

헛디딤 인식 유무에 따른
보행특성 분석

연세대학교 대학원
의 공 학 과
금 영 광

헛디딤 인식 유무에 따른
보행특성 분석

지도 김 영 호 교수

이 논문을 석사 학위논문으로 제출함

2004년 6월 일

연세대학교 대학원
의 공 학 과
금 영 광

금영광의 석사 학위논문을 인준함

심사위원 _____ 인

심사위원 _____ 인

심사위원 _____ 인

연세대학교 대학원

2004년 6월 일

감사의 글

산소처럼 늘 옆에 있기에 소중한을 모르는 것이 있습니다. 지금까지 저에게 한결같이 소중한 사랑 베풀어 주신 부모님께 진심으로 감사드립니다.

본 논문이 있기까지 학문의 스승으로서 가르침과 지혜를 주신 김영호 교수님께 깊은 감사의 말씀을 드립니다. 부족함 많은 논문을 자상하게 지도해 주신 김한성 교수님과 바쁘신 가운데 꼼꼼하고 따끔한 지적해 주신 권오윤 교수님께도 감사드립니다. 학부와 대학원 과정동안 많은 가르침을 주신 윤형로 교수님, 이운선 교수님, 이경중 교수님, 김동윤 교수님, 윤영로 교수님, 조효성 교수님, 신태민 교수님, 김법민 교수님, 김경환 교수님, 이철규 교수님, 원주대학 송성재 교수님께 감사드립니다. 연구자의 모습과 자세를 알려주신 재활공학연구소 문인혁 박사님께 깊은 감사를 드립니다. 또한 논문을 쓰는 과정에서 많은 조언을 주신 (주)에프비티 김동엽 사장님께도 감사드립니다.

졸업을 즈음하여 지난 대학원 생활을 돌이켜 보건데, 생체역학 및 재활공학연구실 연구원들에게 가장 큰 고마움을 전하고 싶습니다. 친동생처럼 챙겨주던 성수형, 연구실 만형 기흥형, 성실하고 바른 삶을 보여준 기원형, 온화한 인품이 배어있는 치호형, 무한한 내공을 보유한 성재형, 명쾌하고 분명한 진복형, 웃는 모습이 너무 해맑은 상호형, 호탕하고 멋있는 한일형 모두 고마운 선배님들입니다. 연구자의 기본기가 탄탄하여 많은 도움을 받은 기식형, 연구실도 모자라 잠자리까지 함께 했던 룸메이트 근이형, 사람 냄새나는 열혈남아 사엽형, 입학과 졸업까지 함께한 인연 깊은 임숙이, 묵묵하지만 똑심있는 승찬형, 다재다능하고 가능성 많은 성재, 연구실에 새 식구로서 열심히 하는 희석형, 은진이 모두에게 감사합니다. 연구실의 새 식구가 될 환준, 미숙, 은조에게도 새롭게 시작할 대학원 생활동안 흘릴 땀방울만이 자신의 가치를 더해줄 수 있음을 말해주고 싶습니다. 또한 일본서 유학 중인 상현형에게도 감사의 말 전합니다. 오늘도 각자의 연구실에서 불 밝히며 연구에 몰두하고 있는 의공학과 대학원생 모두에게 감사함을 전하며 모두의

앞날에 영광 있기를 바랍니다.

대학생활 시작부터 끝까지 함께한 향기로운 묵향회원들과 먹내음을 머금듯 시간, 선비의 삶을 보여주신 정신적 지주 춘봉 지식환 선생님은 소중한 추억으로 영원히 기억될 것입니다. 든든한 힘이 되는 오랜 벗들인, 경태, 명환, 시형, 재형과 의용전자공학과 97학번 동기들에게 감사의 말을 전합니다. 새로운 출발을 위한 하나의 작은 끝맺음을 통해 저에게 힘이 되어주신 고마운 분들이 이렇게나 많다는 것을 새삼 알았습니다. 항상 감사하는 마음으로 부끄럽지 않은 모습으로 살아갈 것을 다시금 다짐해 봅니다.

끝으로, 제 삶의 밑거름을 자처하시며 끝없는 사랑 주시는 부모님과 오빠를 믿고 응원해주는 하나뿐인 동생 승주, 그리고 자신감과 용기, 때론 삶의 여유와 웃음을 주는 은나에게 감사와 사랑의 마음을 전합니다.

