에서 상호작용이 있는 것으로 나타났다. 이에 따라 일원변량분석을 실시한 결과, 계단 내리기가 다른 지면조건과 비교하여 계단 오르고 평지보행 시 나타난 음(negative)의 방향이 아닌 양(positive)의 방향이 나타났고, 9cm 구두 힐 높이가 제동력에 가장 큰 영향을 주는 것으로 나타났다($F=77.146, p<.001$).

<Figure 64>는 구두 힐 높이의 변화와 지면조건에 따른 Fy 1의 변화를 그림으로 나타낸 것이다. 계단 오르기의 경우, 평지보행과 비교하여 계단 오르기는 신체중심이 상방향으로 이동되어야 하기 때문에 계단의 구조 상 더 적은 제동력이 나타나는 것으로 생각되며, 계단 내리기는 전족 착지의 형태와 체간의 전방회전력이 증가하여 추진력과 유사한 방향의 제동력을 보이는 것으로 생각된다. 특히 이러한 기전은 구두 뒤 굽이 높아진 9cm 힐 높이로 인해 발목관절이 과도하게 저축 굴곡되어 더 큰 영향을 주는 것으로 판단된다.

Table 56. Anterior-posterior GRF according to the shoe's heel heights and ground conditions(unit: BW(N))

Section	Heel height(cm)			total average	
	0cm	6cm	9cm		
Fy 1	Level	-0.16±0.06	-0.18±0.04	-0.21±0.03	-0.18±0.05
	Up	-0.12±0.02	-0.13±0.01	-0.15±0.04	-0.13±0.02
	Down	0.22±0.06	0.36±0.16	0.42±0.18	0.33±0.16
	total average	-0.02±0.18	0.01±0.26	0.02±0.30	0.00±0.25
Fy 2	Level	0.21±0.03	0.23±0.02	0.23±0.03	0.23±0.03
	Up	0.12±0.03	0.12±0.02	0.13±0.03	0.12±0.03
	Down	0.26±0.04	0.27±0.05	0.27±0.08	0.26±0.06
	total average	0.20±0.06	0.21±0.07	0.21±0.08	0.20±0.07

NOTE: Values are mean(M)±standard deviation(SD), Level(level walking), Up(upward stairs), Down(downward stairs), Fy 1(braking forces GRF), Fy 2(momentum GRF)

Table 57. Variance analysis result according to the shoe's heel heights and ground conditions in anterior-posterior GRF

Source		SS	df	ms	F	p	Duncan
Heel height(H)	Fy 1	.036	2	.018	2.123	.126	NS
	Fy 2	.002	2	.001	.573	.566	NS
Ground conditions(G)	Fy 1	5.007	2	2.504	295.501	.001	L>U>D
	Fy 2	.323	2	.162	76.059	.001	D>L>U
H×G	Fy 1	.186	4	.046	5.481	.001	G>H
	Fy 2	.001	4	.000	.085	.987	NS
Error	Fy 1	5.916	90				
	Fy 2	4.430	90				
Total	Fy 1	5.915	89				
	Fy 2	.499	89				

NOTE: NS: no significant difference, ground conditions: L(level walking), U(upward stairs), D(downward stairs), Fy 1(braking forces GRF), Fy 2(momentum GRF), H, G: main effect, H×G: interaction

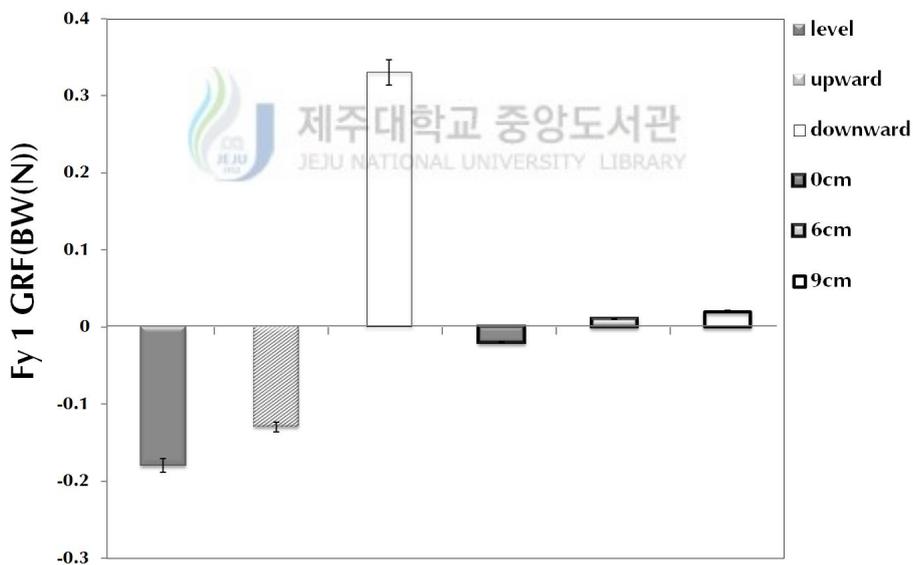


Figure 64. Fy 1 GRF according to the shoe's heel heights and ground conditions

<Figure 65>는 구두 힐 높이의 변화와 지면조건에 따른 Fy 2의 변화를 그림으로 나타낸 것이다. 구두 힐 높이변화에 따라 큰 차이는 없는 형태를 보이고 있지만, 지면조건에 따라 평지보행과 비교하여 계단 오르는 신체중심의 상방향으로 이동하기 위해 체간의 전방 기울기와 수직 지면반력에 힘이 분산되어 상대적으로 적은 추진력이 생성되는 것으로 생

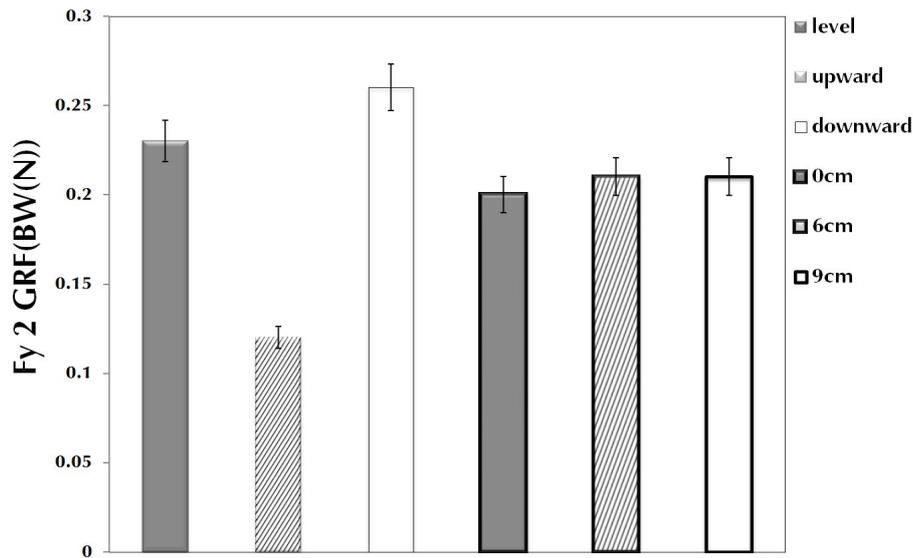


Figure 65. Fy 2 GRF according to the shoe's heel heights and ground conditions

각된다. 특히 계단 내리기는 하향 보행으로 인해 증가된 신체중심의 속도에 영향을 받아 마지막 지지기 이후 더 큰 추진력이 생성되는 것으로 생각된다.

(2) 최대 수직 지면반력(Fz)

구두 힐 높이변화와 지면조건에 따른 최대 수직 지면반력의 변화는 <Table 58>과 같다. 변량분석을 실시한 결과 <Table 59>와 같이, 최대 수직 지면반력은 구두 힐 높이변화에 따라 유의한 차이는 없었지만, 지면조건에 따라 계단 내리기가 평지보행, 계단 오르기보다 더 큰 수직 지면반력을 보여 유의한 차이가 나타났다.

Table 58. Maximum vertical GRF according to the shoe's heel heights and ground conditions(unit: BW(N))

Section	Heel height(cm)			total average
	0cm	6cm	9cm	
Level	1.12±0.13	1.19±0.10	1.24±0.09	1.18±0.12
Up	1.02±0.08	1.02±0.07	1.04±0.09	1.02±0.07
Down	2.69±0.71	2.59±0.82	2.60±0.76	2.63±0.74
total average	1.61±0.88	1.60±0.85	1.62±0.82	1.61±0.84

NOTE: Values are mean(M)±standard deviation(SD), Level(level walking), Up(upward stairs), Down(downward stairs)

Table 59. Variance analysis result according to the shoe's heel heights and ground condition in maximum vertical GRF

Source	SS	df	ms	F	p	Duncan
Heel height(H)	.008	2	.004	.021	.979	NS
Ground Conditions(G)	47.036	2	23.518	115.833	.001	D>L, D
H×G	.130	4	.033	.160	.958	NS
Error	16.446	81	.203			
Total	63.621	89				

NOTE: NS: no significant difference, ground conditions: L(level walking), U(upward stairs), D(downward stairs), H, G: main effect, H×G: interaction

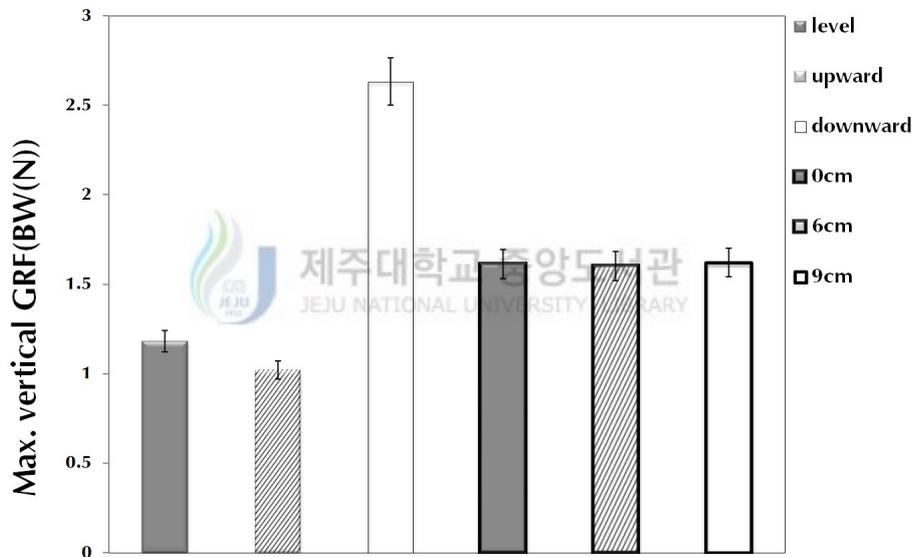


Figure 66. Maximum vertical GRF according to the shoe's heel heights and ground conditions

(3) 충격 부하율

구두 힐 높이변화와 지면조건에 따른 충격 부하율의 변화는 <Table 60>과 같다. 변량분석을 실시한 결과 <Table 61>과 같이, 구두 힐 높이증가에 따라 9cm 힐 높이가 6cm, 0cm와 비교하여 더 크게 유의한 차이가 나타났고, 지면조건에 따라 계단 내리기가 평지보행, 계단 오르기과 비교하여 더 크게 유의한 차이가 나타났다. 특히 구두 힐 높이와 지면조건 간 최대 수직 지면반력에 상호작용이 나타나, 일원변량을 실시한 결과, 계단 내리기가 가

Table 60. Impact loading rate according to the shoe's heel heights and ground conditions(unit: BW(N)·sec⁻¹)

Section		Heel height(cm)			total average
		0cm	6cm	9cm	
Impact loading rate	Level	7.21±1.30	8.36±1.63	8.34±1.27	7.97±1.46
	Up	5.06±2.00	4.30±1.93	4.68±1.33	4.68±1.74
	Down	60.36±29.89	70.73±38.36	119.15±72.81	83.41±55.30
	total average	24.21±30.91	27.80±37.62	44.06±67.56	32.02±48.32

NOTE: Values are mean(M)±standard deviation(SD), Level(level walking), Up(upward stairs), Down(downward stairs)

장 큰 부하율을 나타냈고, 9cm 구두 힐 높이가 큰 영향을 주는 것으로 나타났다(F=29.043, p<.001).

Table 61. Variance analysis result according to the shoe's heel heights and ground conditions in impact loading rate

Source	SS	df	ms	F	p	Duncan
Heel height(H)	6712.168	2	3356.084	3.932	.023	9>6,0
Ground conditions(G)	119026.457	2	59513.229	69.719	.001	D>L, U
H×G	12994.183	4	3248.546	3.806	.007	G>H
Error	69142.794	81	853.615			
Total	207875.601	89				

NOTE: NS: no significant difference, ground conditions: L(level walking), U(upward stairs), D(downward stairs), H, G: main effect, H×G: interaction

<Figure 67>은 구두 힐 높이가 지면조건에 따른 충격 부하율의 변화를 그림으로 나타낸 것이다. 계단 내리기가 평지보행, 계단 오르기과 비교하여 가장 큰 부하율을 보여주고 있으며, 9cm 힐 높이가 큰 영향을 주는 것으로 나타났다. 이는 하향 보행인 계단 내리기가 단위시간당 신체에 받아들이는 부하율이 가장 큰 것을 의미하며, 동일한 조건에서 9cm가 0cm, 6cm 와 비교하여 더 큰 부하율을 보이고 있어 상호작용이 나타난 것으로 생각된다.

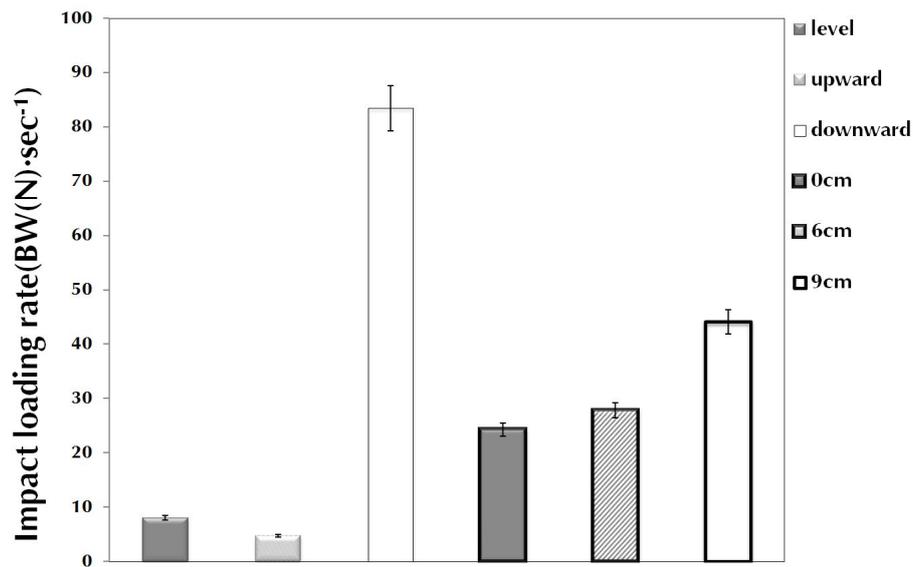


Figure 67. Impact loading rate according to the shoe's heel heights and ground conditions

4) 상관관계 분석 및 회귀식 산출

상관관계 분석은 연구 I 과 연구 II에서 분석된 운동학적·운동역학적 보행특성의 원자료(raw data)를 이용하여 구두 힐 높이변화와 지면조건에 따른 하지관절 각도, 동적 안정성, 지면반력 변인의 각 변인 별 상관분석을 실시하였다. 특히, 본 연구 I 과 연구 II에서 구두 힐 높이변화와 지면조건에 따라 분석된 보행특성을 배경으로 $r=.500$ 이상의 높은 상관 값을 사용하여 상관계수에 따른 설명력(R^2)과 회귀식을 산출하였다.

(1) 구두 힐 높이와 지면조건에 따른 하지관절 각도 간 상관관계 분석

하지관절의 각도 변화는 본 연구에서 구두 힐 높이변화와 지면조건에 따라 발목관절, 무릎관절, 엉덩관절 각도의 변화를 비교분석하였다. 이때, 오른발이 지면에 닿는 순간부터 떨어지는 순간까지의 1보를 기준으로 IC, HTO, TTO로 설정하였으며, 이에 따른 상관관계 분석 결과는 다음과 같다.

연구결과, <Table 62> 및 <Figure 68>과 같이, 구두 힐 높이증가에 따라 평지보행의 IC와 HTO 간 발목관절은 $r=.825(R^2=.681, p<.001)$ 로 저축 굴곡 되는 유사한 형태의 정적상관을 나타냈고, 평지보행의 HTO 시 구두 힐 높이증가에 따라 굴곡 되는 엉덩관절과 TTO의 엉덩관절 간 $r=.633(R^2=.400, p<.001)$ 로 높은 정적상관을 나타냈다. 또한 구두 힐 높이증가에 따라 평지보행에서 HTO에서 저축 굴곡되는 발목관절과 TTO시 신전되는 무릎관절 간 $r=.513(R^2=.400, p<.001)$, TTO에서 신전되는 발목관절 간 $r=.666(R^2=.443, p<.001)$ 으로 높은 정적상관을 나타냈다.

Table 62. Correlations among lower limb joint according to the shoe's and ground conditions

Section		level walking (IC)			level walking (HTO)			level walking (TTO)		
		hip	knee	ankle	hip	knee	ankle	hip	knee	ankle
level (IC)	hip	1	.432*	-.067	-.369	.268	-.108	-.431*	-.113	-.122
	knee		1	.066	-.117	.025	.086	-.173	-.143	-.057
	ankle			1	-.129	-.025	.825**	.337	.427*	.471*
level (HTO)	hip				1	-.197	-.150	.633**	-.298	-.090
	knee					1	.054	-.266	.405*	.134
	ankle						1	.231	.513*	.666**
level (TTO)	hip							1	-.255	.210
	knee								1	.341
	ankle									1

NOTE: ** $p<.01$, * $p<.05$, ground conditions: Level(level walking)

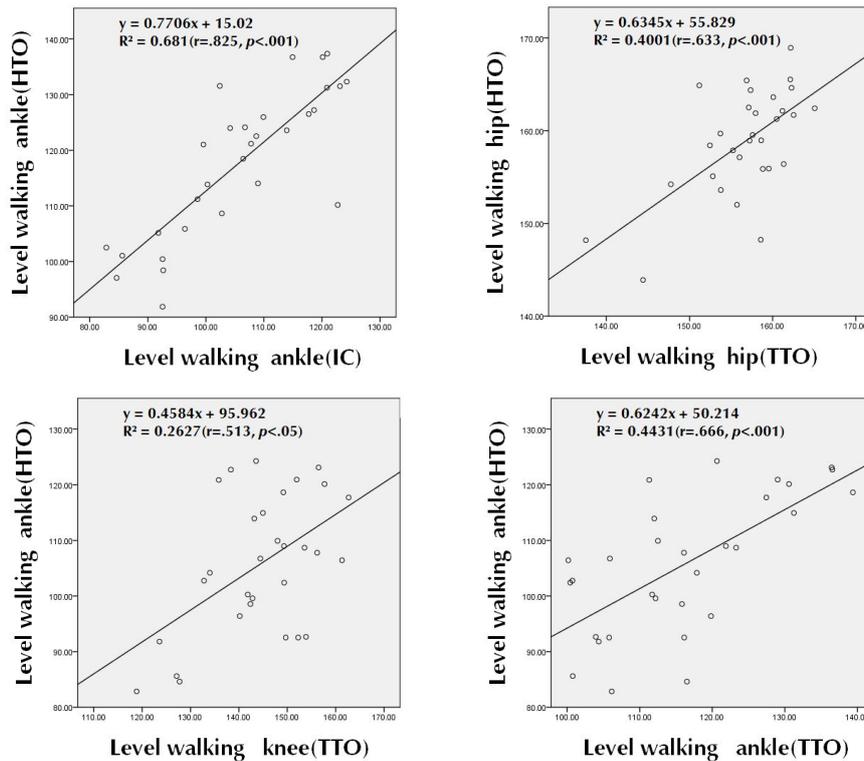


Figure 68. Scatter plot and regression equation among lower limb joint

또한 <Table 63> 및 <Figure 69>와 같이 계단 오르기 시 IC에서 구두 힐 높이증가에 따라 저축 굴곡 되는 발목관절과 평지보행 시 IC에서 저축 굴곡 되는 발목관절 간 $r = .623$ ($R^2 = .389, p < .001$), 평지보행의 HTO에서 저축 굴곡 되는 발목관절 간 $r = .627$ ($R^2 = .393, p < .001$) 높은 정적상관을 나타냈다. 또한 계단 오르기 시 IC에서 구두 힐 높이증가에 따라 굴곡 되는 엉덩관절과 계단 오르기 시 IC에서 굴곡 되는 무릎관절 간 $r = .532$ ($R^2 = .283, p < .05$)로 높은 정적상관을 나타냈고, 계단 오르기 시 IC에서 신전되는 발목 각도 간 $r = -.625$ ($R^2 = .391, p < .001$), HTO에서 신전 되는 발목관절 간 $r = -.510$ ($R^2 = .260, p < .05$)으로 서로 상반되는 부적상관을 나타냈다.

계단 오르기 시 HTO에서 구두 힐 높이증가에 따라 신전 되는 발목관절과 IC에서 신전 되는 발목관절 간 $r = .864$ ($R^2 = .746, p < .001$)로 높은 정적상관이 나타났고, 계단 오르기 시 TTO에서 신전되는 무릎관절과 TTO에서 굴곡 되는 엉덩관절 간 $r = -.530$ ($R^2 = .280, p < .05$)으로 높은 부적 상관이 나타났고, 계단 오르기 시 TTO에서 신전 되는 엉덩관절 간 $r = .525$ ($R^2 = .276, p < .001$)로 높은 상관이 나타났다.

Table 63. Correlations among lower limb joint according to the shoe's and ground conditions

Section		upward (IC)			upward (HIO)			upward (TTO)		
		hip	knee	ankle	hip	knee	ankle	hip	knee	ankle
level (IC)	hip	.237	-.171	-.248	.367	-.163	-.247	-.094	-.150	-.007
	knee	.240	.028	-.087	.032	-.182	-.167	.174	.117	-.082
	ankle	-.363*	-.240	.623**	-.422*	-.191	.473*	.329	.382*	.220
level (HIO)	hip	.249	.333	-.169	-.133	.170	-.091	-.008	.011	-.042
	knee	-0.008	-0.175	-.366*	0.097	-.371*	-.462*	-0.3	-.363*	-0.115
	ankle	-.282	-.179	.627**	-.463*	-.305	.399*	.337	.461*	.248
level (TTO)	hip	-.264	-.075	.314	-.239	.196	.329	.148	-.009	.079
	knee	-.192	-.114	.209	-.350	-.432*	-.009	-.005	.346	.037
	ankle	-.288	-.081	.401**	-.366*	-.336	.191	.085	.084	.068
upward (IC)	hip	1	.532*	-.625**	.264	.018	-.510*	-.282	-.179	-.149
	knee		1	-.220	-.137	.332	-.134	-.265	-.115	.273
	ankle			1	-.442*	-.029	.864**	.328	.495*	.142
upward (HIO)	hip				1	.431*	-.254	-.163	-.530*	-.053
	knee					1	.213	-.020	-.171	.335
	ankle						1	.228	.284	.096
upward (TTO)	hip						1	.525*	.027	
	knee							1	-.042	
	ankle								1	

NOTE: ** $p < .01$, * $p < .05$, ground conditions: level(level walking), upward(upward stairs)



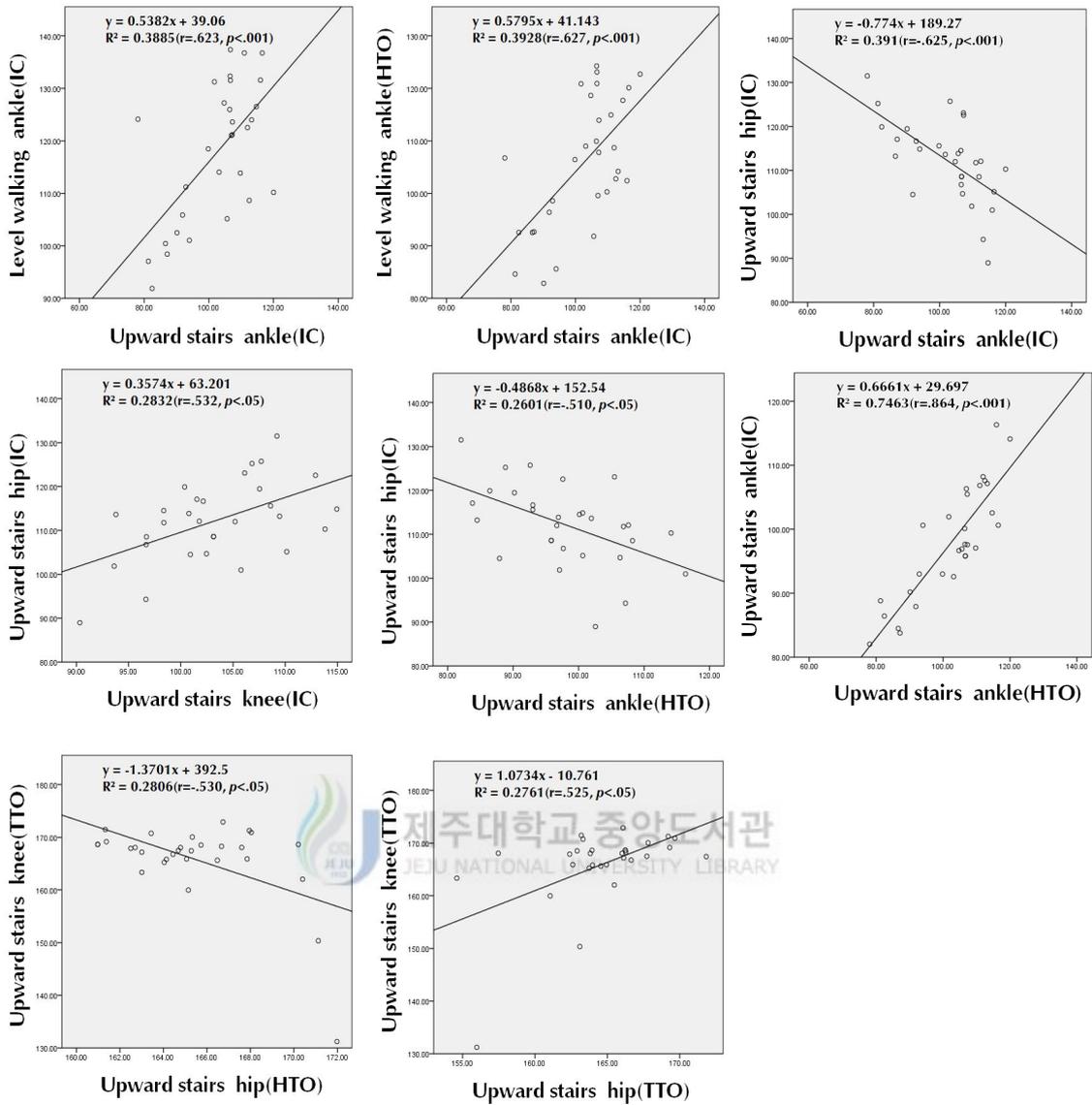


Figure 69. Scatter plot and regression equation among lower limb joint

<Table 64> 및 <Figure 70, 71>과 같이, 평지보행 시 구두 힐 높이증가에 따라 IC에서 저축 굴곡 되는 발목관절 각도와 계단 내리기 시 굴곡 되는 무릎관절 각도 간 $r = .534$ ($R^2 = .284, p < .05$)로 서로 다른 부적상관이 나타났고, 계단 내리기 시 IC에서 저축 굴곡 되는 발목관절 간 $r = .577$ ($R^2 = .333, p < .001$), HTO에서 저축 굴곡 되는 발목관절 간 $r = .583$ ($R^2 = .340, p < .05$)로 서로 높은 정상관관계가 나타났다.

계단 내리기 시 IC에서 구두 힐 높이증가에 따라 저축 굴곡 되는 발목관절 각도와 평지

Table 64. Correlations among lower limb joint according to the shoe's and ground conditions

Section		downward (IC)			downward (HTO)			downward (TTO)		
		hip	knee	ankle	hip	knee	ankle	hip	knee	ankle
level (IC)	hip	.017	-.245	-.125	-.095	.055	.138	-.217	.115	.237
	knee	-.043	-.006	.113	-.360*	.387*	.212	-.268	.315	.043
	ankle	-.206	-.534*	.577**	-.014	-.151	.583**	.218	.192	.287
level (HTO)	hip	-.057	.111	-.185	.040	-.067	-.431*	.221	-.181	-.358
	knee	-0.099	-0.138	-0.201	0.161	-.408*	-0.205	-0.033	-0.196	-0.097
	ankle	-.072	-.405*	.530*	-.176	-.172	.464*	-.018	.154	.171
level (TTO)	hip	-.178	-.145	.255	.029	-.028	.072	.354	-.051	.180
	knee	-.045	-.279	.119	.211	-.425*	.078	.073	.067	-.090
	ankle	.057	-.213	.376*	-.052	-.141	.252	.118	-.007	.287
upward (IC)	hip	-.092	.505*	-.461*	-.153	.266	-.415*	-.183	-.033	-.358
	knee	.250	.468*	-.313	.164	.175	-.358	.216	-.385*	-.304
	ankle	.230	-.409*	.671**	-.210	.038	.695*	.007	.363*	.445*
upward (HTO)	hip	.049	.227	-.203	.027	.154	-.085	-.133	.036	-.081
	knee	.079	.182	.048	.107	.280	-.057	.263	-.226	-.095
	ankle	.166	-.313	.689*	-.025	.112	.683**	.107	.386*	.445*
upward (TTO)	hip	-.035	-.314	.198	-.337	-.137	.100	-.033	.009	.014
	knee	-.029	-.327	.326	-.289	-.021	.238	-.031	.165	.019
	ankle	.160	-.088	-.121	.265	-.212	-.144	.141	-.266	-.230
down (IC)	hip	1	.303	-.140	-.192	.123	-.087	-.231	.046	-.087
	knee		1	-.297	-.180	.470	-.361*	-.338	.058	-.342
	ankle			1	-.144	.238	.847**	.128	.414*	.562**
down (HTO)	hip				1	-.543*	-.179	.681**	-.460*	-.078
	knee					1	.294	-.384*	.443*	.239
	ankle						1	.011	.472*	.689**
down (TTO)	hip						1	-.598**	.186	
	knee							1	.177	
	ankle								1	

NOTE: ** $p < .01$, * $p < .05$, ground conditions: level(level walking), upward(upward stairs), downward(downward stairs)

보행 시 HTO에서 저측 굴곡 되는 발목관절 간 $r = .530 (R^2 = .280, p < .05)$, 계단 오르기 시 IC에서 저측 굴곡 되는 발목관절 간 $r = .671 (R^2 = .450, p < .05)$, 계단 오르기 시 HTO에서 저측 굴곡 되는 발목관절 간 $r = .689 (R^2 = .475, p < .05)$ 로 서로 높은 정상관관계가 나타났다. 이후 계단 내리기 시 IC에서 굴곡 되는 무릎관절과 계단 오르기 시 IC에서 굴곡 되는 엉덩관절 간 $r = .505 (R^2 = .255, p < .05)$ 로 유사한 패턴의 정상관이 나타났다.

계단 내리기 시 HTO에서 구두 힐 높이증가에 따라 신전되는 무릎관절과 HTO에서 굴곡 되는 엉덩관절 간 $r = -.543 (R^2 = .295, p < .05)$ 으로 서로 상반되는 부적상관이 나타났고, 계단 내리기 시 HTO에서 저측 굴곡 되는 발목관절 과 계단 오르기에서 IC에서 저측 굴곡

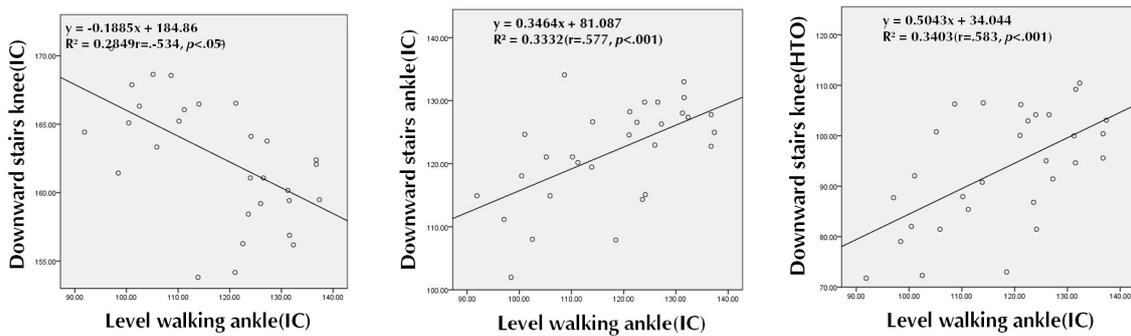


Figure 70. Scatter plot and regression equation among lower limb joint

되는 발목관절 간 $r=0.695(R^2=.483, p<.05)$, 계단 오르기에서 HTO에서 저축 굴곡되는 발목관절 간 $r=0.683(R^2=.465, p<.001)$, 계단 내리기 시 IC에서 저축 굴곡 되는 발목관절 간 $r=0.847(R^2=.717, p<.001)$ 로 서로 높은 정상관관계가 나타났다.

이후, 계단 내리기 시 HTO와 TTO에서 구두 힐 높이증가에 따라 굴곡 되는 엉덩관절 간 $r=0.681(R^2=.463, p<.05)$ 높은 정적상관이 나타났고, 계단 내리기 시 TTO에서 저축 굴곡 되는 발목관절과 IC에서 저축 굴곡 되는 발목관절 간 $r=-0.562(R^2=.316, p<.001)$ 로 높은 정적상관이 나타났다. 계단 내리기 시 TTO에서 신전 되는 무릎관절과 굴곡 되는 엉덩관절 간 $r=-0.598(R^2=.357, p<.001)$ 로 서로 다른 역상관관계가 나타났다.

따라서 지면조건과 구두 힐 높이변화에 따른 하지관절 움직임 패턴 간 상관분석을 실시한 결과, 구두 힐 높이가 증가할수록 모든 지면조건에서 IC와 HTO는 부하반응기 국면에서 구두의 구조적인 문제로 발목관절은 과도하게 저축 굴곡된 형태로 보행하는 유사한 특징을 나타냈다. 하지만, 평지와 계단 내리기에서 부하반응기와 마지막지지기 국면에서 발목관절을 지속적으로 저축 굴곡하여 보행하는 형태와는 다르게, 계단 오르는 TTO에서 구두 힐 높이증가에 따라 지속적인 저축 굴곡형태가 나타나지 않았다. 또한 모든 지면의 조건에서 IC는 구두 힐 높이증가에 따라 저축 굴곡형태가 나타나는 발목관절과 무릎관절의 움직임 패턴을 비교한 결과, 평지보행은 마지막지지기 동안 지속적인 밀기형태를 나타내는 반면, 특히, 계단 오르는 IC에서 구두 힐 높이증가에 따라 무릎관절을 더 굴곡하여 보행하는 상반되는 특징을 나타냈다. 무릎관절의 변화와 마찬가지로, 엉덩관절의 변화에서도 구두 힐 높이증가에 따라 계단 오르기 시 IC에서 더 굴곡하여 보행하는 특징을 나타냈고, 계단 내리기 시 IC에서 충격완화를 위해 힐 높이증가에 따라 무릎관절을 더 굴곡하는 공통적인 특징을 보였다. 또한 평지보행과 계단 내리기 시 마지막지지기에서 구두 힐 높이증가에 따라 엉덩관절이 서로 신전된 형태로 밀기하는 유사한 특징을 보였다.

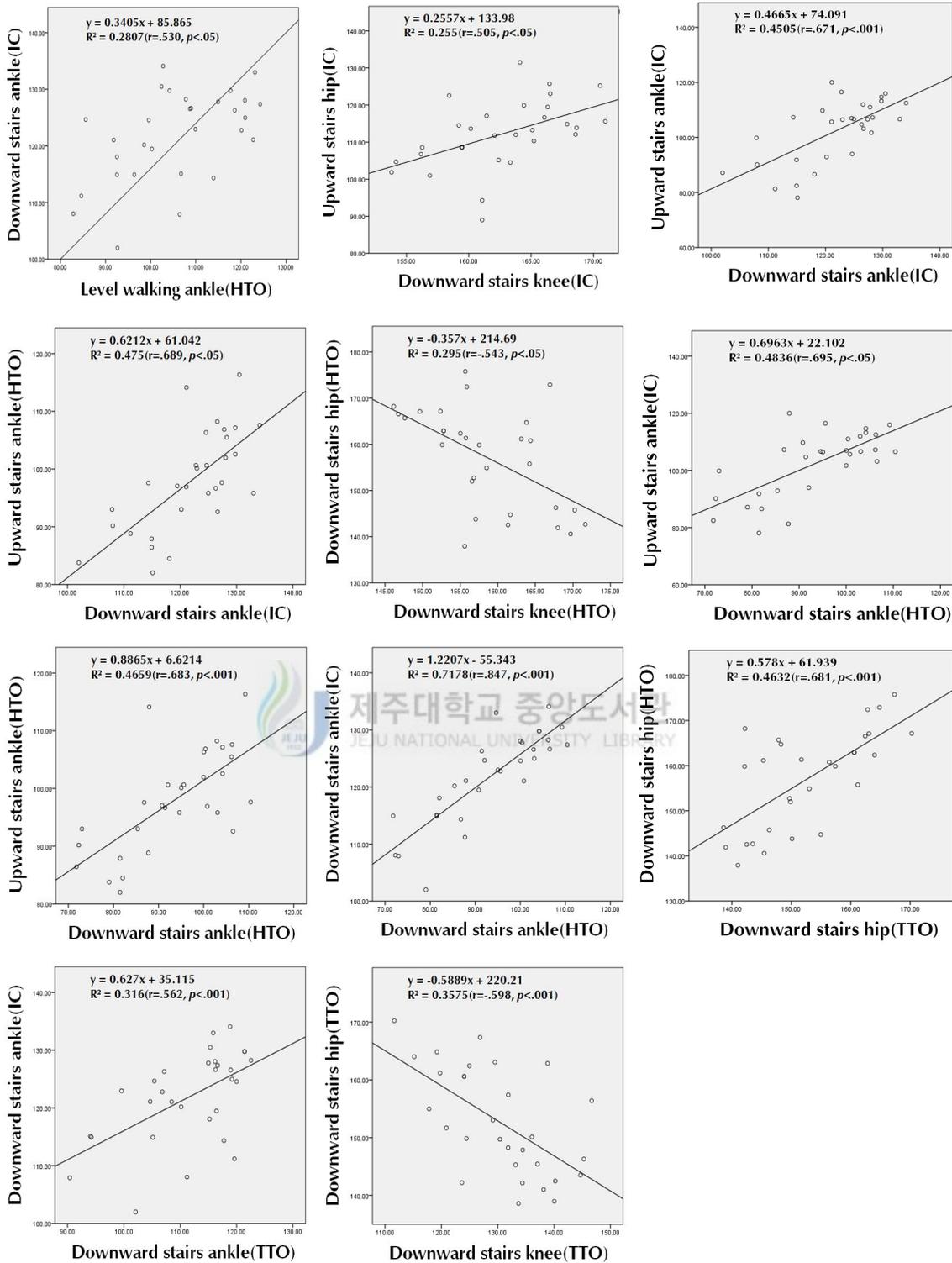


Figure 71. Scatter plot and regression equation among lower limb joint

(2) 구두 힐 높이와 지면조건에 따른 동적 안정성 변인 간 상관관계 분석

본 연구에서 구두 힐 높이변화와 지면조건에 따른 동적 안정성은 1보 길이, 신체중심위치의 전·후 변화량, 속도변화, 체간의 좌·우/전·후 기울기각도, ΔCOP_x , ΔCOP_y , COP area, 전체안정성지수를 비교분석 하였다. 이에 따른 상관관계 분석 결과 및 설명력과 회귀식은 다음과 같다.

그 결과, <Table 65> 및 <Figure 72>와 같이 평지보행의 1보와 신체중심이동 거리 간 $r=.649(R^2=.421, p<.001)$, 평지보행 시 IC에서 신체중심의 전·후 속도 간 $r=.604(R^2=.364, p<.001)$, HTO 간 $r=.671(R^2=.421, p<.001)$ 로 구두 힐 높이증가에 따라 서로 감소되는 높은 정상관관계를 나타냈다. 또한 계단 내리기 신체중심이동거리와 계단 오르기의 1 step 간 $r=.592(R^2=.350, p<.001)$, 계단 내리기의 1 step 간 $r=.620(R^2=.384, p<.001)$ 로 구두 힐 높이증가에 따라 증가·감소가 아닌 불규칙적인 성향의 정적상관을 나타냈다.

이후 평지보행 시 IC에서 신체중심의 전·후속도와 평지보행의 전방이동거리 간 $r=.514(R^2=.264, p<.001)$ 로 구두 힐 높이증가에 따라 감소되는 경향의 높은 정상관관계를 나타냈다. 또한 평지보행 시 IC에서 신체중심의 전·후 속도와 HTO 간 $r=.818(R^2=.668, p<.001)$, TTO 간 $r=.502(R^2=.252, p<.001)$ 구두 힐 높이증가에 따라 감소되는 경향의 높은 정적상관이 나타났고, HTO와 TTO 간 $r=.747(R^2=.559, p<.001)$ 로 유사하게 감소되는 형태의 높은 정적상관이 나타났다.