2004년 6월

금영광 올림

차 례

그림 차례	iii
표 차례	vi
국문 요약	vii
제1장 서론	1
제2장 방법	6
2.1 실험 대상	6
2.2 실험 방법	6
2.2.1 돌발유도시스템	6
2.2.2 삼차원 보행분석	8
2.2.3 자세균형 평가	11
2.3 분석 방법	14
2.3.1 보행주기	14
2.3.2 역동역학(inverse dynamics)	14
제3장 결과 및 고찰	19
3.1 보행인자	19
3.2 관절운동각도	27
3.2.1 시상면	27
3.2.2 관상면	39
3.2.3 횡단면	44

3.3 지면반발력	52
3.3.1 수직 방향	52
3.3.2 전후 방향	54
3.3.3 내외 방향	56
3.4 근전도	58
3.5 관절모멘트	63
3.6 일률	73
3.7 압력중심	81
제4장 결론	89
참고 문헌	91
영문 요약	94

그림 차례

그림 1.1	정적인 균형회복 전략	2
그림 1.2	동적인 균형회복 전략	4
그림 2.1	돌발유도시스템 도면	7
그림 2.2	돌발유도시스템 외형	7
그림 2.3	헛디딤 보행 실험을 위한 힘측정판의 배열	8
그림 2.4	반사마커 및 근전도 부착 모습	9
그림 2.5	평지보행에서 나타난 근전도 신호	10
그림 2.6	자세균형의 평가인자	11
그림 2.7	압력중심 좌표 구하는 방법	12
그림 2.8	Rancho Los Amigos 기준에 따른 보행주기	14
그림 3.1	평지보행	23
그림 3.2	헛디딤 인식보행 I	24
그림 3.3	헛디딤 인식보행 II	25
그림 3.4	헛디딤 보행	26
그림 3.5	발목관절 배굴/저굴	29
그림 3.6	무릎관절 굴곡/신전	30

그림 3.7	엉덩관절 굴곡/신전	32
그림 3.8	골반 기울기	34
그림 3.9	관절운동각도: 헛디딤 인식보행 I	36
그림 3.10	관절운동각도: 헛디딤 인식보행 II	37
그림 3.11	관절운동각도: 헛디딤 보행	38
그림 3.12	발목관절 내전/외전	40
그림 3.13	무릎관절 내반/외반	42
그림 3.14	엉덩관절 내전/외전	43
그림 3.15	골반 경사	45
그림 3.16	발목관절 내변/외변	47
그림 3.17	무릎관절 내회전/외회전	48
그림 3.18	엉덩관절 내회전/외회전	50
그림 3.19	골반 회전	51
그림 3.20	수직 방향 지면반발력	53
그림 3.21	전후 방향 지면반발력	55
그림 3.22	내외 방향 지면반발력	57
그림 3.23	보행별 근전도 신호: 활보 B	60

그림 3.24	보행별 근전도 신호: 활보 C	61
그림 3.25	보행별 근전도 신호: 활보 D	62
그림 3.26	발목관절 모멘트	65
그림 3.27	무릎관절 모멘트	66
그림 3.28	엉덩관절 모멘트	67
그림 3.29	지지모멘트	68
그림 3.30	모멘트: 헛디딤 인식보행 I	70
그림 3.31	모멘트: 헛디딤 인식보행 II	71
그림 3.32	모멘트: 헛디딤 보행	72
그림 3.33	발목관절 일률	74
그림 3.34	무릎관절 일률	75
그림 3.35	엉덩관절 일률	77
그림 3.36	일률: 헛디딤 인식보행 I	78
그림 3.37	일률: 헛디딤 인식보행 II	79
그림 3.38	일률: 헛디딤 보행	80
그림 3.39	압력중심의 이동	81
그림 3.40	압력중심의 전후 이동	87
그림 3.41	압력중심의 내외 이동	88

표 차례

표 2.1	피실험자의 일반적 특성	6
표 3.1	평지, 헛디딤, 헛디딤 인식보행에 대한 시간적 보행인자	20
표 3.2	보행의 시공간적 변수	21
표 3.3	발각도, 전후 및 내외 최대이동변위, 이동면적	83
표 3.4	보행주기별 압력중심의 이동평균	85

국 문 요 약

헛디딤 인식 유무에 따른 보행특성 분석

본 연구에서는 보행 중 발생할 수 있는 여러 돌발적인 상황에서 헛디딤을 유도하여 동작특성 및 균형회복 기전에 대해 정량적인 자세균형 평가를 수행하였다. 헛디딤 인식의 유무에 따라 보행인자, 관절각도, 지면반발력, 근전도, 모멘트와 일률, 압력중심 등과 같은 동작특성을 분석하였다.