Table 65. Correlations among dynamic balance according to the shoe's and ground conditions

Section		1 step			COM distance			level COM velocity		
		Level	up	down	Level	up	down	IC	HTO	TTO
1 step	Level	1	.437*	-.185	.649**	.486*	.171	.604**	.671**	.484*
	up		1	.137	.023	.458*	.592**	.109	.340	.285
	down			1	-.253	.071	.620**	-.081	.097	.122
COM distance	Level				1	.252	-.159	.514*	.465*	.362*
	up					1	.250	.303	.441	.304
	down						1	.025	.254	.312
level	IC						1	.818**	.502*	
COM	HTO							1	.747**	
velocity	TTO								1	

NOTE: ** $p<.01$, * $p<.05$, ground conditions: Level(level walking), up(upward stairs), down(downward stairs), COP distance(center of mass position horizontal distance length), COM velocity(center of mass velocity), event: IC(initial contact)

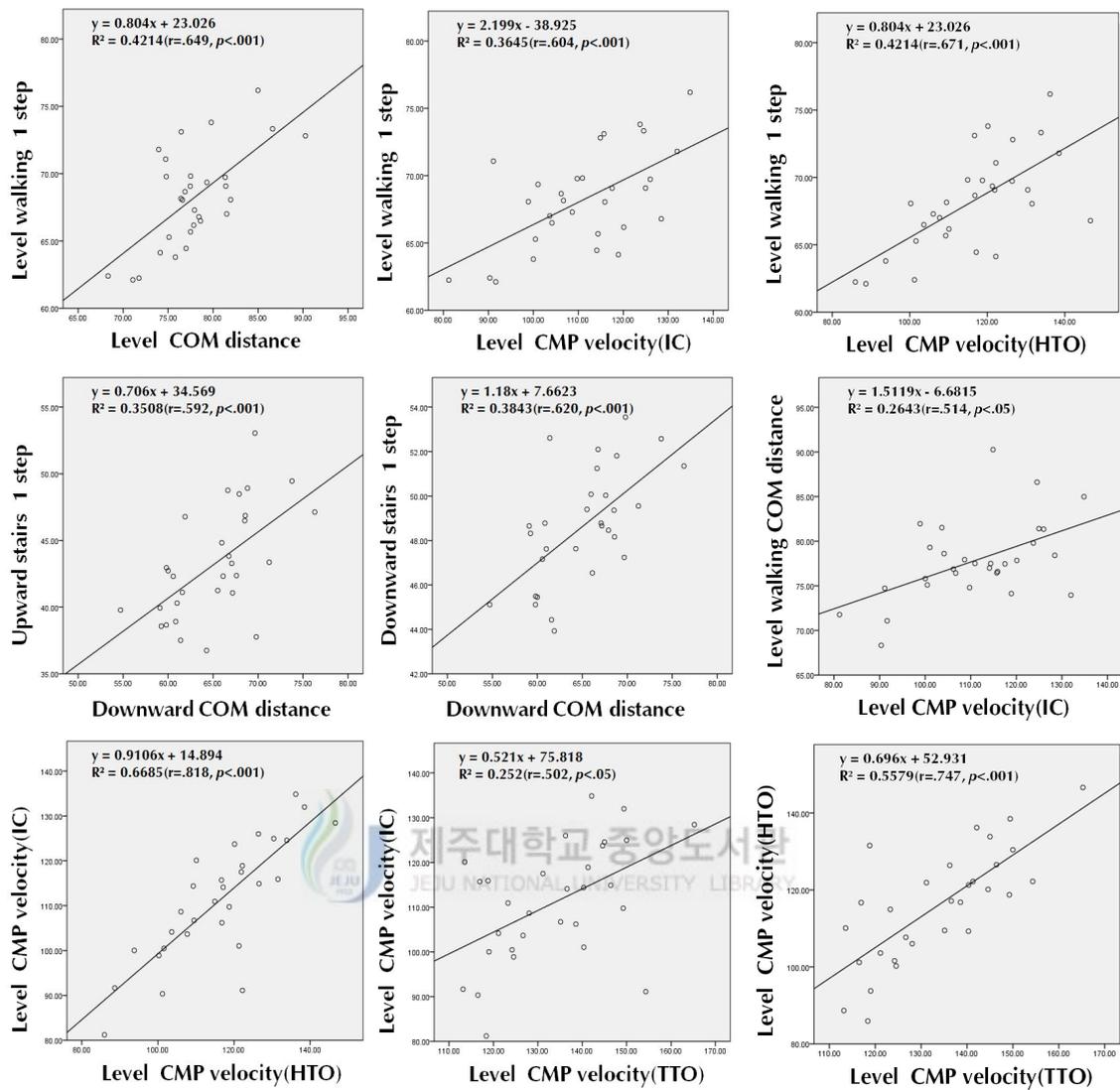


Figure 72. Scatter plot and regression equation among dynamic balance variables

또한 <Table 66> 및 <Figure 73>과 같이, 평지보행의 COP area와 평지보행의 신체중심 이동 거리 간 $r = 0.557$ ($R^2 = 0.310, p < .001$), 평지보행 시 IC에서 신체중심의 전·후 속도 간 $r = 0.684$ ($R^2 = 0.419, p < .001$), HTO 간 $r = 0.588$ ($R^2 = 0.345, p < .001$), 평지보행의 ΔCOP_x 간 $r = 0.592$ ($R^2 = 0.320, p < .001$)로 구두 힐 높이증가에 따라 감소되는 성향의 높은 정적상관관계가 나타났다.

Table 66. Correlations among dynamic balance according to the shoe's and ground conditions

Section		upward COM velocity			downward COM velocity			Level walking		
		IC	HTO	TTO	IC	HTO	TTO	COPx	COPy	area
1 step	Level	.259	-.055	-.131	-.197	-.098	-.053	.300	.326	.354
	up	.258	-.243	-.141	-.205	.011	.106	-.159	.005	-.050
	down	-.138	-.072	.239	.279	.079	.163	-.328	.175	-.266
COM distance	Level	-.006	-.084	.079	-.287	-.226	-.336	.461*	.318	.557**
	up	.453*	.045	.093	.025	-.186	.060	-.160	-.017	.071
	down	-.028	-.205	.049	.040	.212	.173	-.234	-.099	-.301
level COM velocity	IC	.308	.182	.224	-.255	-.243	-.191	.322	.185	.648**
	HTO	.350	.115	.278	-.231	-.203	-.188	.211	.315	.588**
	TTO	.175	-.050	.192	-.184	.109	-.213	.181	.348	.292
	IC	1	.393*	.080	-.400*	-.437*	-.110	-.081	.101	.168
	HTO		1	.277	-.171	-.202	.044	-.029	.019	.318
	TTO			1	.134	-.174	.029	.186	.130	.455*
	IC				1	.492*	.445*	-.032	-.222	-.210
	HTO					1	.496*	-.176	-.154	-.272
	TTO						1	-.437*	-.057	-.290
Level walking	COPx							1	.038	.566**
	COPy								1	.099
	area									1

NOTE: ** $p < .01$, * $p < .05$, ground conditions: Level(level walking), up(upward stairs), down(downward stairs), COP distance(center of mass position horizontal distance length), COP velocity(center of mass velocity), event: IC(initial contact), HTO(heel take off), TTO(toe take off)

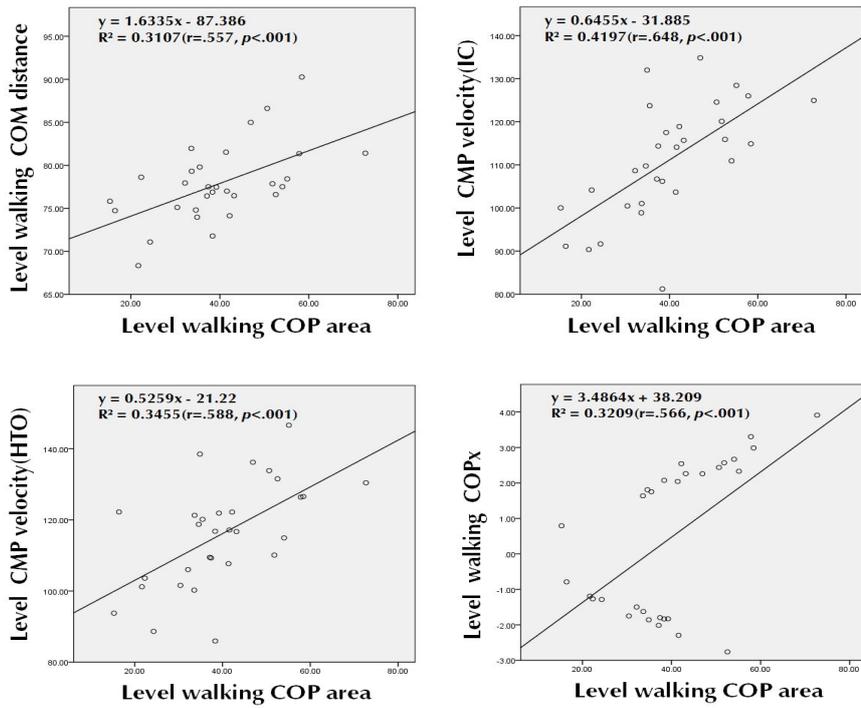


Figure 73. Scatter plot and regression equation among dynamic balance variables



구두 힐 높이변화와 지면조건에 따른 동적 안정성변인 간 상관분석 결과는 <Table 67> 및 <Figure 74, 75>와 같다. 평지보행 시 IC에서 신체중심의 전·후 속도와 계단 오르기 ΔCOP_y 간 $r=.538(R^2=.289, p<.05)$, 계단 오르기의 COP area 간 $r=.575(R^2=.330, p<.001)$, 계단 내리기 시 ΔCOP_x 간 $r=.592(R^2=.350, p<.001)$ 로 구두 힐 높이증가에 따라 서로 감소되는 형태의 높은 정상관계를 나타냈다. 또한 평지보행 시 HTO의 신체중심의 전·후속도와 계단 오르기의 ΔCOP_y 간 $r=.588(R^2=.346, p<.001)$, 계단 오르기의 COP area 간 $r=.596(R^2=.355, p<.001)$ 으로 구두 힐 높이증가에 따라 서로 감소되는 유사한 형태의 정적상관이 나타났다.

또한 계단 오르기 시 TTO의 신체중심의 전·후 속도와 계단 내리기의 ΔCOP_x 간 $r=.534(R^2=.285, p<.05)$ 로 구두 힐 높이증가에 따라 서로 감소되는 경향의 높은 정상관이 나타났다. 이후 평지보행의 ΔCOP_x 와 계단 오르기의 ΔCOP_x 간 $r=.569(R^2=.323, p<.001)$, 계단 오르기의 COP area 간 $r=.607(R^2=.369, p<.001)$, 계단 내리기의 COPx 간 $r=.628(R^2=.381, p<.001)$, 계단 내리기의 COP area 간 $r=.762(R^2=.581, p<.001)$ 로 구두 힐 높이증가에 따라 서로 감소되는 유사한 형태의 높은 정적상관이 나타났다.

평지보행 시 COPx와 계단 내리기의 COPx 간 $r=.588(R^2=.3460, p<.001)$, 계단 내리기의 COP area 간 $r=.579(R^2=.335, p<.001)$ 로 구두 힐 높이증가에 따라 서로 감소되는 형태의 정적상관이 나타났고, 계단 오르기 시 COPx와 COP area 간 $r=.929(R^2=.862, p<.001)$, 계단 내리기의 COPx 간 $r=.576(R^2=.331, p<.001)$, 계단 내리기의 COP area 간 $r=.607(R^2=.367, p<.001)$ 로 구두 힐 높이증가에 따라 서로 감소되는 형태의 높은 정상관계를 나타냈다. 또한 계단 오르기의 COPy와 COP area 간 $r=.705(R^2=.496, p<.001)$, 계단 내리기의 COP area 간 $r=.619(R^2=.382, p<.001)$ 구두 힐 높이증가에 따라 서로 감소되는 형태의 정적상관이 나타났고, 계단 오르기의 COP area와 계단 내리기의 COPx 간 $r=.644(R^2=.415, p<.001)$, 계단 내리기의 COP area 간 $r=.697(R^2=.485, p<.001)$ 로 구두 힐 높이증가에 따라 감소되는 형태의 정적상관이 나타났다. 이후, 계단 내리기의 COPx와 COP area 간 $r=.885(R^2=.783, p<.001)$ 으로 높은 정상관이 나타났고, 평지보행 시 F-RAE와 L-RAE 간 $r=-.574(R^2=.329, p<.001)$ 로 구두 힐 높이증가에 따라 서로 상반되는 형태의 부적상관이 나타났다.

Table 67. Correlations among dynamic balance according to the shoe's and ground conditions

Section		upward			downward			level walking	
		COPx	COPy	area	COPx	COPy	area	F-RAE	L-RAE
1 step	Level	.426*	.405*	.431*	.274	.040	.270	.251	-.105
	up	-.076	.060	-.109	-.058	-.229	-.067	-.064	.088
	down	.001	-.066	.020	.036	-.395*	-.034	-.012	-.109
COM distance	Level	.461*	.197	.409*	.439*	.272*	.452*	.060	.153
	up	.041	.103	.050	.054	-.078	.020	.129	-.074
	down	-.156	.055	-.118	-.088	-.458*	-.130	.069	-.032
level COM velocity	IC	.484*	.538*	.575**	.592**	-.056	.454*	.063	-.230
	HTO	.469*	.588**	.596**	.486*	-.181	.338	.071	-.038
	TTO	.267	.426*	.403*	.324	-.160	.258	.262	.008
upward COM velocity	IC	-.050	-.002	-.026	.044	-.251	-.149	-.175	-.027
	HTO	-.007	.099	.085	.103	-.029	.079	-.190	.150
	TTO	-.018	.357	.175	.534*	-.050	.488*	.001	-.030
downward COM velocity	IC	.007	.094	.066	.066	-.121	.116	.374*	-.428
	HTO	-.052	-.119	-.078	-.150	-.027	-.073	.275	-.206
	TTO	-.141	-.120	-.157	-.320	-.215	-.274	.115	-.122
Level walking	COPx	.569**	.463*	.607**	.618**	.472*	.762**	.279	-.090
	COPy	.355	.112	.373*	.177	.031	.107	.054	.081
	area	.377*	.410*	.468*	.588**	.281	.579**	-.078	.115
upward stairs	COPx	1	.439*	.929**	.576**	.325	.607**	.164	-.145
	COPy		1	.705**	.496*	.185	.619**	.437*	-.242
	area			1	.644**	.294	.697**	.274	-.185
downward stairs	COPx				1	.073	.885**	-.012	-.206
	COPy					1	.417*	.230	-.026
	area						1	.201	-.191
Level walking	F-RAE						1		-.574**
	L-RAE								1

NOTE: ** $p < .01$, * $p < .05$, ground conditions: Level(level walking), up(upward stairs), down(downward stairs), COM distance(center of mass position horizontal distance length), COM velocity(center of mass velocity), event: IC(initial contact), HTO(heel take off), TTO(toe take off), COPx(Δ center of pressure X axis), COPy(Δ center of pressure Y axis), COP area(center of pressure area), F-RAE(FR angle excursion), L-RAE(LR angle excursion)

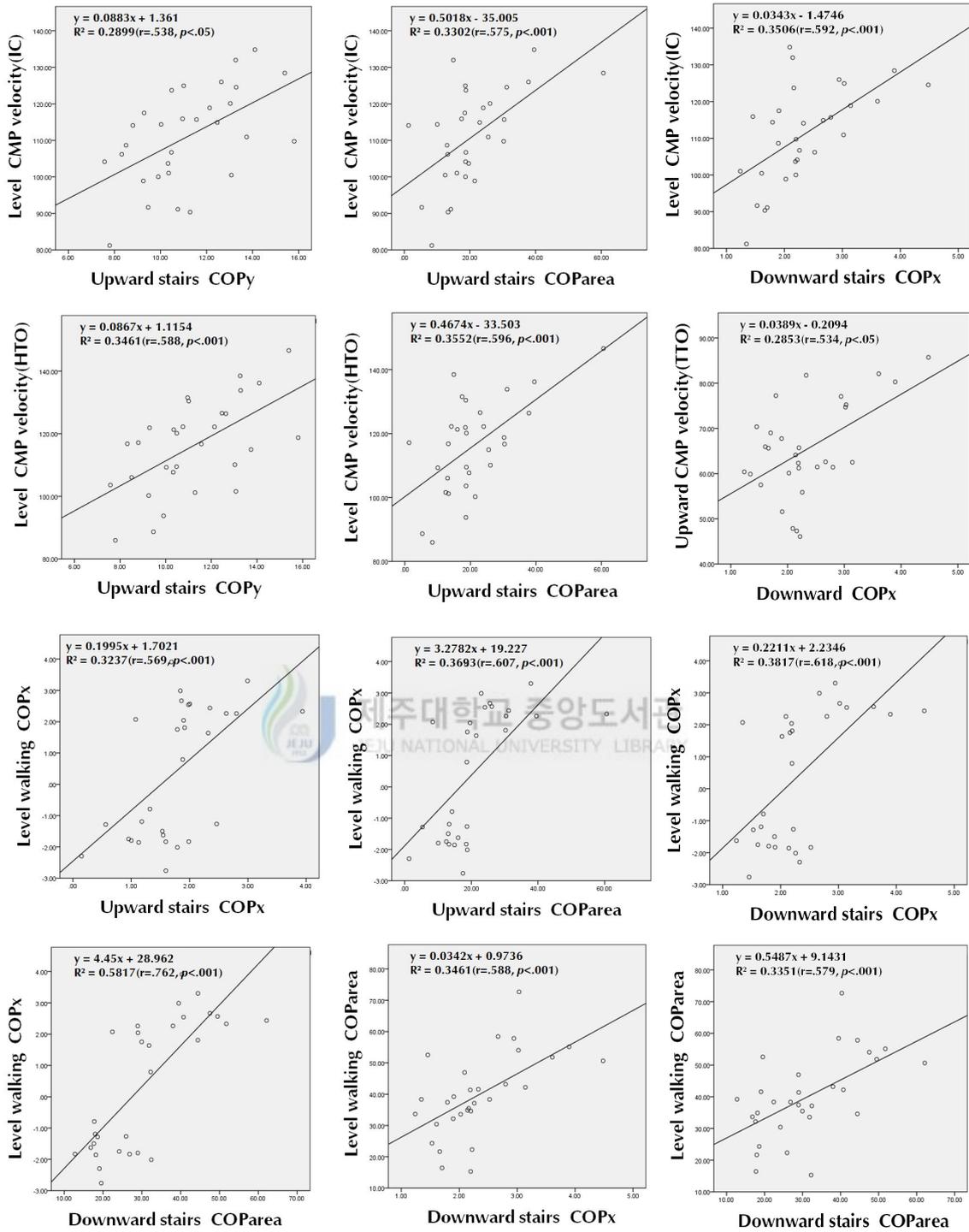


Figure 74. Scatter plot and regression equation among dynamic balance variables

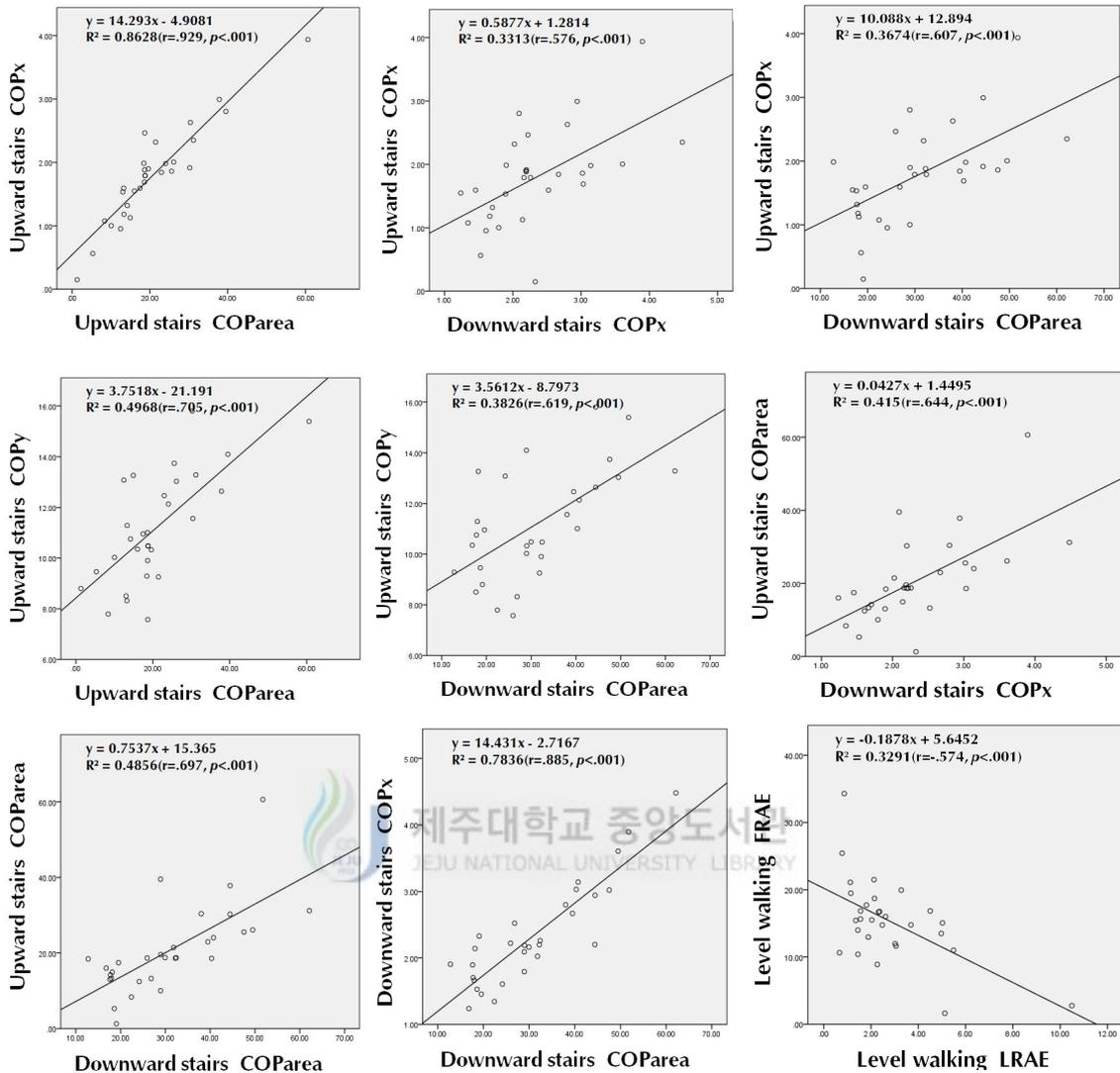


Figure 75. Scatter plot and regression equation among dynamic balance variables

<Table 68> 및 <Figure 76>과 같이, 계단 오르기 시 1보 길이와 계단 오르기의 F-RAE 간 $r=.501(R^2=.251, p<.05)$, 평지보행의 DPSI 간 $r=.555(R^2=.304, p<.001)$ 로 구두 힐 높이증가에 따라 증가하는 성향의 정적상관이 나타났다. 또한 평지보행의 DPSI와 계단 오르기의 전방이동거리 간 $r=.581(R^2=.341, p<.001)$, 계단 내리기의 전방이동거리 간 $r=.533(R^2=.276, p<.05)$ 으로 구두 힐 높이증가에 따라 서로 증가되는 성향의 정적상관을 나타냈다.

또한 계단 오르기 시 IC에서 신체중심의 전·후속도와 계단 오르기의 F-RAE 간 $r=.586(R^2=.343, p<.001)$, 계단 내리기의 F-RAE와 계단 오르기의 DPSI 간 $r=.527(R^2=.278, p<.001)$ 로 구두 힐 높이증가에 따라 증가되는 성향의 유사한 정적상관이 나

Table 68. Correlations among dynamic balance according to the shoe's and ground conditions

Section		upward		downward		DPSI		
		F-RAE	L-RAE	F-RAE	L-RAE	level	up	down
1 step	Level	-.045	-.176	.349	-.324	.346	-.096	-.178
	up	.501*	-.124	.081	.088	.555**	-.280	-.193
	down	-.002	-.067	-.309	.242	.352	-.321	-.047
COP distance	Level	-.219	.020	.213	-.492*	.237	.126	-.077
	up	.188	-.066	.067	-.156	.581**	-.254	-.114
	down	.112	-.063	-.184	.358	.533*	-.485*	-.131
level	IC	.038	.118	-.113	-.224	.341	-.149	-.286
COM	HTO	.185	-.054	-.147	-.102	.495*	-.264	-.291
velocity	TTO	.041	-.134	-.170	.016	.437*	-.393*	-.185
upward	IC	.586**	-.102	-.212	-.130	.258	-.078	-.266
COM	HTO	.222	-.155	-.234	-.084	-.226	.264	-.394*
velocity	TTO	.279	.229	-.524*	.330	.197	-.205	-.325
downward	IC	-.362*	.004	.224	.366*	-.153	-.042	.083
COM	HTO	-.412*	-.029	.248	.473*	-.079	-.161	-.011
velocity	TTO	.005	-.120	.278	.358	-.217	-.076	-.184
Level walking	COPx	-.091	.345	-.018	-.150	-.159	.047	-.115
	COPy	-.017	-.113	-.143	-.106	.199	-.145	-.141
	area	.173	.064	-.140	-.201	.086	.135	-.403*
upward	COPx	-.225	.228	-.142	-.311	.007	.007	-.034
	COPy	.064	.184	-.103	.184	.061	-.111	.063
	area	-.143	.224	-.029	-.126	.018	-.082	-.048
downward	COPx	-.009	.276	-.184	.000	.180	-.032	-.192
	COPy	-.238	.135	.111	-.135	-.144	.086	.337
	area	-.058	.315	-.108	.039	.062	-.015	-.083
Level walking up	F-RAE	-.372*	.153	.265	.138	-.086	-.222	.310
	L-RAE	.332	-.161	-.105	-.221	-.107	.238	-.311
ward	F-RAE	1	.006	-.398*	.137	.193	-.121	-.381*
	L-RAE		1	-.179	.094	-.004	-.058	.020
downward	F-RAE			1	-.364*	-.230	.527*	.327
	L-RAE				1	.049	-.349	-.015
Level walking	level					1	-.3936	-.078
	up						1	.094
	down							1

NOTE: ** $p < .01$, * $p < .05$, ground conditions: Level(level walking), up(upward stairs), down(downward stairs), COM distance(center of mass position horizontal distance length), COM velocity(center of mass velocity), event: IC(initial contact), HTO(heel take off), TTO(toe take off), COPx(Δ center of pressure X axis), COPy(Δ center of pressure Y axis), COP area(center of pressure area), F-RAE(FR angle excursion), L-RAE(LR angle excursion)

타났고, 계단 내리기 시 TTO에서 신체중심속도의 전·후 변화와 계단 내리기 시 F-RAE 간

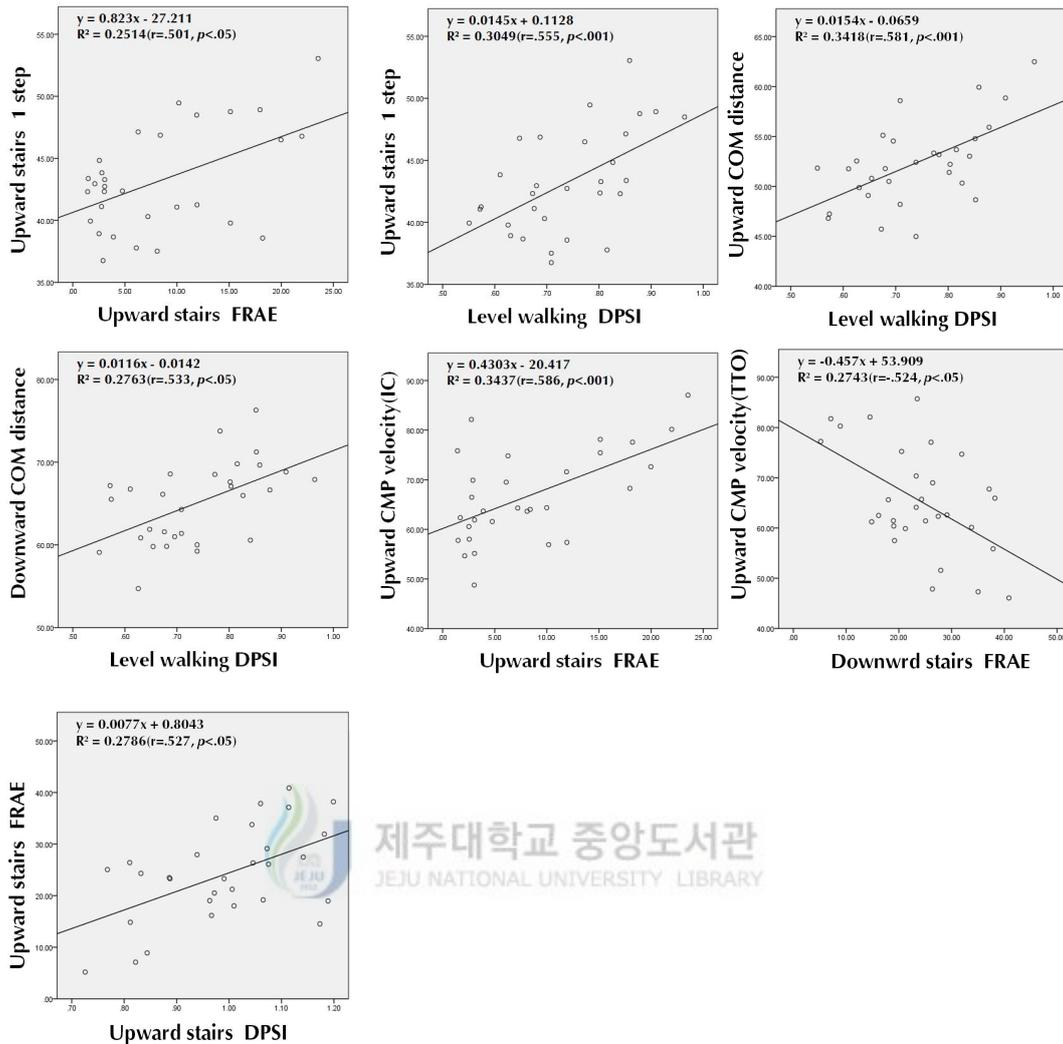


Figure 76. Scatter plot and regression equation among dynamic balance variables

$r=-.524(R^2=.274, p<.001)$ 로 구두 힐 높이증가에 따라 서로 상반되는 형태의 부적상관이 나타났다.

따라서, 구두 힐 높이변화와 지면조건에 따라 동적 안정성 변인 간 상관관계를 분석한 결과, 평지보행은 1보 길이가 감소함에 따라 신체중심의 전방이동거리, 신체중심속도에서 감소되는 매우 유사한 특징을 나타냈다. 또한 COP 관련 변인 간 구두 힐 높이증가에 따라 매우 밀접한 증가·감소되는 성향의 유사한 형태를 보이고 있어 매우 밀접한 관계를 보였다. 즉 본 연구에서 설정한 모든 지면조건에서 보행 시 높은 구두 힐을 착용할수록 기동성이 느려짐을 의미하며, 속도가 감소되는 만큼 보행 동적 안정성이 향상될 것으로 가정하였으나, COPx, COPy, COP area는 더 감소되는 경향을 보여 동적 안정성이 더 저하되는 특징을 보였다.

(3) 구두 힐 높이와 지면조건에 따른 지면반력 변인 간 상관관계 분석

지면반력 변인 간 상관관계 분석은 구두 힐 높이변화와 지면조건에 따라 IC부터 HTO 이후 TTO까지 1보 동안의 Fy 1, Fy 2, 최대 수직 지면반력, 충격 부하율을 비교분석하였다.

연구결과<Table 69> 및 <Figure 77>과 같이, 평지보행의 Fy 1과 Fy 2 간 $r=-.669(R^2=.416, p<.001)$, 최대 수직 지면반력 간 $r=-.631(R^2=.385, p<.001)$, 부하율 간 $r=-.721(R^2=.516, p<.001)$ 로 구두 힐 높이증가에 따라 증가되는 제동력과 서로 높은 부적상관이 나타났다. 또한 평지보행의 Fy 2와 부하율 간 $r=.590(R^2=.314, p<.001)$, 계단 오르기 시 최대 수직 지면반력과 부하율 간 $r=.581(R^2=.342, p<.001)$ 로 구두 힐 높이증가에 따라 서로 증가되는 패턴의 정적상관을 나타냈다.

Table 69. Correlations among GRF variables according to the shoe's and ground conditions

Section		Level walking				upward stairs			
		Fy 1	Fy 2	Max.Fz	rate	Fy 1	Fy 2	Max.Fz	rate
Level	Fy1	1	-.669**	-.631**	-.721**	.049	-.123	-.079	-.070
	Fy2		1	.326	.590**	-.117	.097	-.178	-.199
	Max.Fz			1	.424*	-.124	-.209	.250	.333
	rate				1	-.092	.177	-.115	.025
up	Fy1					1	-.056	-.245	-.128
	Fy2						1	-.019	.018
	Max.Fz							1	.581**
	rate								1

NOTE: ** $p<.01$, * $p<.05$, ground conditions: Level(level walking), up(upward stairs), Fy 1(breaking force), Fy 2(momentum), Max. Fz(maximum vertical GRF), rate(impact loading rate)

이후, <Table 70> 및 <Figure 77>과 같이, 평지보행 시 부하율과 계단 내리기 시 최대 수직 지면반력 간 $r=-.503(R^2=.253, p<.05)$ 구두 힐 높이증가에 따라 서로 다른 경향의 부적상관이 나타났고, 계단 내리기 시 Fy 1과 Fy 2 간 $r=.579(R^2=.334, p<.001)$, 계단 내리기 시 최대 수직 지면반력과 부하율 간 $r=.546(R^2=.298, p<.05)$ 으로 구두 힐 높이증가에 따라 서로 유사한 경향의 높은 정적상관이 나타났다.

Table 70. Correlations among GRF variables according to the shoe's and ground conditions

Section		downward stairs			
		Fy 1	Fy 2	Max.Fz	rate
Level walking	Fy1	-.042	-.152	.365*	.084
	Fy2	.077	.159	-.362*	-.220
	Max.Fz	.290	.095	-.288	-.011
	rate	.153	.152	-.503*	-.218
upward stairs	Fy1	-.057	.013	.155	.232
	Fy2	-.173	.043	-.156	.069
	Max.Fz	.034	-.028	.259	.270
	rate	.101	.102	.199	.090
downward stairs	Fy1	1	.579**	.325	.289
	Fy2		1	.334	-.003
	Max.Fz			1	.546*
	rate				1

NOTE: ** $p < .01$, * $p < .05$, ground conditions: Level(level walking), up(upward stairs), Fy 1(breaking force), Fy 2(momentum), Max. Fz(maximum vertical GRF), rate(impact loading rate)

따라서 지면조건과 구두 힐 높이변화에 따른 지면반력 변인 간 상관관계를 비교분석한 결과, 평지보행과 계단 오르기 시 Fy 1은 신체의 속도를 감속시키기 위해 음(negative)방향의 성분이 나타났다. 이때, 신체가 받아들이는 충격력과 신체 이동을 위한 Fy 2는 양(positive)방향의 성분이 나타나, 이러한 기전은 구두 힐 높이가 증가할수록 더 큰 유형의 특징을 보였다. 하지만, 계단 내리기 시 제동력은 평지보행과는 다르게 하향방향의 신체이동과 회전력이 발생되어 양(positive)방향 성분의 지면반력이 나타나, 신체이동을 위한 Fy 2와 유사한 성향을 나타냈다. 또한 이러한 특징은 구두 힐 높이증가에 따라 더 증가되는 유사한 결과를 보여주고 있다.

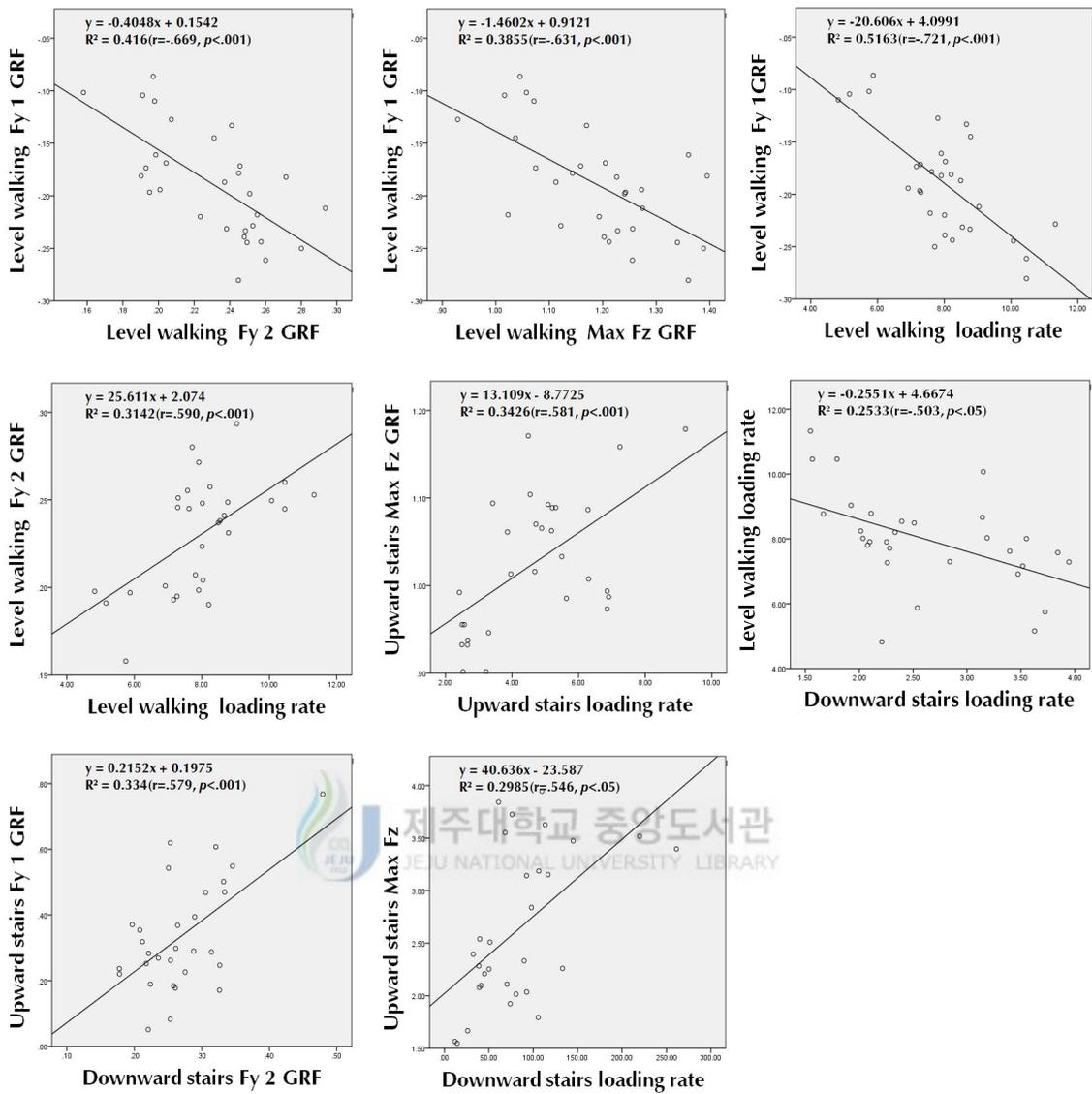


Figure 77. Scatter plot and regression equation among GRF variables

5. 논의

본 연구 III의 목적은 각 지면조건과 구두 힐 높이변화에 따라 보행특징에 차이가 있는지 규명하는 것이며, 하지관절의 움직임과 동적 안정성 및 지면반력 변인 간 유사성 및 상반되는 특징을 비교하기 위해 상관관계분석을 실시하였다. 특히, 연구 I과 연구 II에서 평지보행, 계단 오르기, 계단 내리기 시 구두 힐 높이변화에 따른 보행특징들 살펴보았다. 이에 따라 본 연구 III에서는 각 지면조건 간 보행특징과 주효과 값을 사용하여 단일 독립 변인에 따른 보행 특징을 논의하였다.

1) 하지관절의 각도 변화

여성들이 착용하는 구두 힐 높이변화와 지면조건에 따른 하지관절의 각도변화를 비교분석한 결과, 모든 지면조건에서 발목관절의 움직임은 9cm, 6cm 구두 힐 높이가 0cm 보다 더 저축 굴곡하여 1보 동작을 수행하는 것으로 나타났다.

특히, 계단 내리기 시 IC에서 발목관절이 가장 저축 굴곡된 형태를 보였고, 무릎관절과 엉덩관절 또한 다른 지면조건 보다 더 신전된 형태를 보였다. 계단을 내려오는 동작은 지면에 착지하는 다리의 신전으로부터 시작하게 되며, 지면에 닿는 순간에도 발목관절의 저축 굴곡이 발생되어(김유신 등, 2006; Andreacchi et al., 1980; Power et al., 1997), 반대쪽 다리는 체중을 하강시키기 위해 무릎관절의 굴곡과 발목관절의 배축 굴곡이 발생된다고 보고하고 있다(Power et al., 1997). 이에 계단 내리기가 하향보행이 이루어지는 만큼 평지보행, 계단 오르기 동작 보다 IC 시 발생하는 충격력 감소 및 자세제어를 위한 움직임으로 판단된다. IC 이후 HTO는 밀기의 초기 단계로, 평지보행에서 발목관절은 가장 저축 굴곡된 형태를 보였다. 평지보행이 계단 오르기, 내리기의 지면조건과 비교하여 지속적으로 수평이동이 이루어지기 때문에 신체추진을 위한 발목관절의 저축 굴곡 형태가 더 증가되는 것으로 생각된다.