헛디딤 인식보행은 하강된 지면을 내려와 닿는 발의 위치에 따라 발 앞부분이 닿는 헛디딤 인식보행 I 과 발뒤꿈치로 닿는 헛디딤 인식보행 II로 구분할 수 있다. 헛디딤 인식보행 I 의 경우, 발목관절이 저굴하고 엉덩관절이 신전하며 하강된 지면을 내려온다. 반대쪽 발의 발목관절은 말기입각기에 배굴되며 무릎관절은 유각기동안 굴곡하였다. 또한 전유각기동안 추진력이 감소하여 발목 모멘트와 일률이 크게 감소되었다. 지면과 닿은 이후, 입각기동안 발목관절 배굴은 증가하였으며 제동력은 증가, 추진력은 감소하였으며 하중수용기동안 발목 저굴모멘트 정점이 발생하며 에너지 흡수가 증가하였다.

헛디딤 인식보행 II의 경우, 지면을 내려오는 동안 발목관절이 배굴되며 엉덩관절이 신전하였다. 반대쪽 발은 헛디딤 인식보행 I 과 유사하였다. 입각기동안 전후방향에서 제동력과 추진력이 증가하고 외측의 힘이 증가하였다. 지면을 인식하고 내려온 이후, 입각기동안 발목관절 배굴이 감소하였다. 발뒤꿈치로 지면과 닿은 후 헛디딤 인식보행 I 보다 큰 충격으로 초기정점이 발생하며 제동력이 증가하고 추진력이 감소하였다. 하중수용기동안 무릎과 엉덩관절은 에너지 흡수가 증가하였다.

한편 헛디딤 보행의 경우는 헛디딤이 발생할 때 유각기 말기동안 발목이 배굴되어 지면과 닿은 직후 발바닥 전체로 빠르게 접촉하였다. 엉덩관절은 헛디딤을 인식한 보행에 비해 크게 신전하였다. 이때 반대쪽 발은 유각기에 골반을 크게 들

어올리고 발목이 배굴 후 저굴되어 발 앞부분으로 지면과 닿는다. 또한 무릎관절 굴곡이 크게 발생하며 엉덩관절은 굴곡 후 신전하였다. 전유각기 이후 앞정강근의 활성화로 발목관절이 배굴되며 중간볼기근의 활성화로 엉덩관절은 외전하였다. 전유각기가 짧아짐에 따라 지면을 충분히 추진해주지 못하여 전유각기동안 에너지 생성이 감소하였다. 헛디딤 이후 큰 충격이 발생하여 제동력이 급격한 증가를 보이며 발목관절은 급격히 배굴하여 발목 저굴모멘트가 최대정점이 보인다. 이때 앞정강근과 가자미근의 모두 수축되어 발목 일률은 흡수되나, 헛디딤 인식보행 I 보다 작게 흡수되었다. 이후 입각기동안 관절 움직임이 작았으며 전유각기에서 넙다리곧은근과 넙다리두갈래근이 수축하여 하지가 무너지는 것을 방지하고, 중간볼기근을 수축하여 엉덩관절은 외전하였다. 이때 추진력이 크게 감소하여 발목 저굴모멘트와 에너지 생성이 감소하였다.

본 연구 결과를 이용하여 향후 노약자와 보행장애자에 대한 임상적인 실험을 통하여 넘어짐을 예방하고 치료할 수 있는 기초자료로 이용할 수 있을 것으로 기대한다.

핵심이 되는 말 : 헛디딤, 헛디딤 인식, 보행분석, 자세균형, 운동학, 운동역학,
넘어짐, 근전도, 압력중심, 들어올림 전략, 낮춤 전략

제 1 장 서 론

넘어짐(falling)은 일상생활을 수행하는 동안 균형이나 안정성을 잃으면서 신체의 일부분이 바닥에 닿는 것을 의미하며 외상, 골절 등의 합병증을 유발하여 환자나 노약자들의 재활의욕을 저하시킨다[1]. 65세 이상 노인의 30~50% 이상이 매년 1회 이상의 넘어짐을 경험하고 있으며 이들의 40% 이상이 다시 넘어짐을 경험하고 있다[2].

넘어짐에 대한 내적 요인으로는 감각계, 신경계를 포함한 균형과 관절 가동성의 저하, 기능적 능력의 감소, 하지근육 약화, 발의 진동감각과 인지기능의 감소, 과거의 넘어짐 경험 등이 있다[3]. 외적 요인으로는 신발 및 바닥의 마찰, 조명, 장애물 등이 있다[4].