한편, 무릎관절은 각 지면조건 간 계단 오르기의 HTO, TTO에서 가장 신전된 형태를 나타냈다. 이는 IC에서 엉덩관절과 무릎관절을 굴곡 후 빠르게 신전되는 동작이 양측 하지에서 반복적으로 발생한다고 보고한 바(Nadeau et al., 2003; Wu et al., 2003), 지지기 발이 신체중심의 이동에 기여하지만 반대쪽 지지기 발이 신체 추진력에 더 큰 기여를 하는 것으로 생각된다. 한편, 계단 내리기의 경우, IC는 평지, 계단 오르기 보다 더 신전된 형태로 착지가 이루어졌지만, 이때 생성되는 신체중심의 운동량은 중력가속도와 함께 수직 하

향방향으로 이동됨과 동시에 신체중심을 수평 방향으로 밀기위한 무릎관절의 역할이 더 감소된 것으로 판단된다.

엉덩관절의 움직임은 마지막지지기(TS) 이후 TTO에서 평지보행, 계단 내리기와 비교하여 계단 오르기 동작이 가장 큰 신전 각도를 나타냈다. 이는 신체중심의 수직상승을 위해 다음 계단으로 오르기 위한 과정으로 엉덩관절은 대둔근과 대내전근 등의 근육들이 강력한 구심성 수축을 하며 신전한다고 보고하고 있다(김유신 등, 2006; Lyons et al., 1983; Power et al., 1997). 따라서 계단 오르기 동작은 신체중심이 수평·상향 방향으로 이동되어야 하기 때문에 평지보행 및 계단 내리기 동작과 비교하여 더 큰 하지관절의 움직임 및 많은 근력을 필요로 한다는 연구결과들(윤석훈, 2008; 정남주, 2002; 전현민, 류지선, 2008; Perry & Burnfield, 2010)과 유사한 결과로 생각된다. 특히, 엉덩관절의 움직임은 모든 지면조건에서 구두 힐 높이가 낮을수록 IC와 HTO에서 더 신전된 형태를 나타내고 있어, 신체이동을 위한 하지관절은 구두 힐 높이가 증가할수록 제한적인 움직임이 나타나, 신체추진을 위한 엉덩관절의 힘을 효과적으로 이용하지 못하는 것으로 판단된다.

2) 동적 안정성의 변화

동적 안정성에서 1보의 변화는 구두 힐 높이증가에 따라 큰 차이는 없었지만 지면조건에 따라 평지보행이 가장 긴 1보 거리를 나타냈다. 이로 인해 신체중심위치의 전방이동거리도 평지보행이 가장 길게 나타난 바, 계단 오르기과 내리기는 계단의 구조적인 형태와 상향·하향 보행이 이루어지기 때문에 동적 안정성 유지를 위해 지면-계단 간 1 step은 짧은 거리를 유지하여 보행하는 것으로 판단된다.

신체중심의 전·후 속도변화에서도 IC와 HTO에서 평지보행이 빠른 속도를 나타냈지만, 계단 오르기 동작은 평지보행의 속도보다 2배 느린 경향을 나타내고 있어, 이는 신체중심이 수평이동과 동시에 중력의 반대방향인 수직방향으로 이동되기 때문에 속도에 영향을 받는 것으로 판단된다. 특히, IC와 HTO 이후 TTO는 계단 내리기가 가장 빠른 속도가 나타난 바, 계단을 내려오는 동안 신체가 중력가속도의 영향을 받기 때문에(윤석훈, 2008) 지면 접지 후 운동량이 지속적으로 증가함과 동시에 수평방향으로 밀기가 힘들게 이루어지는 것으로 생각된다. 따라서 보행속도는 구두 힐 높이가 증가할수록 모든 지면조건에서 더 감소되는 형태가 나타나 동적 안정성에 많은 영향을 주는 것으로 판단된다.

체간의 전·후 기울기각도는 1보 동안 평지보행이 가장 큰 전경각 자세를 보였고, 계단 내리기가 더 큰 후경각 자세를 보이고 있다. 보행 시 인체 체간중심운동과 하지말단의 하지운동 간 긴밀한 상관성이 보고되고 있으며(Crosbie, Vachalathiti, & Smithet, 1997; Mouchnino, Mesure, Lizée, Landjerit, & Massion, 1998), 직립자세를 유지할수록 하지관절

에 무리가 없는 계단 오르기(조현영, 정남주, 2003)와는 다르게 체간의 후방 기울기는 엉덩관절의 안정성과 대퇴의 전방 이동에 기여한다(Perry & Burnfield, 2010). 본 연구에서 계단 내리기 시 후방 기울기 자세는 신체의 전방회전력을 감소시킴과 동시에 하지관절의 안정화를 위한 기전으로 생각되며, 평지보행은 가장 큰 전경각 자세로 보행하는 형태가 나타나, 이는 수평방향의 진행과 동시에 무릎관절의 안정성 향상을 위한 전방기울기 형태(Perry와 Burnfield, 2010)이며, 하지관절 움직임의 기능적 향상으로 신체중심속도 및 1보 거리가 더 증가될 수 있는 요인으로 해석된다.

체간의 좌·우 기울기각도 변화는 큰 변화가 없는 평지보행과는 다르게, IC는 계단 오르기가 더 큰 좌경각 자세를 나타냈고, HTO, TTO에서는 계단 내리기가 더 큰 좌경각 자세를 나타냈다. 보행에서 지지한 다리쪽으로 체간을 기우는 경우, 엉덩관절의 외전근 활동은 감소되지만 에너지 비용이 증가하고 전방 움직임은 더 느려지는 것으로 보고하고 있다(Perry & Burnfield, 2010). 하지만 본 연구에서 계단 오르기는 지지다리의 반대측 체간 기울기로 보행하는 형태를 보여 에너지 비용의 감소를 위한 기전으로 생각되며, 계단 내리기는 지면착지 시 자세안정을 위해 반대측 지지다리 쪽으로 체간 기울기를 요구하여 동적 안정성을 확보하기 위한 움직임으로 생각된다. 한편, 구두 힐 높이가 증가할수록 체간의 전·후/좌·우 기울기 자세는 더 불규칙한 움직임이 나타난 바, 신체중심의 높이가 증가되는 만큼 안정성이 더 저하되어 체간의 기울기 자세에 영향이 미치는 것으로 판단된다.

1보 동안 전·후/좌·우 방향의 체간 기울기각도 변화를 1보 동안 소요된 시간으로 나누어 평가한 안정성지수는 구두 힐 높이 변화에 따라 큰 차이는 없는 것으로 나타났지만, 지면조건 간 계단 내리기가 전·후/좌·우 안정성은 가장 저하되는 결과를 나타냈다. 즉, 계단을 내려가는 동안 체간의 기울기 성향이 급격하게 증가된 결과로 생각되며, 압력의 중심변인 중, ΔCOP_x , ΔCOP_y , COP area의 변화는 본 연구에서 0cm가 6cm, 9cm의 힐 높이보다 더 큰 값을 나타냈다. 이는 신체중심 속도의 감속·추진을 담당하는 발의 조절기전은 모든 지면조건에서 0cm가 더 효과적임을 의미하고, 이에 따라 안정성이 확보되어 COP area 또한 더 증가되는 것으로 생각된다. 또한 지면조건 간 ΔCOP_x 는 충격력이 높게 생성되는 계단 내리기가 더 큰 좌·우 움직임을 나타낸 반면, 전·후 움직임의 ΔCOP_y 는 평지보행이 이동속도와 1보가 증가되어 기동성이 향상된 만큼 더 큰 값이 나타난 것으로 판단되며, COP area 또한 평지보행이 계단 오르기, 내리기와 비교하여 더 안정성은 향상되는 것으로 생각된다. 특히, 상호작용이 나타난 바, 계단 내리기 시 0cm의 ΔCOP_x 가 가장 크게 생성되고 있어 신체의 속도조절과 함께 충격감소를 위한 역할도 수행하고 있음을 시사한다.

더욱이 동적 안정성지수의 결과에서도 구두 힐 높이변화에 따른 큰 차이는 없었지만,

계단 내리기 동작이 다른 지면조건보다 MLSI, APSI, VSI, DPSI가 가장 저하되는 형태를 보여 계단 내리기 시 염좌 및 낙상도 발생할 수 있다는 연구들(류재청, 현승현, 2013b; Cluff & Robertson, 2011; Cohen et al., 1985; Zachazewski, Riley, & Krebs, 1993)과 매우 밀접한 관련이 있는 것으로 사료된다.

3) 지면반력 변인의 변화

지면반력 변인에서 제동력과 추진력은 구두 힐 높이증가에 따라 큰 차이는 없었지만, 계단 내리기가 계단 오르기, 평지보행과 비교하여 더 큰 값을 나타냈다. 일반적인 평지보행에서 제동력은 신체의 속도감속을 위해 음(negative)의 방향으로 반발력이 생성되지만 (Coper, Prebeau-Menezes, Butcher, & Bertram, 2008; Heiden, Sanderson, Inglis, & Siegmund, 2006; Lockart, Spaulding, & Park, 2007; Perry & Burnfield, 2010; Whittle, 2007), 계단 내리기의 경우, 계단의 높이만큼 공중기 비율이 증가되어 신체의 전방 회전력이 크게 증가된 결과로 양(positive)방향의 큰 제동력이 생성되는 것으로 판단된다. 특히 상호작용이 나타난 바, 구두 힐 높이증가에 따라 계단 내리기 동작 시 제동력에 영향을 받는 것으로 나타나, 이는 구두 힐의 구조적인 문제로 발목관절이 과도하게 저축 굴곡되어 착지가 이루어지고 COM의 높이가 구두 힐 높이에 따라 비례적으로 증가된 만큼 신체의 전방회전력이 더 증가되는 것으로 판단된다. 이후 추진기에서도 지면조건에 따라 계단 내리기가 더 큰 값을 보이고 있어, 하향보행 후 수평방향으로 추진을 위해 더 큰 추진력으로 밀기가 이루어지는 것으로 생각된다.

최대 수직 지면반력의 변화는 구두 힐 높이증가에 따라 큰 변화는 없었지만, 계단 내리기가 평지보행, 계단 오르기과 비교하여 큰 값을 보였다. 또한 충격 부하율에서도 계단 내리기가 더 값을 보였고, 구두 힐 높이가 증가할수록 더 증가하는 경향을 보였다. 본 연구에서 계단 내리기 동작은 마지막 계단에서 수평지면에 착지하는 동작을 분석하였는데, 이러한 동작과 충격유형은 계단을 내려오는 동안 반복적으로 발생되지는 않는다. 하지만, 지면 착지 시 큰 충격을 적절히 흡수하지 못하거나 근육과 관절에 가해지는 역학적인 힘을 분산시키지 못하는 경우, 충격력에 따라 신체는 충격 쇼크를 경험할 수 있고(류지선, 2008), 인체의 근 골격계에 과도한 피로를 유발시켜 부상을 야기 시킬 수 있다고 하였다(채원식, 2006; Costigan et al., 1993; Nigg, Bahlen, Luethi, & Strokes, 1987). 특히, 이러한 경향은 본 연구에서 구두 힐 높이가 증가할수록 9cm 힐 높이가 더 큰 충격유형이 나타난 바, 높은 구두 힐은 피하는 것이 부상예상 및 동적 안정성은 더 향상될 것으로 생각된다.

4) 상관관계 분석

상관분석을 실시한 결과, 구두의 구조적인 형태로 발목관절은 모든 지면조건에서 IC에서 저축 굴곡된 형태를 보였다. 이후 HTO, TTO에서도 계단 내리기와 평지보행은 지속적인 저축 굴곡의 형태를 보여 지지다리를 이용해 신체중심을 추진시키기 위한 기전으로 생각되지만, 계단 오르는 낮은 상관이 나타난 바, IC에서 오른쪽 지지 다리는 끝까지 밀기가 이루어지지 않고, HTO 이후 반대쪽 다리 기능에 의존하여 계단 오르기가 이루어짐을 시사하고 있다.

즉 계단 오르기가 평지보행, 계단 내리기와 비교하여 추진기인 TTO에서 더 힘들게 보행하는 것으로 이는 지지기 다리의 HTO이후 반대쪽 하지가 신체를 들어 올리고 앞으로 진행시키기 위한 단하지 지지시간이 증가된 결과로 판단된다. 또한 구두 힐 높이가 증가할수록 더 저축 굴곡 되는 발목관절 각도의 움직임과는 다르게 계단 오르기는 무릎관절과 엉덩관절을 더 굴곡시키는 상반된 경향을 보이고 있어, 이는 높아진 구두 힐 높이만큼 다음 계단에 착지를 위해 무릎의 수직 높이가 더 증가하는 것으로 보행 시간이 느려지고 더 힘들게 보행하게 되는 요인으로 사료된다.

동적 안정성 간 상관분석 결과, 구두 힐 높이가 증가할수록 평지보행의 1보, 전방이동거리, 신체중심의 속도는 더 감소되는 유사한 경향을 보였다. 이에 보행속도가 감소되어 동적 안정성은 향상될 수 있지만(이영철, 이대연, 조준행, 2013), COP 변인의 ΔCOP_x , ΔCOP_y , COP area에서도 유사하게 더 감소되는 정적상관을 보이고 있어, 모든 지면조건에서 구두 힐 높이가 증가할수록 동적 안정성은 더 감소되고 있음을 시사한다.

지면반력 변인 간 상관관계 연구결과, 구두 힐 높이증가에 따라 모든 지면조건에서 제동력과 추진력, 그리고 최대 수직 지면반력은 서로 정적 상관이 나타났다. 즉, 구두 힐 높이가 증가할수록 착지 지점과의 수직 높이를 인지하지 못하여 발생하는 최대 수직 지면반력과 제동력, 이후 추진기 구간에서 과도하게 저축 굴곡된 발목관절의 움직임으로 인한 전단력은 서로 밀접한 관계가 있는 것으로 생각된다.

따라서 구두 힐 높이증가로 인해 발생하는 가장 특징적인 발목관절의 저축 굴곡된 형태는 모든 지면조건에서 1보 동안 무릎과 엉덩관절은 불규칙적인 패턴이 나타나고, 동적 안정성 또한 더 저하되는 것으로 생각된다. 이로 인한 하지관절의 움직임은 지면 착지 시 큰 충격력 및 부하율을 생성시키고, 더 큰 제동력과 추진력이 발생하는 요인으로 해석된다.

VI. 종합 논의

보행은 일상생활에서 개인의 목적을 위해 사용되고 있으며, 지면조건에 따라 체간과 양하지의 여러 분절들은 서로 상호작용하여 적합한 동작을 수행하게 된다. 하지만 여성들의 경우 기능적인 측면보다는 미적인 측면을 더 중요하게 생각하여 구두 뒤 굽이 높은 하이힐 슈즈를 착용하고 있으며, 특히 계단보행은 신체중심이 수평·수직방향으로 이동되기 때문에 더 많은 하지의 힘을 필요로 하고 잠재적인 발목관절의 부상위험 및 낙상과도 매우 밀접한 관련이 있다. 따라서 본 연구는 여성들이 착용하는 구두 힐 높이변화와 지면조건에 따른 보행특성을 비교분석하였다.

우선, 하지관절의 각도변화에서 구두 힐 높이증가에 따른 가장 큰 특징은 발목관절이 저축 굴곡 되는 형태와 무릎, 엉덩관절의 불규칙적인 움직임이다. 보행 시 발은 지면 사이에 있는 수많은 공간적 형태에 적합하게 대응하기 위해 하지관절과 관련된 근육들은 상호작용 기능을 통해 하지의 안정성을 제공하지만(Neumann, 2002), 높은 구두 힐의 착용은 평지보행 뿐만 아니라, 계단 오르기, 계단 내리기 시 모든 지면의 조건에서 신체중심의 수직높이는 비례적으로 증가하게 되어 정적·동적자세에 부적인 영향이 있음을 시사하고 있다. 뿐만 아니라 체간의 전·후, 좌·우 기울기각도, 압력중심의 변인, 그리고 동적 안정성 지수 MLSI, APSI, VSI, DPSI 등, 구두 힐 높이가 증가할수록 신체의 하지는 급격한 움직임과 불규칙적인 패턴 및 지면과 조절되는 발의 스웨이 면적이 더 증가되는 형태를 보이고 있어 구두의 구조적인 형태가 보행특성에 영향을 주는 가장 큰 문제로 생각된다. 더욱이 구두 뒤 굽이 증가하는 만큼 보행자는 모든 지면조건에서 다음 1보 접지 시 발-착지 지점 간 수직 높이 감각의 인지기능 역시 더 저하되는 결과로 해석된다.

평지보행 시 구두 힐 높이 증가에 따른 1보 길이, 신체중심의 전·후 변화는 상관분석결과를 통해서 알 수 있듯이 신체중심의 속도, ΔCOP_x , COP area과 밀접한 관련이 있다. 구두 힐 높이 증가에 따라 평지보행은 신체중심의 속도변화에도 큰 영향을 주는 것으로 나타났는데, 다양한 환경과 개인의지에 따라 이동속도는 안정성을 확보하기 위해 다르게 사용되고 있다는 점에서(Barela, 2000; Bhatt, Wening, & Pai, 2005; Gerber et al., 2012; Thompson & Coughlin, 1994) 속도의 감소로 보행안정성이 향상될 수 있지만(이영철 등, 2013), 본 연구에서 분석된 COP 관련 변인들과 비교해 볼 때, 안정성은 더 저하되는 것으로 판단된다. 이러한 결과는 구두 힐 높이가 증가할수록 직선적인 경로가 나타나는 압력중심의 좌·우 움직임이 COP area에도 큰 영향이 미치고 있음을 시사하고 있으며, 지면반

력 변인에서도 제동력과 최대 수직 지면반력, 충격 부하율 역시 구두 힐 높이에 따라 비례적으로 증가되는 경향을 나타내고 있다. 따라서 발바닥 전체에 골고루 압력이 분산되지 못하는 높은 하이힐의 경우, 특정부위의 압력증가로 인한 발의 자극이나 통증이 가중될 수 있으며(박종진, 2009), 발목관절(Ebbling et al., 2004), 무릎과 관련된 부상(McClay & Manal, 1997)과 밀접한 관련이 있다고 판단된다.

계단 오르는 하지관절의 굴/신 운동이 반복되고 신체의 상·하 움직임은 상당한 수준의 근육활동을 동반하게 되며, 평지보행보다 최대 무릎관절 모멘트가 3배 이상 크다(Andriacchi et al., 1980). 즉, 신체를 들어올리기 위해 많은 근력과 힘이 필요하고(Perry & Burnfield, 2010), 힘들게 보행하는 것이 큰 특징이라는 점에서(McFadyen et al., 1988; Nadeau et al., 2003; Powers et al., 1997) 능동력과 밀접한 관련이 있다. 본 연구에서도 평지보행, 계단 내리기에 비해 하지관절의 굴/신 움직임의 증가로 힘들게 보행하는 특징을 보이고 있지만, 구두 힐 높이가 증가할수록 이러한 특징은 더 크게 나타났다. 또한 Δ COPx, Δ COPy, COP area 역시 구두 힐 높이증가에 따라 더 작게 나타나고 있어 하지의 근피로도 가속화 뿐만 아니라, 안정성 저하 및 신체 질량중심의 조절능력이 더 상실될 수 있음을 시사한다.

계단 오르기와는 반대로 계단 내리기는 신체이동을 위한 다음 1보가 지지면 보다 낮은 곳에 착지가 이루어지는데, 발목관절은 저축 굴곡되고, 무릎과 엉덩관절은 신전된 자세를 유지하며, 반대측 다리는 무릎관절의 굴곡과 발목관절의 배축 굴곡이 발생하게 된다(Andriacchi et al., 1980; Power et al., 1997). 이에 본 연구에서 구두 힐 높이가 증가할수록 발목관절은 더 저축 굴곡되어 내리기 동작에 효과적일 수 있지만, 무릎관절 각도와 엉덩관절 각도의 변화에서도 구두 힐 높이가 증가할수록 불규칙적인 굴/신 운동이 나타나고, 구두의 힐 높이만큼 신체중심의 수직 높이가 증가 및 반대측 지지다리의 보조적인 역할에 제한점이 나타나, 자세불안정은 더 증가될 수 있다고 판단된다. 또한 1보와 신체중심의 전방이동거리 변화는 평지보행 시 구두 힐 높이에 따라 비례적으로 감소되고, 계단 오르기에서 큰 변화는 없었지만, 계단 내리기는 힐 높이증가에 따라 더 증가되는 형태를 나타냈다. 이는 연구 I 과 연구 II의 결과와 비교해 볼 때, 구두 힐 높이가 증가할수록 1보를 짧게 유지하여 안정성을 확보하여야 하지만, 계단 내리기는 전축 착지가 발생한다는 점과 힐 높이만큼 신체중심위치의 수직높이가 증가되고 중력가속도의 영향을 받아 반대의 경향이 나타나는 것으로 생각된다. 반면, COP 변인들을 분석하여 자세제어 및 반응메카니즘을 관찰해 불안정성을 판단할 수 있는데(류지선, 2010b, Lee & Lin, 2007; Micheall et al., 2006; Palmieri et al., 2001), 본 연구에서 Δ COPx는 구두 힐 높이와 지면 조건 간 상호작용이 나타난 바, 계단 오르기와 내리기의 Δ COPx, COP area가 유사한 정

적상관을 보였다. 이는 착지다리와 반대측 지지다리에 역학적 힘이 더 필요할 뿐만 아니라 좌·우 안정성이 확보되지 못하는 경우 발목부상의 원인이 될 수 있다고 판단되며, 반복적으로 가해지는 비정상적인 내변력에 의한 발목관절 손상으로 통증을 포함한 불안정성, 근육의 약화, 근육 반응시간 지연 등과 같은 기능적 발목 불안정성(Hertel, 2002)이 나타나 염좌 및 낙상의 위험도 수반될 수 있다고 생각된다.

이와 같이, 평지, 계단 오르기 및 내리기의 지면조건에서 여성들이 착용하는 구두 힐 높이 증가에 따라 하지관절의 각도변화, 동적 안정성, 그리고 지면반력 변인에 부적인 영향이 미치고 있음을 시사한다. 특히, 구두 힐 높이가 증가할수록 압력중심변인인 ΔCOP_x 는 직선적인 경로와 제동력(F_y)은 비례적으로 증가될 뿐만 아니라 충격 부하율 역시 크게 생성되고 있어, 발 전족의 압력분포 증가 및 초기 접지 시 미끄러짐도 유발될 수 있다고 판단된다. 하지만 본 연구에서 구두 힐 높이는 여성들이 선호하는 6cm, 9cm로 선정하였고, 신발의 형태, 재질, 소재 등에 영향을 받지 않으며, 실험상황이 장시간 보행이 이루어지지 않는 점을 고려하여 맨발 0cm를 기준으로 선정하였다. 이러한 관점에서 짧은 거리 혹은 단시간 보행 시 0cm가 적합할 수 있지만, 보행은 양측 다리의 교차가 반복적으로 이루어지고 개인의 특성, 보행시간 및 외부적인 환경 등에 영향을 받을 수 있기 때문에 이를 고려하여 개인목적에 적합한 힐 높이와 신발을 선택하여야 하겠다.

현재까지 많은 연구자들은 신발의 충격감소를 위한 노력과 미적 측면을 고려한 디자인 개발이 이루어지고 있지만, 무엇보다 중요한 사실은 장시간 뒤 굽이 높은 하이힐 슈즈의 착용은 피하는 것이 보행의 동적 안정성을 확보할 수 있을 뿐만 아니라, 근피로도의 가속화, 발목의 염좌 및 낙상예방에 더 효과적일 수 있음을 시사한다.

VII. 결론 및 제언

1. 결론

이 연구는 여성들이 착용하는 구두 힐 높이(0cm, 6cm, 9cm)변화와 지면조건(평지, 계단 오르기, 계단 내리기)에 따른 보행특징을 규명하기 위해 실시하였다. 이에 따라 연구 I 은 평지보행(n=10, 연령: 23.90±0.99yrs, 신장: 166.00±2.15cm, 체중: 54.12±3.59kg, 발 길이: 23.33±0.46cm, 발폭: 8.47±0.35cm), 연구 II는 계단보행(n=10, 연령: 22.30±0.48yrs, 신장: 166.60±2.58cm, 체중: 57.02±3.60kg, 발 길이: 23.63±0.57cm, 발폭: 8.85±0.31cm)으로 구두 힐 높이 변화에 따른 보행특징을 규명하였고, 연구 III은 각 지면조건과 구두 힐 높이변화에 따른 단일 효과검정 및 각 변인 간 상관분석을 위해 설계하였다.

보행 특징은 하지관절의 각도변화와 보행의 동적 안정성, 그리고 지면반력 변인을 분석하였다. 이때 4대의 영상분석 카메라(HDR-HC7/HDV 1080i, Sony Corp, Japan) 장비 및 1대의 지면반력기(AMTI Inc., USA)로 실험·측정 후 Kwon 3D XP ver.4.0(Visol., Korea)분석 프로그램을 이용하여 각 변인을 산출하였다. 산출된 변인은 PASW 18.0(IBM Inc., USA) 통계 패키지를 이용하여 보행특징을 규명하기 위해 연구 I 과 연구 II는 각 지면조건에서 구두 힐 높이 변화에 따라 일원변량분석(one-way ANOVA)을 실시하였고, 연구 III은 지면조건과 구두 힐 높이변화에 따라 이원변량분석(two-way ANOVA)을 실시하였다.

분석결과, 다음과 같은 결론을 얻었다.

연구 I : 평지보행 & 구두 힐 높이

1) 하지관절 각도

- ① 발목관절 각도는 IC, HTO, TTO에서 구두 힐 높이증가에 따라 유의한 차이가 나타났다.
- ② 무릎관절 각도는 IC, HTO, TTO에서 구두 힐 높이증가에 따라 유의한 차이는 없었다.
- ③ 엉덩관절 각도는 IC, HTO, TTO에서 구두 힐 높이증가에 따라 유의한 차이는 없었다.

2) 동적 안정성

- ① 1보 길이는 구두 힐 높이증가에 따라 유의한 차이는 없었다.
- ② 신체중심의 전방이동거리는 구두 힐 높이증가에 따라 유의한 차이가 나타났다.
- ③ 신체중심의 속도변화는 IC, HTO에서 구두 힐 높이증가에 따라 유의한 차이가 나타났다.
- ④ 체간의 전·후, 좌·우 기울기각도의 변화는 구두 힐 높이증가에 따라 유의한 차이는 없었다.
- ⑤ 체간의 전·후, 좌·우 기울기각도를 이용한 안정성지수의 변화는 구두 힐 높이증가에 따라 유의한 차이는 없었다.
- ⑥ COP 변인 중 ΔCOP_x , COP area는 구두 힐 높이증가에 유의한 차이가 나타났다.
- ⑦ 동적 안정성지수 MLSI, APSI, VSI, DPSI는 구두 힐 높이증가에 따라 유의한 차이는 없었다.

3) 지면반력 변인

- ① 제동력(Fy 1)의 변화는 구두 힐 높이증가에 따라 유의한 차이는 없었다.
- ② 추진력(Fy 2)의 변화는 구두 힐 높이증가에 따라 유의한 차이는 없었다.
- ③ 최대 수직 지면반력의 변화는 구두 힐 높이증가에 따라 유의한 차이는 없었다.
- ④ 충격 부하율의 변화는 구두 힐 높이증가에 따라 유의한 차이는 없었다.

연구 II: 계단보행 & 구두 힐 높이

1) 하지관절 각도

- ① 발목관절 각도는 계단 오르기 시 IC, HTO, 내리기 시 IC, HTO, TTO에서 구두 힐 높이증가에 따라 유의한 차이가 나타났다.
- ② 무릎관절 각도는 계단 오르기 시 TTO, 내리기 시 IC, TTO에서 구두 힐 높이증가에 따라 유의한 차이가 나타났다.
- ③ 엉덩관절 각도는 계단 오르기와 내리기 시 구두 힐 높이증가에 따라 유의한 차이는 없었다.

2) 동적 안정성

- ① 1보 길이는 계단 오르기와 내리기 시 구두 힐 높이증가에 따라 유의한 차이는 없었

다.

② 신체중심의 전방이동거리는 계단 오르기과 내리기 시 구두 힐 높이증가에 유의한 차이는 없었다.

③ 신체중심의 속도변화는 계단 오르기과 내리기 시 구두 힐 높이증가에 따라 유의한 차이는 없었다.

④ 체간의 전·후, 좌·우 기울기각도의 변화는 계단 오르기과 내리기 시 구두 힐 높이증가에 따라 유의한 차이는 없었다.

⑤ 체간의 전·후, 좌·우 기울기각도를 이용한 안정성지수의 변화는 계단 오르기과 내리기 시 구두 힐 높이증가에 따라 유의한 차이는 없었다.

⑥ COP 변인 중 계단 오르기에서 ΔCOP_x , ΔCOP_y , COP area, 계단 내리기에서 ΔCOP_x , COP area는 구두 힐 높이증가에 따라 유의한 차이가 나타났다.

⑦ 동적 안정성지수 MLSI, APSI, VSI, DPSI는 계단 오르기과 내리기 시 구두 힐 높이증가에 따라 유의한 차이는 없었다.

3) 지면반력 변인

① 제동력(Fy 1)의 변화는 구두 힐 높이증가에 따라 계단 오르기 시 유의한 차이가 나타났다지만, 내리기 시 유의한 차이는 없었다.

② 추진력(Fy 2)의 변화는 계단 오르기과 내리기 시 구두 힐 높이증가에 따라 유의한 차이는 없었다.

③ 최대 수직 지면반력의 변화는 계단 오르기과 내리기 시 구두 힐 높이증가에 따라 유의한 차이는 없었다.

④ 충격 부하율의 변화는 구두 힐 높이증가에 계단 오르기 시 유의한 차이는 없었지만, 내리기 시 유의한 차이가 나타났다.

연구 III: 지면조건 & 구두 힐 높이

1) 하지관절 각도

① 발목관절 각도는 구두 힐 높이와 지면조건에 따라 IC, HTO, TTO에서 유의한 차이가 나타났고, 상호작용은 없는 것으로 나타났다.

② 무릎관절 각도는 구두 힐 높이와 지면조건에 따라 IC, TTO에서 유의한 차이가 나타났고, 상호작용은 없는 것으로 나타났다.

③ 엉덩관절 각도는 구두 힐 높이에 따라 HTO에서 유의한 차이가 나타났다. 또한 지면 조건에 따라 IC, HTO, TTO에서 유의한 차이가 나타났고, 상호작용은 없는 것으로 나타났다.

2) 동적 안정성

① 1보 길이는 구두 힐 높이증가에 따라 유의한 차이는 없었지만, 지면조건에 따라 유의한 차이가 나타났다. 또한 상호작용은 없는 것으로 나타났다.

② 신체중심의 전방이동거리는 구두 힐 높이증가에 따라 유의한 차이는 없었지만, 지면 조건에 따라 유의한 차이가 나타났다. 또한 상호작용은 없는 것으로 나타났다.

③ 신체중심의 속도변화는 구두 힐 높이증가에 따라 IC에서 유의한 차이가 나타났고, 지면조건에 따라 IC, HTO, TTO에서 유의한 차이가 나타났다. 또한 상호작용은 없는 것으로 나타났다.

④ 체간의 전·후 기울기각도의 변화는 구두 힐 높이증가에 따라 유의한 차이는 없었지만, 지면조건에 따라 IC, HTO, TTO에서 유의한 차이가 나타났다. 또한 상호작용은 없는 것으로 나타났다.

⑤ 체간의 좌·우 기울기각도의 변화는 구두 힐 높이증가에 따라 유의한 차이는 없었지만, 지면조건에 따라 IC, HTO, TTO에서 유의한 차이가 나타났다. 또한 상호작용은 없는 것으로 나타났다.

⑥ 체간의 전·후, 좌·우 기울기각도를 이용한 안정성지수는 힐 높이에 따라 유의한 차이는 없었지만, 지면조건에 따라 유의한 차이가 나타났다. 또한 상호작용은 없는 것으로 나타났다.

⑦ ΔCOP_x , ΔCOP_y , COP area는 구두 힐 높이와 지면조건에 따라 유의한 차이가 나타났고, ΔCOP_x 에서 상호작용이 나타난 바, 구두 힐 높이가 지면조건보다 더 큰 영향을 주는 것으로 나타났다.

⑧ 동적 안정성지수 MLSI, APSI, VSI, DPSI는 구두 힐 높이에 따라 유의한 차이는 없었지만, 지면조건에 따라 유의한 차이가 나타났다. 또한 상호작용은 없는 것으로 나타났다.

3) 지면반력 변인

① 제동력과 추진력의 변화는 구두 힐 높이증가에 따라 유의한 차이는 없었지만, 지면 조건에 따라 유의한 차이가 나타났다. 또한 제동력에서 상호작용이 나타난 바, 지면의 조건에 구두 힐 높이보다 더 큰 영향을 주는 것으로 나타났다.

② 최대 수직 지면반력의 변화는 구두 힐 높이증가에 따라 유의한 차이는 없었지만, 지면조건에 따라 유의한 차이가 나타났다. 또한 상호작용은 없는 것으로 나타났다.

③ 충격 부하율의 변화는 구두 힐 높이와 지면조건에 따라 유의한 차이가 나타났고, 상호작용이 나타난 바, 지면의 조건이 구두 힐 높이보다 부하율에 더 큰 영향을 주는 것으로 나타났다.

2. 제 언

일상생활에서 보행이 많은 비중을 차지하는 만큼 신발은 디자인, 기능성, 경제성을 고려하여 제작되고 있지만, 지면조건들은 경사도, 불규칙적인 형태, 잔디, 모래, 아스팔트 등 매우 다양할 뿐만 아니라 신발의 굽 높이와 형태 및 재질에 따라 보행 기능에 많은 차이가 발생할 수 있다. 이에 본 연구를 기초로 신발의 재질과 형태적인 측면에서도 잠재적인 발목부상 예방과 안정성 향상을 위한 적합한 구두 디자인의 설계 및 최적적인 디자인이 반영되고, 계단규격 또한 단 너비와 높이를 고려한 건축설계가 이루어져야 하겠다.

특히 미세한 개인의 특성(신장, 체중, 속도, 보행 형태)과 외부환경의 차이로 나타나는 보행특징을 규명하기 위해 근전도(electromyogram), 족저압력(plantar pressure), 하지강성(leg stiffness) 외에도 다양한 분석방법이 적용되어야 하고 신발자체의 성능테스트와 신뢰성을 제공할 수 있는 장비개발이 필요하다. 또한 개인 취향에 따라 착용하는 신발의 선택이 다양하기 때문에 힐 높이를 좀 더 세분화하여 분석할 필요성이 요구된다. 따라서 보행시 다양한 조건에 따라 신발의 기능적 특징과 인체 움직임이 상호 연관되어 적합하게 이용될 수 있는 인체·신발모델링 개발 및 이와 관련후속연구가 이루어지길 제안한다.

참고문헌

- 고은혜, 최홍식, 김택훈, 신현석, 권오운, 최규환(2008). 하지 근육의 피로상태 동안 높은 굽신발에 적용한 전면접촉인솔이 젊은 여성의 보행특성에 미치는 영향. **한국전문물리치료학회지**, 15(1), 38-45.
- 김갑순, 김현민, 허덕찬(2008). 사람 보행시 발바닥의 힘정보를 측정하기 위한 지능형 신발시스템 개발. **한국정밀공학회지**, 25(7), 79-86.
- 김로빈, 조준행(2013). 성별과 보행 속도에 따른 하지관절의 기여도 분석. **한국운동역학회지**, 23(2), 159-167.
- 김선아(2008). 18세기 하이힐 디자인의 특성 및 연대추정에 관한 연구. **한국의류산업학회지**, 10(2), 128-137.
- 김용재, 지진구, 김정태, 홍준희, 이중숙, 이훈식, 박승범(2004). 20대 여성의 신발종류에 따른 족저압 영역별 비교연구. **한국운동역학회지**, 14(3), 83-98.
- 김유신, 김은정, 서충진(2006). 계단 오리기와 내리기 동작 시 하지분절의 보행형태 및 EMG 비교분석. **한국체육학회지**, 45(4), 535-545.
- 류재청, 이애리, 현승현(2013). 여성의 체중과 구두 힐 높이의 변화가 보행동작 시 동적안정성에 미치는 영향. **운동학 학술지**, 15(3), 79-90.
- 류재청, 현승현(2013a). 20대 여성의 체중과 힐 높이에 따른 보행자세의 운동역학적 분석. **한국사회체육학회지**, 51(2), 563-575.
- 류재청, 현승현(2013b). 여성의 버스계단 내리기 시 구두 힐과 계단 높이에 따른 보행자세의 운동역학적 비교분석. **한국체육학회지**, 52(6), 523-536.
- 류지선(2007). 비선형 시계열 기법에 의한 선호속도 걷기의 동적 안정성 비교분석. **한국체육학회지**, 46(2), 431-439.
- 류지선(2008). 퇴행성 무릎 관절염 환자와 정상인 보행의 관절 충격력 내력 비교. **한국체육학회지**, 46(1), 435-448.
- 류지선(2009a). 보행 시 하이힐 굽 높이 증가에 따른 하지의 시간 협응성. **한국운동역학회**

- 지, **19**(3), 593-601.
- 류지선(2009b). 보행 시 하이힐 높이가 국부적 동적 안정성에 미치는 영향. **한국체육학회지**, **48**(1), 431-438.
- 류지선(2010a). 운동화와 구두 보행 시 충격 요인 차이 분석. **한국체육학회지**, **49**(1), 445-455.
- 류지선(2010b). 하이힐 높이에 따른 균형성. **한국운동역학회지**, **20**(4), 479-486.
- 류지선(2013). 오래 달리기로 인한 피로가 지면반력 성분에 미치는 영향. **한국운동역학회지**, **23**(3), 225-233.
- 마상렬, 안성자(2012). 신발 굽의 높이가 하지근육 근활성도에 미치는 영향. **대한고유수용성신경근축진법학회지**, **10**(1), 35-41.
- 박세진, 이준수, 강덕희, 정은희, 전효정, 박성빈(2007). 연령에 따른 보행속도 및 보폭에 대한 고찰. **대한인간공학회 논문집**, 430-434.
- 박종진(2009). 하이힐 굽 높이에 따른 보행시 족저압 변화 비교분석. **한국운동역학회지**, **19**(4), 771-778.
- 박환돈, 백승준, 이행자, 장상목, 이상호(2009). 기능성 신발과 나노소재의 개발동향. **한국고무학회지**, **10**(2), 115-121.
- 서욱현(2009). **비만인 보행의 역학적 특성**. 미간행 박사학위논문, 한국체육대학교 대학원, 서울.
- 선창화, 손권, 문병영(2006). 신발의 보행 충격 완화 장치에 대한 충격 흡수력의 실험적 평가. **대한기계학회논문집**, **20**(3), 241-248.
- 손종상, 최희석, 황성재, 김영호(2007). 하이힐 보행 시 근 길이 변화와 Roll-Over 특성. **한국정밀공학회지**, **24**(12), 29-35.
- 손호희(2011). **퇴행성 슬관절염 환자의 보행조건에 따른 생역학적 분석**. 대구대학교 대학원, 미간행 박사학위논문, 대구.
- 신효성(2000). **대퇴사두근의 이심성 수축치료가 편마비환자의 계단보행에 미치는 영향**. 한국체육대학교 사회체육대학원, 미간행 석사학위논문. 서울.
- 오덕원, 천승철, 심재훈(2010). 하이힐 뒤굽 높이가 서기 균형 및 발목 근활성도에 미치는 영향. **대한인간공학회지**, **29**(5), 789-795.
- 윤석훈(2008). 계단보행 시 계단 너비가 지면반력 파라미터에 미치는 영향. **한국운동역학**

- 회지, **18**(1), 169-178.
- 윤정규, 김미경, 김이화, 정혜진, 이상빈, 유경태(2010). 보행 시 체중과 구 높이 변화에 따른 하지의 근활성도 분석. **운동학 학술지**, **12**(1), 65-72.
- 이영주(2012). 20대와 40대 여성의 패션 라이프스타일과 연령에 따른 구두 선호도 비교. **한국의상디자인학회지**, **14**(2), 171-183.
- 이영철, 이대연, 조준행(2013). 이동 속도에 따른 지면반력 3방향 요인의 기여도와 동적 안정성 지수의 변화 분석. **한국사회체육학회지**, **52**(2), 861-868.
- 이원석, 박진석, 이희동, 이해인, 신지륜(2011). 건강한 여성에서 보행과 계단 오르내리기가 넘어다리뼈 돌림에 미치는 영향. **한국신경재활학회지**, **1**(1), 37-42.
- 이종년(2010). 신발용 반복압축시험기 개발. **한국특허학회지**, **15**(2), 56-61.
- 이종년(2011). 신발의 굽힘강성 측정 장비의 개발. **한국 산학기술학회논문지**, **12**(3), 1078-1084.
- 이창민, 정은희(2002). 구두 굽의 형태가 인체에 미치는 영향에 관한 연구. **대한인간공학회 학술대회논문집**, 255-259.
- 장재관, 윤석훈(2010). 좌·우 기울기각도를 이용한 남자 성인의 보행안정성 평가. **한국운동역학회지**, **20**(3), 261-266.
- 전현민, 류지선(2008). 성인 계단보행 시 계단 너비에 따른 하지의 운동역학적 분석. **한국운동역학회지**, **18**(4), 161-169.
- 정남주(2002). 계단보행 시 몸통 기울기와 발 착지 유형에 따른 하지분절의 역학적 에너지변화. 한국체육대학교 대학원. 미간행 박사학위논문. 서울.
- 조선명, 김희선, 고애란(2009). 하이힐 착용 심리에 대한 질적 연구. **한국의류학회지**, **33**(9), 1361-1373.
- 조현영, 정남주(2003). 계단상승 시 몸통각도에 따른 운동학적 요인과 지면반력 변화. **한국스포츠리서치**, **14**(5), 1291-1302.
- 최규정, 권희자(2003). 보행용 전문 신발과 일반 운동화의 운동역학적 비교 분석. **한국운동역학회지**, **13**(2), 161-173.
- 최상원, 이석원(2013). 신발의 전기저항 측정에 관한 연구. **한국안전학회지**, **28**(3), 56-62.
- 최선희, 천중숙(2009). 20대 여성의 구두 착용 특성과 발 유형의 관계. **복식문화연구**, **17**(10), 68-75.