자세균형을 유지하기 위한 필요한 요소들로 근골격계 요소(musculo-skeletal components)는 관절 가동범위, 척추의 유연성, 근육의 특성, 결합된 체질사이의 생체역학적인 관계 등을 포함한다. 신경계의 주요 요소는 신경근 반응협력(neuromuscular response synergy)을 포함하는 운동 과정(motor process)과 시각(visual), 전정계(vestibular system) 및 체성감각계(somatosensory system)와 같은 감각 작용(sensory process), 균형유지를 위해 선행 기전과 적응 기전의 상호 작용 등 세 가지 작용의 복합적인 과정에 의해 이루어진다. 일반적으로 균형을 유지하기 위해서는 무게중심(center of gravity, CoG)과 압력중심(center of pressure, CoP)을 기저면(base of support, BoS) 내에 위치시켜야 하며 적절한 근육의 작용이 요구된다[5].

직립자세에서 동요를 발생시켜 넘어짐에 대한 균형회복 과정 및 전략을 이해하기 위한 연구가 진행되어 왔다. 정적인 자세에서 신체의 균형을 유지하기 위하여 발목관절 전략(ankle strategy), 엉덩관절 전략(hip strategy) 및 두 관절을 동시에 사용하는 통합전략(combined strategy) 등이 이용된다[5,6,7]. 또한 정적인 상태에서 균형을 유지할 수 없는 큰 동요가 발생할 경우 걸음 전략(steping strategy)과 같은 동적인 방법을 사용한다(그림 1.1)[5]. 발목관절 전략은 거의 엉덩관절의 신전없이 발목을 위주로 균형을 회복하는 것을 말하고, 엉덩관절 전략은 엉덩관절을 주로

사용하여 균형회복 하는 것을 말하며, 일반적으로 두 전략이 함께 사용된다[8].

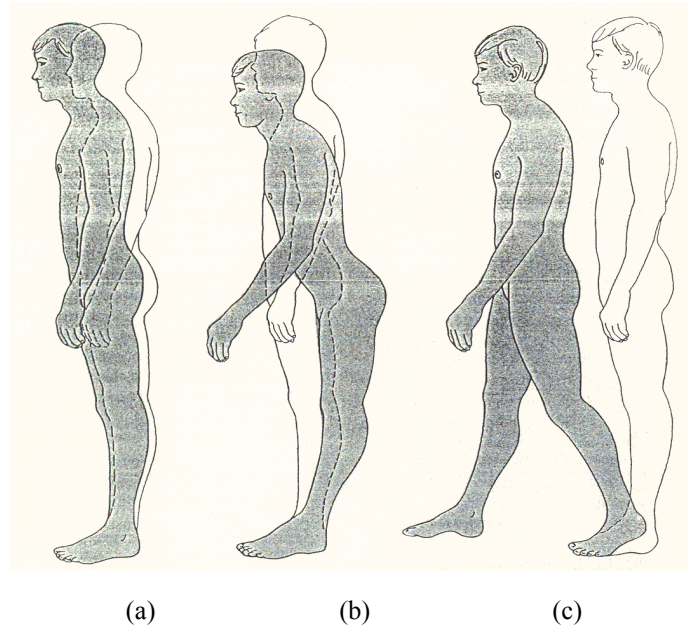


그림 1.1 정적인 균형회복 전략

- (a) 발목관절 전략(ankle strategy), (b) 엉덩관절 전략(hip strategy),
(c) 걸음 전략(stepping strategy)

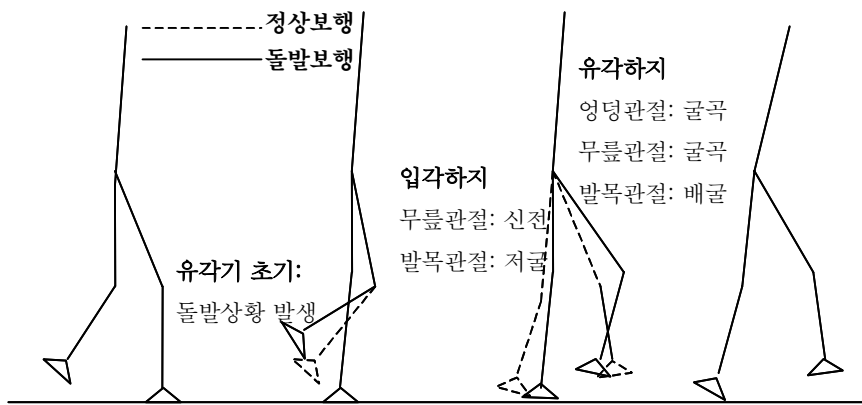
Nashner 등[6]은 직립 상태에서 플랫폼 동요 시 엉덩관절의 신전없이 발목을 움직여서 균형을 유지하고, 빠른 속도로 플랫폼을 동요시킬 때는 주로 통합전략을 이용하여 균형을 회복한다고 보고하고 있다. 한편, 파킨슨질환(Parkinson's disease)이나 국소허혈(ischemia) 등과 같이 체성감각(somatosensory)의 손상이 있는 환자들의 경우 정적 직립상태에서 통합전략을 사용하여 평형을 유지한다고 발표되었다 [8]. Hughes 등[9]은 직립상태에서 플랫폼을 전방으로 동요시킬 때, 발목관절과 무릎관절의 굴곡을 통하여 체중심을 낮춤으로써 균형회복을 한다는 연구결과를 보고하였다. Pai 등[10]은 기립자세에서 허리를 잡아 당기는 동요를 일으킨 후 정상인과 노약자의 반응을 비교하였으며, Runge 등[11]은 기립자세에서 5~55cm/sec 의

속도로 플랫폼을 후방으로 동요할 때 관절각도, 모멘트, 일률을 비교하였고 근육의 반응에 있어 관절의 신전이 균형회복에 중요한 역할을 한다고 하였다. 태기식 등[12]은 직립자세에서 전방으로 0.1m/sec와 0.2m/sec의 두 가지 속도로 15cm의 동요를 유발시켰을 때 느린 속도에서는 발목전략을 주로 사용하며, 빠른 속도에서는 무릎관절에 비해 발목관절과 엉덩관절의 움직임이 커지므로 통합전략이 사용되고 동요의 크기 및 가속구간, 등속구간, 감속구간의 크기가 동적 균형회복에 큰 영향을 미친다는 것을 보고하였다.

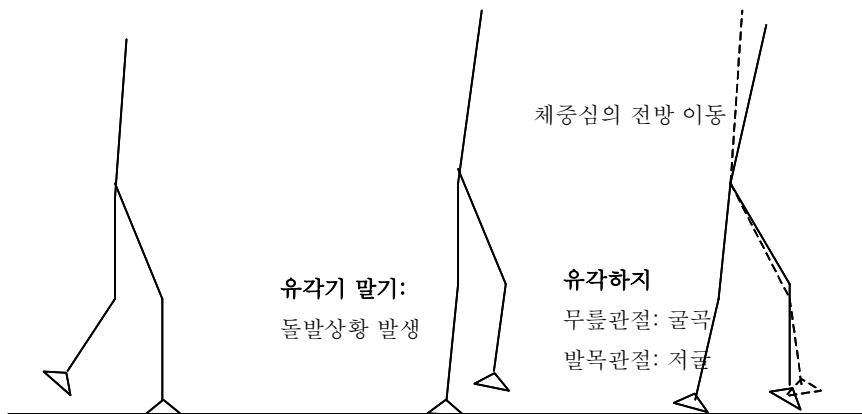
최근 보행 시에 돌발적으로 미끄러짐(slip), 걸림(stumbling), 헛디딤(trip)과 같은 상황을 유도하여 삼차원 동작분석시스템을 이용하여 균형회복 기전을 밝히고자 많은 연구가 진행되고 있다[13-22]. Schillings 등[13]과 Eng 등[14]은 보행 중에 걸림이나 헛디딤과 같은 돌발적인 상황에서 균형 회복을 위해 사용하는 들어올림 전략(elevating strategy)과 낮춤 전략(lowering strategy)을 설명하였다. 그림 1.2(a)는 들어올림 전략으로 초기 유각기 동안 돌발상황을 인식한 경우에 발생하며 몸의 균형이 무너진 후 유각기 동안 발을 들어올려 자세의 안정을 유지하는 방법을 말한다. 그림 1.2(b)는 낮춤 전략으로 말기 유각기에 돌발상황이 발생한 경우 체중심을 낮추어 동측 발이 지면에 닿은 후 반대쪽 발을 이동하는 방법이다.

You 등[15]과 Cham 등[16]은 보행 중에 미끄러짐을 유발시켜 체중심 및 압력중심의 이동을 평지보행과 비교한 결과, 균형회복을 위해 무릎관절의 굴곡, 엉덩관절의 신전모멘트가 증가된다고 보고하였다. 또한 Ferber 등[17,18]은 보행 시 플랫폼의 동요에 따른 관절각도, 근전도, 모멘트, 지면반발력 등을 관찰하여 보행주기에 따른 균형회복 반응을 관찰하였다. Bhatt 등[19]은 보행 중에 전방으로 미끄러짐이 발생하였을 때 보행속력에 따라 무게중심의 이동과 이동속도 사이에 높은 연관성을 보이며 균형을 회복한다는 것을 밝혔으며, Cordero 등[20]은 보행 시 돌발적으로 걸려 넘어짐이 발생한 후 최소 세 걸음 후에 보행이 정상적으로 회복된다는 연구결과를 보고하였다. Vilensky 등[21]은 주행 중인 트레드밀을 갑작스럽게 역방향으로 회전시켜 돌발상황을 유도하였을 때 균형을 유지하기 위하여 입각기의 무릎과 대퇴부를 빠르게 굴곡시키고 반대쪽 하지관절을 신전시킨다고 보고하였다. Chou 등[22,23]은 장애물의 높이가 높을수록 보행속력은 감소하나, 확보시간,

활보장, 무게중심의 수직 이동속도는 증가하고 무게중심과 압력중심 사이의 전후 및 내외측 이동거리가 증가한다고 보고하였다. Oddsson 등[24]은 지면이 돌발적으로 외측으로 회전한 경우와 내측으로 회전한 경우, 각각 보장을 길고, 짧게 반응하여 자세를 안정적으로 유지한다고 보고하였다.