- 하종규(2009). 임신기간 중 계단의 단너비에 따른 임신부 양발 보행의 생체역학적 변화. **한국운동역학회지**, **19**(2), 205-215.
- 한진태(2008). 계단과 경사로 오르기 시 노인의 보행 특성 분석. 대구대학교 대학원, 미간행 박사학위논문, 대구.
- 한진태, 김경, 임승건(2008). 평지 보행 그리고 계단과 경사로 오르기 동안 압력중심 이동 경로 및 족저압 비교. **한국운동역학회지**, **18**(4), 59-65.
- 현승현, 류재청(2013). 평지보행과 계단내리기 시 하지관절과 체간기울기 동작의 상관관계 분석. **한국체육과학회지**, **22**(6), 1609-1622.
- 현승현, 류재청(2014a). 여성들의 계단내리기 시 계단 높이와 가방무게 변화에 따른 지면반력 형태 비교분석. **운동학 학술지**, **16**(1), 41-52.
- 현승현, 류재청(2014b). 버스계단 내리기 시 구두 힐 높이와 착지거리에 따른 지면반력 파라미터 조사. **한국운동역학회지**, **24**(2), 151-160.
- 현승현, 이애리, 류재청(2014). 계단내리기 시 우세·비우세 체지의 가방착용과 무게변화에 따른 지면반력 파라미터 분석. **한국운동역학회지**, **24**(1), 43-50.
- 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., & Mikozy, R. P. (1991). *Musculoskeletal dynamics, locomotion and clinical applications*. In Basic Orthopaedic Biomechanics(Edited by V. C. Mow and W. C. Hayes), 51-92, Raven Press, New York.
- Andriacchi, T. P., Andersson, G. B. J., Fermier, R. W., Stern, D., & Galante, J. O. (1980). A study of lower-limb mechanics during stair-climbing. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, **62**(5), 749-757.
- Andriacchi, T. P., Galante, J. O., & Fermier, R. W. (1982). The influence of total knee replacement design of walking and stair climbing. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, **64**(9), 1328-1335.
- Bandholm, T., Boysen, L., Haugaard, S., Zebis, M. K., & Bencke, J. (2008). Foot medial longitudinal-arch deformation during quiet standing and gait in subjects with

- medial tibial stress syndrome. *The Journal of Foot and Ankle Surgery*, 47(2), 89-95.
- Barela, J. A. (2000). Estratégias de controle em movimentos complexos: ciclo percepção-ação no controle postural. *Revista Paulista de Educação Física*, 3, 79-88.
- Bhatt, T., Wening, J. D., & Pai, Y. C. (2005). Influence of gait speed on stability: recovery from anterior slips and compensatory stepping. *Gait & Posture*, 21(2), 146-156.
- Bilney, B., Morris, M., & Webster, K. (2003). Concurrent related validity of the GAITRite® walkway system for quantification of the spatial and temporal parameters of gait. *Gait & Posture*, 17(1), 68-74.
- Bruijn, S. M., Meijer, O. G., Dieën, J. H. V., Kingma, I., & Lamoth, C. J. C. (2008). Coordination of leg swing, thorax rotations, and pelvis rotations during gait: The organisation of total body angular momentum. *Gait & Posture*, 27(3), 455-462.
- Buchecker, M., Stöggel, T., & Müller, E. (2013). Spine kinematics and trunk muscle activity during bipedal standing using unstable footwear. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 23(3), 194-201.
- Bullock-Saxton, J. E. (1994). Local sensation changes and altered hip muscle function following severe ankle sprain. *Physical Therapy*, 17(1), 17-28.
- Burnfield, J. M., & Tsai, Y.-J., & Powers, C. M. (2005). Comparison of utilized coefficient of friction during different walking tasks in persons with and without a disability. *Gait & Posture*, 22(1), 82-88.
- Burnfield, J. M., Flanagan, S., Flynn, J. E., Brault, J. R., & Powers, C. M. (2001). Utilized coefficient of friction during ascending and descending stairs. *XVIIIth Congress of the International Society of Biomechanics Book of Abstracts*, 44-45.
- Buzzi, U. H., Stergiou, N., Kurz, M. J., Hageman, P. A., & Heidel, J. (2003). Nonlinear dynamics indicates aging affects variability during gait. *Clinical Biomechanics*, 18(5), 435-443.
- Christina, K. A., & Cavanagh, P. R. (2002). Ground reaction forces frictional demands during stair descent: effect of age and illumination. *Gait & Posture*, 15(2),

153-159.

- Cluff, T., & Robertson, D. G. E. (2011). Kinetic analysis of stair descent: Part 1. Forwards step-over-step descent. *Gait & Posture*, 33(3), 423-428.
- Cohen, H. H., Templer, J., & Archea, J. (1985). An analysis of occupational stair accident patterns. *Journal of Safety Research*, 16(4), 171-181.
- Collins, J. J., & Whittle, M. W. (1989). Impulsive forces during walking and their clinical implications. *Clinical Biomechanics*, 4(3), 179-187.
- Cooper, R. C., Prebeau-Menezes, L. M., Butcher, M. T., & Bertram, J. E. A. (2008). Step length and required friction in walking. *Gait & Posture*, 27(4), 547-551.
- Costigan, P. A., Deluzio, K. J., & Wyss, U. P. (2001). Knee and hip kinetics during normal stair climbing. *Gait & Posture*, 16(1), 31-37.
- Costigan, P. A., Wyss, U. P., Li, J., Cooke, T. V. D., & Olney, S. J. (1993). Force and moment at the knee during stair-climbing. Proc. XIVth Congr. Int. Society of Biomechanics, Paris, France, 288-289.
- Craik, R. L., & Dutterer, L. (1995). Spatial and temporal characteristics of foot fall patterns. *Gait Analysis: Theory and Application*. ST Louis, Mo: Mosby-Year Book, 143-158.
- Crosbie, J., Vachalathiti, R., & Smithet, R. (1997). Patterns of spinal motion during walking. *Gait & Posture*, 5(1), 6-12.
- Denth, J., & Nigg, M. M. (1981). The influence of various sports floors on the load on the lower extremities. In A Morecki, K. Fidelus, K. Kedzior and A. Wit. (ed), *Biomechanics VII-B Warsawa: PWW-Polish Scientific publishers*: 100-105.
- Ebbeling, C. J., Hamill, J., & Crusemeyer, J. A. (1994). Lower extremity mechanics and energy cost of walking in high-heeled shoes. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 19(4), 190-196.
- Franklin, M. E, Chenier, T. C. Brauinger, L., Cook, H., & Harris, S. (1995). Effect of positive heel inclination on posture. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 21(2), 94-99.
- Frey, C. (2000). Foot health and footwear for women. *Clinical Orthopaedics and Related*

Research, 37(2), 32-44.

- Frey, C., Thompson, F., & Smith, J. (1995). Update on women's footwear. *Foot & Ankle*, 16(6), 328-331.
- Ganley, J. K., & Powers, C. M. (2005). Gait kinematics and kinetics of 7 year-old children: a comparison to adults using age-specific anthropometric data. *Gait & Posture*, 21(2), 141-145.
- Ganley, J. K., & Powers, C. M. (2006). Intersegmental dynamics during the swing phase of gait: a comparison of knee kinetics between 7year-old children and adults. *Gait & Posture*, 23(4), 499-504.
- Gefen, A., Megido-Ravid, M., Itzhak, Y., & Arcan, M. (2002). Analysis of muscular fatigue and foot stability during high-heeled gait. *Gait & Posture*, 15(1), 56-63.
- Gerber, S. B., Costa, R. V., Grecco, L. A. C., Pasini, H., Marconi, N. F., & Oliveira, C. S. (2012). Interference of high-heeled shoes in static balance among young women. *Human Movement Science*, 31(5), 1247-1252.
- Glasoe, W. M., Yack, H. J., & Saltzman, C. L. (1999). Anatomy and biomechanics of the first ray, *Physical Therapy*, 79(9), 854-859.
- Gore, D. R., Murray, M. P., Sepic, S. B., Gardner, G. M. (1975). Walking patterns of men with unilateral surgical hip fusion. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 57(6), 759-765.
- Grabiner, P. C., Briswas, T., & Grabiner, M. D. (2001). Age-related changes in spatial and temporal gait variables. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 82(1), 31-35.
- Hatze, H. (1997). A three-dimensional multivariate model of passive human joint torques and articular boundaries. *Journal of Clinical Biomechanics*, 12(2), 128-135.
- Heiden, T. L., Sanderson, D. J., Inglis, J. T., & Siegmund, G. P. (2006). Adaptations to normal human gait on potentially slippery surfaces: The effects of awareness and prior slip experience. *Gait & Posture*, 24(2), 237-246.
- Hertel, J. (2002). Functional anatomy, pathomechanics, and pathophysiology of lateral ankle instability. *Journal of athletic training*, 37(4), 364-375.

- Ho, K. Y., Blanchette, M. G., & Powers, C. M. (2012). The influence of heel height on patellofemoral joint kinetics during walking. *Gait & Posture*, 36(2), 271-275.
- Hollman, J. H., Kovash, F. M., Kubik, J. J., & Linbo, R. A. (2007). Age-related differences in spatiotemporal markers of gait stability during dual task walking. *Gait & Posture*, 26(1), 113-119.
- Hong, W. H., Lee, Y. H., Chen, H. C., Pei, T. C., & Wu, C. Y. (2005). Influence of heel height and shoe insert on comfort perception and biomechanical performance of young female adults during walking. *Foot Ankle*, 26(12), 1042-1048.
- Hreljac, A. Marshall, R. N., & Hume, P. A. (2000). Evaluation of lower extremity overuse injury potential in runners. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 32(9), 1635-1641.
- James, B., & Parker, A. W. (1989). Electromyography of stair locomotion in elderly men and women. *Electromyography and Clinical Neurophysiology*, 29(3), 161-168.
- Jonkers, I., Stewart, C., & Spaepen, A. (2003). The complementary role of the plantarflexors, hamstrings and gluteus maximus in the control of stance limb stability during gait. *Gait & Posture*, 17(3), 264-272.
- Katoh, Y., Chao, E. Y. S., Laughman, R. K. R. Schneider, E. & Morrey, B. F. (1983). Biomechanical analysis of foot function during gait clinical applications. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 177, 23-33.
- Kawato, M. (1999). Internal models for motor control and trajectory planning. *Current Opinion in Neurobiology*, 9(6), 718-727.
- Kirtley, C. (2006). *Clinical gait analysis: Theory and Practice*. Elsevier Churchill Livingstone.
- Kressing, R. W., Gregor, R. J., Oliver, A., Waddell, D., Smith, W., O'Grady, M., Cums, A. T., Kutner, M., & Wolf, S. L. (2004). Temporal and spatial features of gait in older adults transitioning to frailty. *Gait & Posture*, 20(1), 30-35.
- Kwon, Y. H. (2007). *KWON 3D XP analysis Package Ver. 4.0*. Seoul : Visol corp.
- Lampe, R., Metternacht, J., Steinhauser, E., Gerdesmeyer, L., & Gradinger, R. (2003). Calculation of hallux bending moments from planar pressure distribution

- measurement. *Zeitschrift für Orthopädie und Ihre Grenzgebiete*, 141(5), 583-589.
- Larsen, A. H., Puggaard, L., Hämäläinen, U., & Aagaard, P. (2008). Comparison of ground reaction forces and antagonist muscle coactivation during stair walking with ageing. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 18(4), 568-580.
- Lee, A. J. Y., & Lin, W. H. (2007). The influence of gender and somatotype on single leg upright standing postural stability in children. *Journal of Applied Biomechanics*, 23(3), 173-179.
- Lee, Y. H., & Hong, W. H. (2005). Effects of shoe inserts and heel height on foot pressure, impact force, and perceived comfort during walking. *Applied Ergonomics*, 36(3), 355-362.
- Li, J. X., & Hong, Y. (2007). Kinematic and electromyographic analysis of the trunk and lower limbs during walking in negative 0 heeled shoes. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 97(6), 447-456.
- Liu, Y., & Wang, Y. T. (2004). Reliability of the kinetic measures under different heel conditions during normal walking. *Measurement in Physical Education & Exercise Science*, 8(1), 21-31.
- Livingston, L. A., Stevenson, J. M., & Olney, S. J. (1991). Stair climbing kinematics on stairs of differing dimensions. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 72(6), 398-402.
- Lockhart, T. E., Spaulding, J. M., Park, S. H. (2007). Age-related slip avoidance strategy while walking over a known slippery floor surface. *Gait & Posture*, 26(1), 142-149.
- Lyons, K., Perry, J., Gronley, J. K., Barnes, L., & Antonelli, D. (1983). Timing and relative intensity of hip extensor and abductor muscle action during level and stair ambulation: an EMG study. *Physical Therapy*, 63(10), 1597-1605.
- MacCulloch, P. A., Gardner, T., & Bonner, A. (2007). Comprehensive fall prevention programs across settings: a review of the literature. *Geriatric Nursing*, 28(5), 306-311.
- Marchetti, G. F., Whitney, S. L., Blatt, P. J., Morris, L. O., & Vance, J. M. (2008).

- Temporal and spatial characteristics of gait during performance of the dynamic gait index in people with and people without balance or vestibular disorders. *Physical Therapy*, 88(5), 640-651.
- McBride, I. D., Wyss, U. P., Cooke, T. D. A., Murphy, L., Phillips, J., & Olney, S. J. (1991). First metatarsophalangeal joint reaction forces during high-heel gait. *Foot & Ankle International*, 11(5), 282-288.
- McFadyen, B. J., & Winter, D. A. (1988). An integrated biomechanical analysis of normal stair ascent and descent. *Journal of Biomechanics*, 21(9), 733-744.
- McClay, I., & Manal, K. (1997). A comparison of three-dimension lower extremity kinematics during running between excessive pronators and normals. *Clinical Biomechanics*, 13(3), 195-203.
- McGraw, B., McCleanaghan, B. A., Williams, H. G., Dickerson, J., & Ward, D. S. (2000). Gait and postural stability in obese and non-obese prepubertal boys. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 81(4), 484-489.
- Menant, J. C., Steele, J. R., Menz, H. B., Munro, B. J., & Lord, S. R. (2009). Effects of walking surfaces and footwear on temporo-spatial gait parameters in young and older people. *Gait & Posture*, 29(3), 392-397.
- Menz, H. B., Latt, M. D., Tiedemann, A., Kwan, M. M. S., & Lord, S. R. (2004). Reliability of the GAITRite[®] walkway system for the quantification of temporo-spatial parameters of gait in young and older people. *Gait & Posture*, 20(1), 20-25.
- Micheall, T. B., Ross, S. E., Blackburn, J. T., Hirth, C. J., & Guskiewicz, K. M. (2006). Function balance training, with or without exercise sandals, for subjects with stable or unstable ankles. *Journal of Athletic Training*, 41(4), 393-398.
- Milgrom, C., Finestone, A., Shlamkovitch, N., Wosk, J., Laor, A., Voloshin, A., & Eldad, A. (1992). Prevention of overuse injuries of the foot by improved shoe shock attenuation: A randomized prospective study. *Clinical Orthopaedics & Related Research*, 281, 189-192.
- Mouchnino, L., Mesure, S., Lizee, E., Landjerit, B., & Massion, J. (1998). Is the spinal

- column a rigid or articulated axis during leg movement?. *Human Movement Science*, 17(3), 289-306.
- Munro, C. F., Miller, D. I., & Fuglevand, A. J. (1987). Ground reaction force in running: a reexamination. *Journal of Biomechanics*, 20(2), 147-155.
- Murray, M. P., Guten, G. N., & Mollinger, L. A. (1983). Kinematic and electromyographic patterns of Olympic race walkers. *The American Journal of Sports Medicine*, 11(2), 68-74.
- Nadeau, S., McFadyen, B. J., & Malouin, F. (2003). Frontal and sagittal plane analyses of the stair climbing task in healthy adults aged over 40 years: what are the challenges compared to level walking?. *Clinical Biomechanics*, 18(10), 950-959.
- Neumann, D. A. (2002). *Kinesiology of the musculoskeletal system: Foundations for Rehabilitation*. Philadelphia, Pennsylvania; Mosby.
- Neumann, D. A. (2009). *Kinesiology of the musculoskeletal system: Foundations for Rehabilitation*.
- Nigg, B. M., & Liu, W. (1999). The effects of muscle stiffness and damping on simulated impact force peaks during running. *Journal of Biomechanics*, 32(8), 849-856.
- Nigg, B. M. (1986). *Biomechanics of Running shoes*. Champaign, IL: Human Kinetics Publishers.
- Nigg, B. M., Bahlsen, H. A., Luethi, S. M., & Stokes, S. (1987). The influence of running velocity and midsole hardness on external impact forces in heel-toe running. *Journal of Biomechanics*, 20(10), 951-959.
- Nigg, B., Hintzen, S., & Ferber, R. (2006). Effect of an unstable shoe construction on lower extremity gait characteristics. *Clinical Biomechanics*, 21(1), 82-88.
- Nyska, M., McCabe, C., Linge, K., & Klenerman, L. (1996). Plantar foot pressures during treadmill walking with high-heel and low-heel shoes. *Foot Ankle Int*, 17(11), 662-666.
- Palmieri, R. M., Ingersoll, C. D., Stone, M. B., & Krause, M. A. (2002). Center of pressure parameters used in the assessment of postural control. *Journal of Sport*

- Rehabilitation*, 11(1), 51-66.
- Perry, J. (1992). *Gait Analysis: normal and pathological function*. Thorofare, New Jersey, SLACK, Inc.
- 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), 169-178.
- Powers, C. M., Boyd, L. A., Torburn, L., & Perry, J. (1997). Stair ambulation in persons with transtibial amputation: an analysis of the Seattle Litefoot™. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 34(1), 9-18.
- Protopapadaki, A., Drechsler, W. I., Cramp, M. C., Coutts, F. J., & Scott, O. M. (2007). Hip, knee, ankle kinematics and kinetics during stair ascent and descent in healthy young individuals. *Clinical Biomechanics*, 22(2), 203-210.
- Radin, E. L. (1982). Effect of prolonged walking on concrete on the knees of sheep. *Journal of Biomechanics*, 15(7), 487-492.
- Riener, R., Rabuffetti, M., & Frigo, C. (2002). Stair ascent and descent at different inclinations. *Gait & Posture*, 15(1), 32-44.
- Robbins, S., Waked, E., Krouglicof, N. (2001). Vertical impact increase in middle age may explain idiopathic weight-bearing joint osteoarthritis. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 82(12), 1673-1677.
- Romkes, J., Rudmann, C., & Brunner, R. (2006). Change in gait and EMG when walking with the masai barefoot. *Technique Clinical Biomechanics*, 21(1), 75-81.
- Ross, S. E., Guskiewicz, K. M., Gross, M. T., & Yu, B. (2009). Balance measures for discriminating between functionally unstable and stable ankles. *Medicine Science in Sports Exercise*, 41(2), 399-407.
- Roy, M. S. (2001). Serious stair injuries can be prevented by improved stair design. *Applied Ergonomics*, 32(2), 135-139.
- Schache, A. G., & Baker, R. (2007). On the expression of joint moments during gait. *Gait & Posture*, 25(3), 440-452.