(a)



(b)

그림 1.2 동적인 균형회복 전략

(a) 들어올림 전략(elevating strategy), (b) 낮춤 전략(lowering strategy)

자세균형의 정량적인 평가는 임상에서 진단 및 치료에 객관적인 지표로 사용될 수 있으며 자료의 데이터베이스 구축을 가능하게 한다. 또한 재활훈련에서 환자에게 바이오피드백(bio-feedback)으로 재활치료 의욕을 향상시키는 효과도 있다. 자세균형을 평가하는 방법은 직립자세에서 측정하는 방법[25], 보행 관찰을 통한 임상적 방법[26]과 힘측정판을 이용하여 압력중심을 연속적으로 측정하여 신체의 자세안정도를 반영하는 매개변수를 정략적으로 계산하는 방법[27] 등이 있다. Gregoric 등[28]은 최초로 임상에 적용하여 건강한 정상인을 대상으로 정적 기립상태에서 30초 동안 무게중심 데이터를 획득하여 고속푸리에 변환(fast Fourier transform, FFT)한 결과, 약 2Hz의 주요 주파수 성분이 나타난다고 발표하였다. Winter 등[7]은 두 개의 힘측정판 위에 올라 선 후, 두 힘측정판의 압력중심의 이동과 총 압력중심(net center of pressure)을 정의하여 자세균형을 정량적으로 평가하였다. Diener 등[29]은 압력중심의 이동을 자세 흔들림(postural sway)이라 하여 자세균형 평가에 중요한 인자로 사용하였으며 압력중심의 이동궤적과 이동변위 측정을 통하여 정량적으로 평가하였다. Chiari 등[30]은 인체측정학과 발의 위치와 같은 생체역학적 인자의 영향에 따른 자세균형의 정량적인 평가를 시도하였다. Raymakers 등[27]은 정적 기립상태에서 측정된 압력중심의 이동을 이용하여 평균이동속도, 최대이동거리, 평면편차, 이동영역 등과 같은 평가인자를 정의하여 건강한 젊은 정상인과 노인군, 파킨슨 질환을 가진 노인군을 대상으로 정량적인 자세균형 평가를 수행한 결과, 평균이동속도가 가장 중요하다고 발표하였다.

따라서 본 연구에서는 20대의 젊은 성인을 대상으로 헛디딤 보행을 유도하고 보행인자와 하지관절운동, 지면반발력, 근전도 등을 동시에 측정하여 헛디딤 보행에 균형회복 기전에 대해 이해하고 압력중심의 이동을 이용하여 자세균형의 정량적인 평가를 시도하였다.

제 2 장 방 법

2.1 실험 대상

본 연구에서는 신경계 또는 근골격계에 이상이 없는 건강한 성인 남자 10명을 피실험자로 선정하였다(표 2.1).

표 2.1 피실험자의 일반적 특성

(N=10)

		평균 ± 편차	범위
나이	(세)	21.6 ± 1.84	20 ~ 24
키	(cm)	168.2 ± 4.24	160 ~ 174
몸무게	(kg)	62.8 ± 9.13	51.0 ~ 74.9
골반길이	(cm)	26.2 ± 1.61	23.4 ~ 28.6
다리길이	왼쪽 (cm)	87.5 ± 4.14	82.0 ~ 94.3
	오른쪽 (cm)	87.3 ± 4.46	81.3 ~ 95.3
무릎너비	왼쪽 (cm)	9.53 ± 1.10	8.1 ~ 11.6
	오른쪽 (cm)	9.56 ± 0.98	7.9 ~ 11.4
발목너비	왼쪽 (cm)	6.60 ± 0.35	6.1 ~ 7.1
	오른쪽 (cm)	6.47 ± 0.39	5.9 ~ 7.0

2.2 실험 방법

2.2.1 돌발유도시스템

돌발상황을 유도하기 위해서 그림 2.1과 같이 유압펌프를 구동하여 중력방향으로 자유롭게 이동할 수 있는 돌발유도시스템을 설계하여 제작하였다.

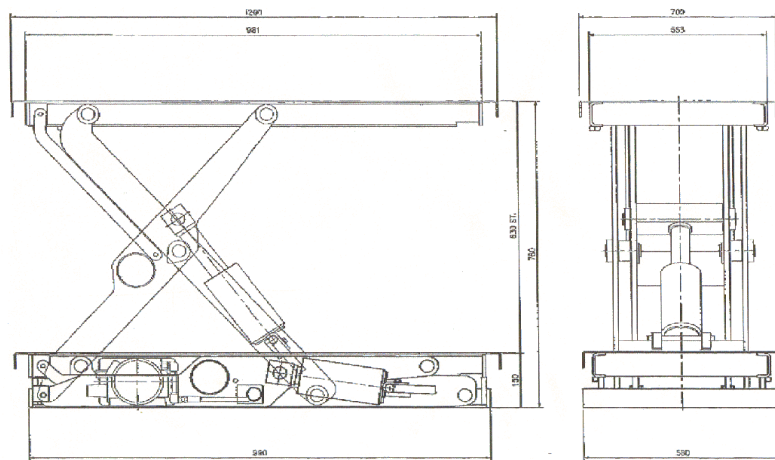


그림 2.1. 돌발유도시스템 도면

프레임의 가로와 세로길이는 각각 660mm, 1300mm이고 상승높이는 630mm이며 이동속도는 7cm/sec이다. 최대수용 하중은 630kg, 정격용량은 1.8kW이며 이동높이를 조정할 수 있도록 제한스위치(limit switch)를 사용하였다.

그림 2.2는 제작된 돌발유도시스템으로, AC모터와 유압펌프를 이용하여 구동부를 구성하였으며 유압실린더에 의해서 상하로 움직이는 이동부이다.



(a)



(b)

그림 2.2. 돌발유도시스템 외형

(a) 구동부, (b) 이동부

2.2.2 삼차원 보행분석

보행분석을 위해서 6 개의 적외선 카메라와 4 개의 힘측정판, 근전도시스템 (MA300, Motion Lab., 미국)을 삼차원 동작분석시스템(VICON motion system Ltd., 영국)과 연동하여 사용하였다. 적외선 카메라는 120Hz, 근전도시스템과 힘측정판은 1080Hz의 샘플링률로 데이터를 획득하여 상용프로그램인 Matlab 6.5(Mathworks Inc., 미국)와 Excel 2000(Microsoft, 미국)으로 분석하였으며 윈도우용 SPSS 10.0(SPSS Inc. 미국)을 이용하여 일원배치 분산분석(one-way ANOVA)을 실시하였으며, 유의수준은 0.05로 하였다.

그림 2.3은 헛디딤 보행실험을 위한 4 개의 힘측정판 배열을 보여주며 이에 따라 네 개의 활보 A, B, C, D로 구분하였다.

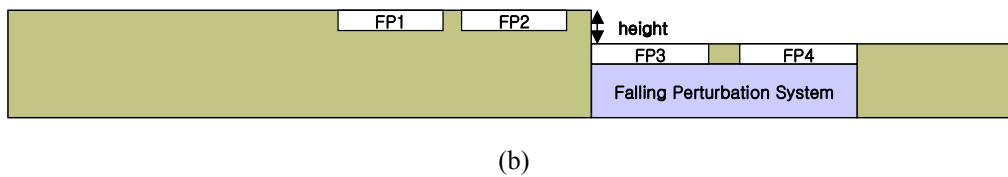
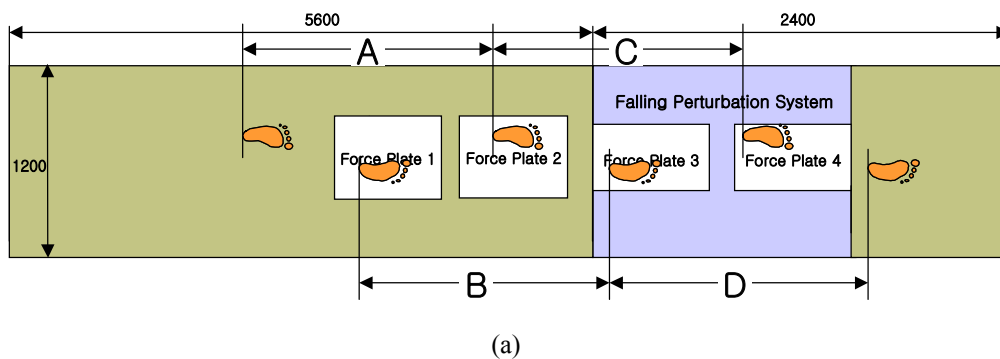