- Scott, S. H., & Winter, D. A. (1990). Internal forces at chronic running injury sites. *Medicine Science Sports Exercise*, 22(3), 357-369.
- Simonsen, E. B., Svendsen, M. B., Nørresiet, A., Baldvinsson, H. K., Heilskov-Hansen, T., Larsen, P. K., Alkjaer, T., & Henriksen, M. (2012). Walking on high heels changes muscle activity and the dynamics of human walking significantly. *Journal of Applied Biomechanics*, 28(1), 20-28.
- Smidt, G. L. (1990). *Rudiments of gait*. In Smidt GL, editor: *Gait in Rehabilitation*, New York, Churchill Livingstone.
- Stacoff, A., Diezi, C., Luder, G., Sussi, E., & Kramers-de, Q. (2005). Ground reaction forces on stairs: effects of stair inclination and age. *Gait & Posture*, 21(1), 24-38.
- Stefanyshyn, D. J., Nigg, B. M., Fisher, V., O'Flynn, B., & Liu, W. (2000). The influence of high heeled shoes on kinematics, kinetics, and muscle EMG of normal female gait. *Journal of Applied Biomechanics*, 16(3), 309-319.
- Stergiou, N., Moraiti, 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.
- Sturmer, T., Gunther, K. P., & Brenner, H. (2000). Obesity, overweight and patterns of osteoarthritis: the Ulm Osteoarthritis Study. *Journal of Clinical Epidemiology*, 53(3), 307-313.
- Syed, I. Y., & Davis, B. L. (2000). Obesity and osteoarthritis of the knee: hypotheses concerning the relationship between ground reaction forces and quadriceps fatigue in long-duration walking. *Medical Hypotheses*, 54(2), 182-186.
- Teasdale, N., & Simoneau, M. (2001). Attentional demands for postural control; The effects of aging and sensory reintegration. *Gait & Posture*, 14(3), 203-210.
- Thompson, F. M., & Coughlin, M. J. (1994). The high price of high-fashion footwear. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 76(10), 1586-1593.
- Valentini, R., Martinelli, B., Mezzarobba, S., Mezzarobba, A., De Michiel, M., & Toffano, M. (2009). Optokinetic analysis of gait cycle during walking with 1cm-and 2cm-high heel lifts. *The Foot*, 19(1), 44-49.

- Vaughan, C. L. (2003). Theories of bipedal walking; an odyssey. *Journal of Biomechanics*, 36(4), 513-523.
- Verkindt, D., Dalleau, G., Leroyer, P., & Allard, P. (2009). *Quiet standing balance in per-adolescent girls and woman*. International Society of Biomechanics XXIIInd Congress Proceedings.
- Voloshin, A. S., & Loy, D. J. (1994). Biomechanical evaluation and management of the shock waves resulting from high-heel gait: temporal domain study. *Gait & Posture*, 2(2), 117-122.
- Waters, R. L., Lunsford, B. R., Perry, J., & Byrd, R. (1988). Energy-speed relationship of walking: standard tables. *Journal of Orthopaedic Research*, 6(2), 215-222.
- Whittle, M. W. (1990). *Gait Analysis: An introduction*. Oxford, Butterworth-Heinemann.
- Whittle, M. W. (1996). *Gait Analysis: An Introduction*. 2nd edition. Oxford, Butterworth-Heinemann.
- Whittle, M. W. (2007). *Gait Analysis: An introduction*. 4nd edition, Oxford, Butterworth-Heinemann.
- Wikstrom, E. A., Tillman, M. D., Smith, A. N., & Borsa, P. A. (2005). A now force-plate technology measure of dynamic postural stability: The dynamic postural stability index. *Journal of Athletic Training*, 40(4), 305-309.
- Winter, D. A. (1995). *Anatomy, biomechanics and control of balance during standing and walking*. Waterloo, Ontario, Canada, Waterloo Biomechanics.
- Wu, W. L., Huang, P. J., Lin, C. J., Chen, W. Y., Huang, K. F., & Cheng, Y. M. (2003). Lower extremity kinematics and kinetics during level walking and stair climbing in subjects with triple arthrodesis of subtalar fusion. *Gait & Posture*, 21(3), 263-270.
- Youdas, J. W., Hollman, J. H., Aalbers, M. J., Ahrenholz, H. N., Aten, R. H., & Cremers, J. J. (2006). Agreement between the GAITRite walkway system and a stopwatch-footfall count method for measurement of temporal and spatial gait parameters. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 87(12), 1648-1652.
- Yu, J., Cheung, J. T., Fan, Y., Zhang, Y., Leung, A. K., & Zhang, M. (2008).

Development of a finite element model of female foot for high heeled shoe design. *Clinical Biomechanics*, 23(1), 31-38.

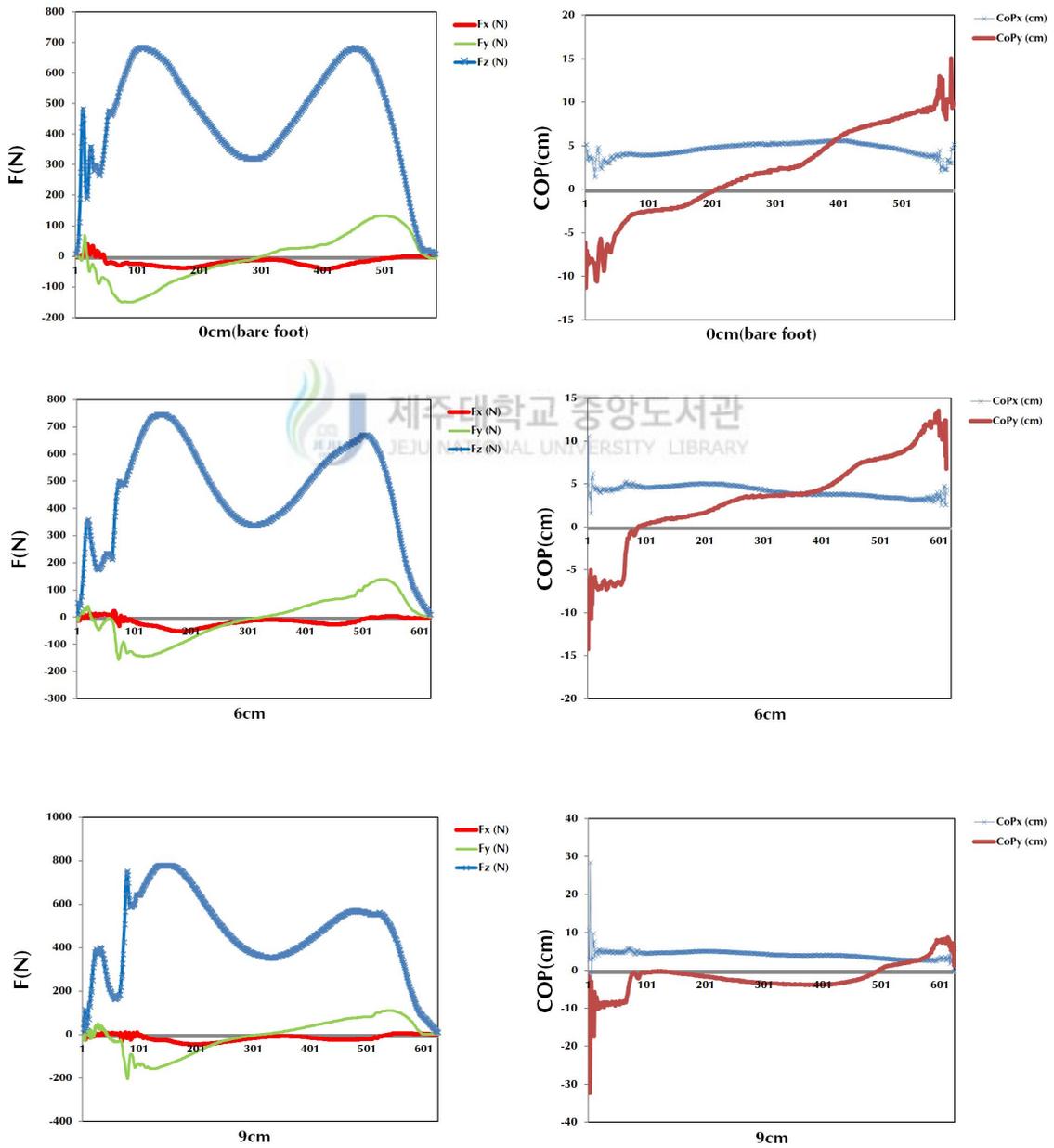
Zachazewski, J. E., Riley, P. O., & Krebs, D. E. (1993). Biomechanical analysis of body mass transfer during stair ascent and descent of healthy subject. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 30(4), 412-422.



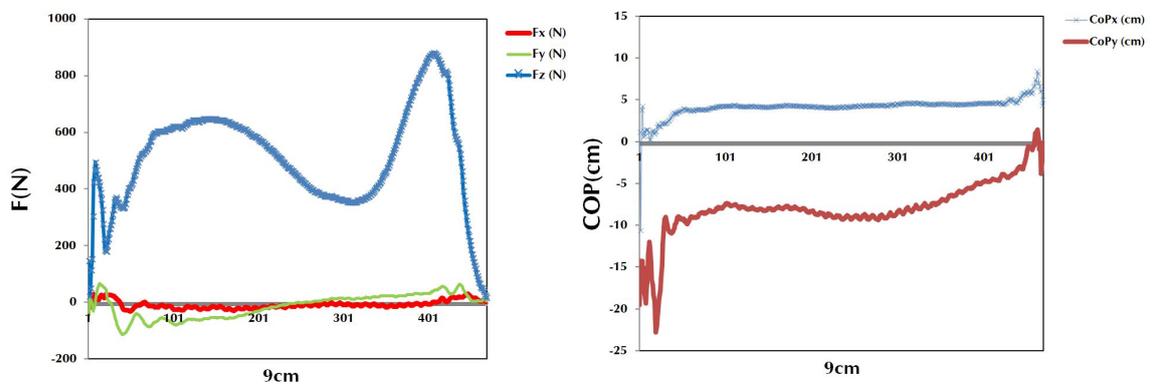
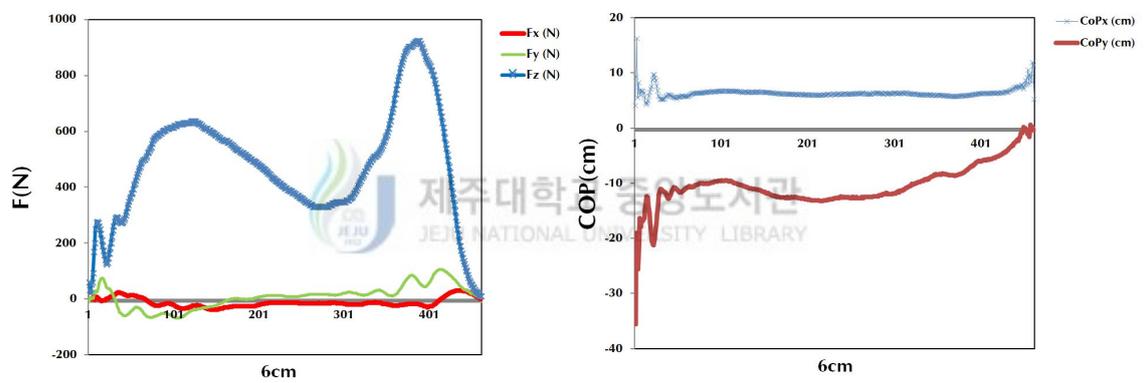
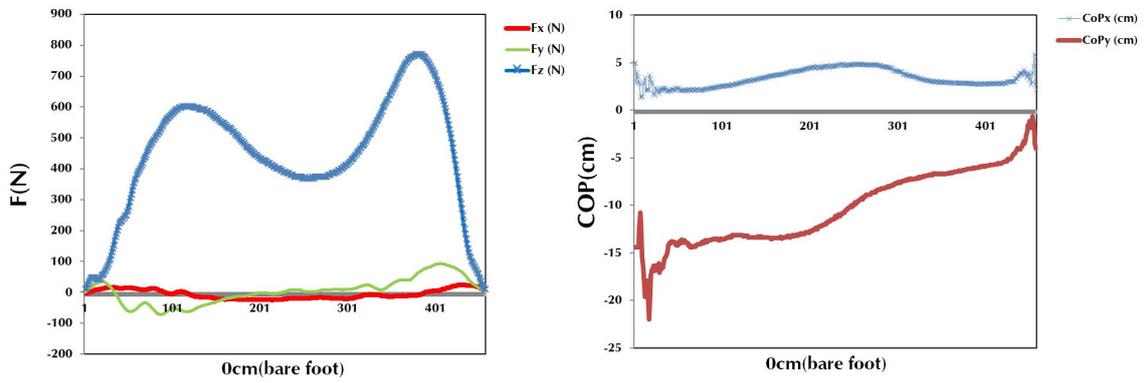
부록

1. 지면조건 별 구두 힐 높이에 따른 지면반력의 형태

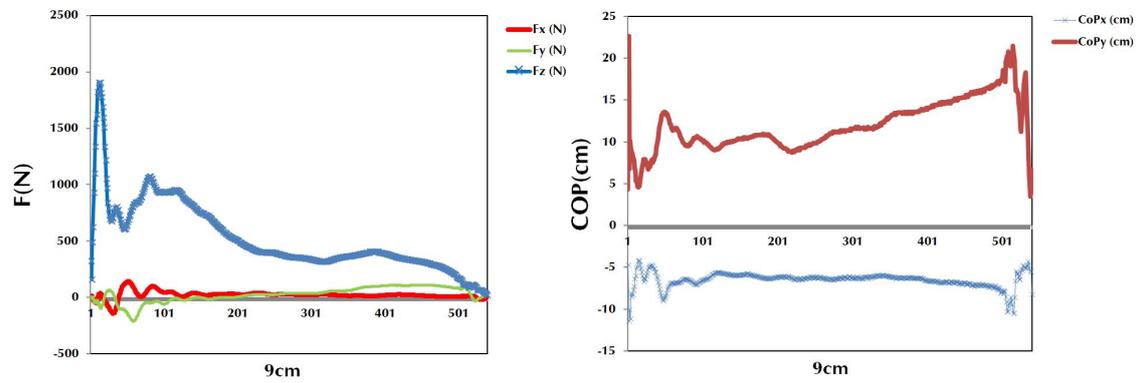
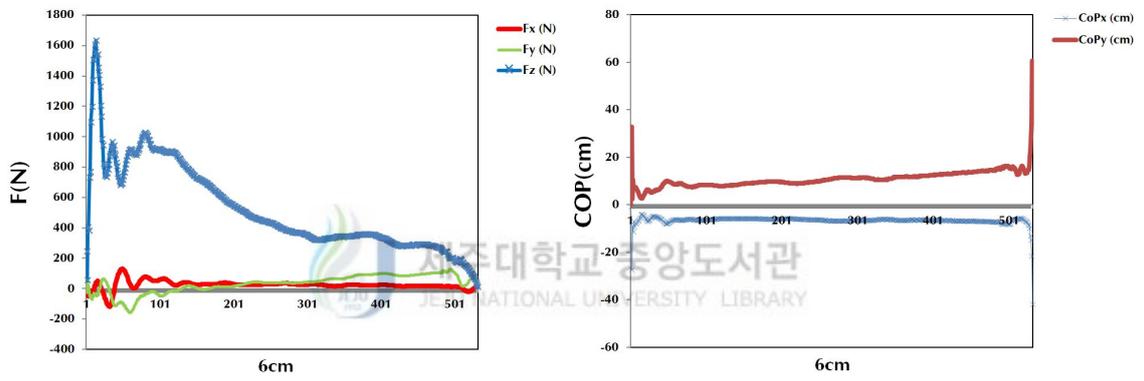
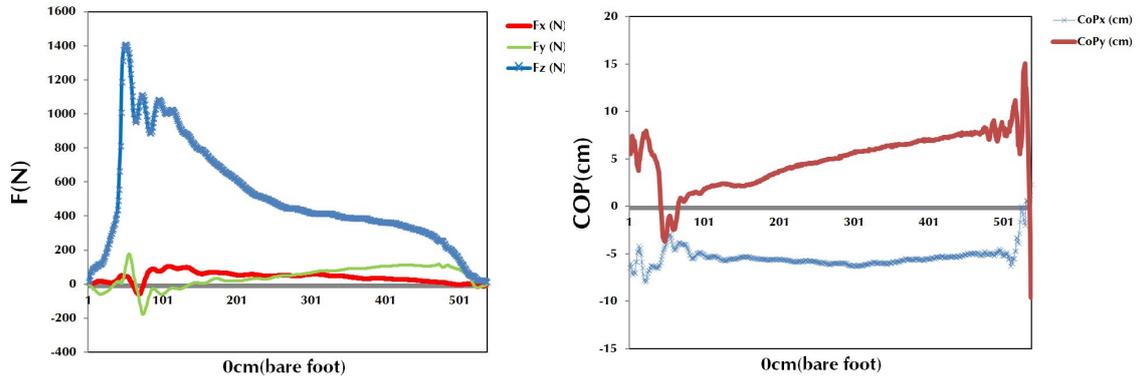
1) 평지보행 시 지면반력의 형태 (F_x , F_y , F_z , COP_x , COP_y)



2) 계단 오르기 시 지면반력의 형태



3) 계단 내리기 시 지면반력의 형태



감사의 글

엘리트 선수들의 경기력 성·패 여부와 부상 기전에 관한 궁금증은 대학원 생활을 시작하게 해준 계기였습니다. 운동역학이라는 학문을 접하고, 다양한 운동종목 실험과 선수들과의 만남은 매우 흥미롭고 소중한 경험으로 기억됩니다. 하지만 7년이라는 대학원과정 동안 경험했던 많은 일들과 이 논문이 완성되기까지 주위 분들의 도움으로 이를 수 있었기에 이 글을 빌어 감사의 마음을 전하고 싶습니다.

우선, 모든 일의 결과보다 과정을 중시하시고 제자를 위해 해야 할 일은 밤샘을 해서라도 내일로 미루지 말라고 하셨던 지도교수 류재정 교수님께 진심으로 감사드립니다. 지도교수님의 가르침으로 선수들의 경기력뿐만 아니라 일상생활과 관련 주제로 다양한 연구물들을 파생할 수 있었습니다. 또한 항상 겸손해야 한다는 말씀 평생 가슴속에 잊지 않고 살아가겠습니다.

특히, 바쁘신 와중에도 이 연구의 심사위원장으로 기꺼이 응해주신 양명환 교수님, 윈드서핑을 접할 때부터 많은 격려와 관심을 주시고 심사 마지막까지 깊은 가르침을 주셔서 진심으로 감사드립니다. 그리고 먼 길을 오셔서 세심한 부분까지 신경써주시고, 많은 시간 할애해주신 신라대학교 이중숙 교수님과 광주교육대학교 이동우 교수님께 감사드립니다. 또한 저의 잦은 실수에도 웃어주시고 조언을 아끼지 않으신 이창준 교수님과 이세형 교수님, 석사과정부터 공동연구의 기회를 주시고 격려해 주신 김영표 교수님, 열정적인 강의와 다양한 주제로 아이디어를 주셨던 제갈윤석 교수님, 직접 공동연구를 통해 실험측정은 연구설계 부터 마무리까지 계획적이고 세심하게 이루어져야 함을 가르쳐주신 김미예 교수님, 저의 부족함을 조용히 눈감아 주시고 관심있게 지켜봐주셨던 김덕진 교수님께 감사드립니다. 그리고 학교일과 치과 일로 바쁘시지만 제가 힘들고 지칠 때, 응원해주시고 위로해주셨던 제주관광대학교 이애리 교수님과 교회종 원장님께도 이 글을 빌어 감사의 말씀을 드리고 싶습니다. 또 대학원 생활동안 큰 힘을 주신 학교 여러 선생님들과 대학원 동료, 선배·후배님들, 역학 실험기자재 문제로 귀찮게 자주 전화 드렸던 비솔의 유태석 대리님, 이 연구에 참여해주셨던 스텝, 대상자 분들께도 고맙다는 말씀을 전합니다.

오늘의 제가 있기까지 늘 묵묵히 지켜봐주시고 아낌없는 사랑을 주셨던 아버지 현해용 님, 어머니 강옥심 님 감사함을 말로 다 표현할 수 없습니다. 제가 어려울 때 너그러이 이해해

주시고 많은 도움을 주셨던 부산에 계신 존경하는 장인어른 황상기 님, 장모님 장영봉 님, 늘름한 처남 황현일 님, 그리고 울산에 계신 매형 이채도 님, 하나뿐인 소중한 누나 현진영 님, 귀엽고 웃는 모습이 예쁜 이유림 조카에게도 제 진심을 전하고 싶습니다.

마지막으로 제 곁에서 항상 믿어주고 웃어주는 사랑스런 아내 황윤미 님과 곧 태어날 우리 아기에게도 감사드리며, 든직한 남편이자 부끄럽지 않은 아빠가 되기 위해 열심히 살아가겠습니다.

2014년 12월
현 승 현 올림





제주대학교 중앙도서관
JEJU NATIONAL UNIVERSITY LIBRARY