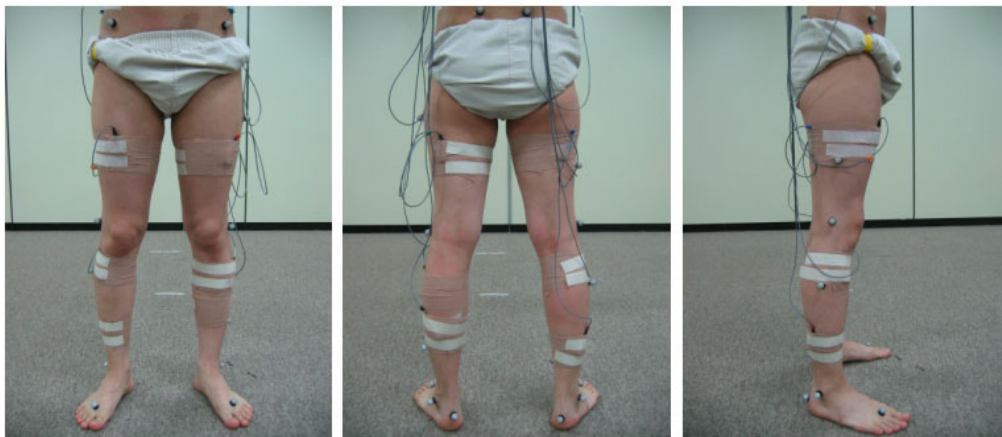
그림 2.3 헛디딤 보행 실험을 위한 힘측정판의 배열 (단위: mm)

(a) 평면도 (b) 측면도

이 때 사용된 4 개의 힘측정판을 각각 FP1, FP2, FP3, FP4라고 하였다. 그림과 같이 활보 A는 왼발의 초기접지기와 다음 초기접지기까지 평지보행하는 헛디딤

이전을 보여주며, 활보 B는 오른발의 말기유각기에서 헛디딤이 발생하는 헛디딤 발생 시 유각하지인 구간을 말한다. 활보 C는 왼발의 말기입각기에서 오른발의 헛디딤에 의한 돌발적인 움직임을 발생하는 헛디딤 발생 시 입각하지인 구간이며 활보 D는 헛디딤 이후의 구간을 말한다.

AC 모터와 유압펌프를 이용하여 돌발유도시스템을 상하로 이동할 수 있으며 그 플랫폼 위에 두 대의 힘측정관 FP3, FP4(Kistler Ltd, 스위스)를 올려 놓았다. 피실험자가 돌발상황을 인식하지 못하도록 두 번째 힘측정관 FP2에 발이 닿은 후에 돌발유도시스템을 하강시켜 세 번째 힘측정관 FP3에서 오른발의 헛디딤을 유도하였다. 피실험자는 편안한 속도로 맨발보행을 하였으며 충분한 보행훈련 후 실험을 수행하였다. 각 피실험자에 대해서 평지보행 3회, 헛디딤 보행 1회, 헛디딤 인식보행 3회의 순서로 실험을 진행하였다. 헛디딤 인식보행은 실험을 수행하기 전에 지면을 하강하여 피실험자에게 보여준 후 실험을 실시하였다.



(a)

(b)

(c)

그림 2.4 반사마커 및 근전도 부착 모습

(a) 정면, (b) 후면, (c) 측면

관절운동을 측정하기 위하여, 그림 2.4와 같이, 피실험자의 위앞엉덩뼈가시 (anterior superior iliac spine), 위뒤엉덩뼈가시 (posterior superior iliac spine), 무릎관절

의 가쪽위관절염기(lateral epicondyle), 발목관절의 가쪽복사뼈(lateral malleolus), 둘째 발허리머리(second metatarsal head), 발뒤꿈치(heel) 등의 해부학적 위치에 총 16 개의 반사마커(reflective marker)를 부착하고 하지 분절의 운동을 관찰하였다[31]. 또한 양측 다리의 하지운동에 중요한 역할을 담당하는 앞정강근(tibialis anterior, TA), 가자미근(soleus, SOL), 넓다리곧은근(rectus femoris, RF), 넓다리두갈래근(biceps femoris, BF), 중간볼기근(gluteous medius, GMD) 등 총 10개 근육에 표면전극을 부착하여 근전도를 측정하였다.

그림 2.5는 헛디딤 보행실험에서 측정된 근전도 신호이다. 근전도 데이터는 대역통과 필터(Butterworth 4차 30-500Hz)를 사용하여 잡음을 제거한 평지보행에서 근전도 신호를 나타낸 것이다. 이와 같은 방법으로 헛디딤 인식보행, 헛디딤 보행의 특성에 대해서 설명하였다.

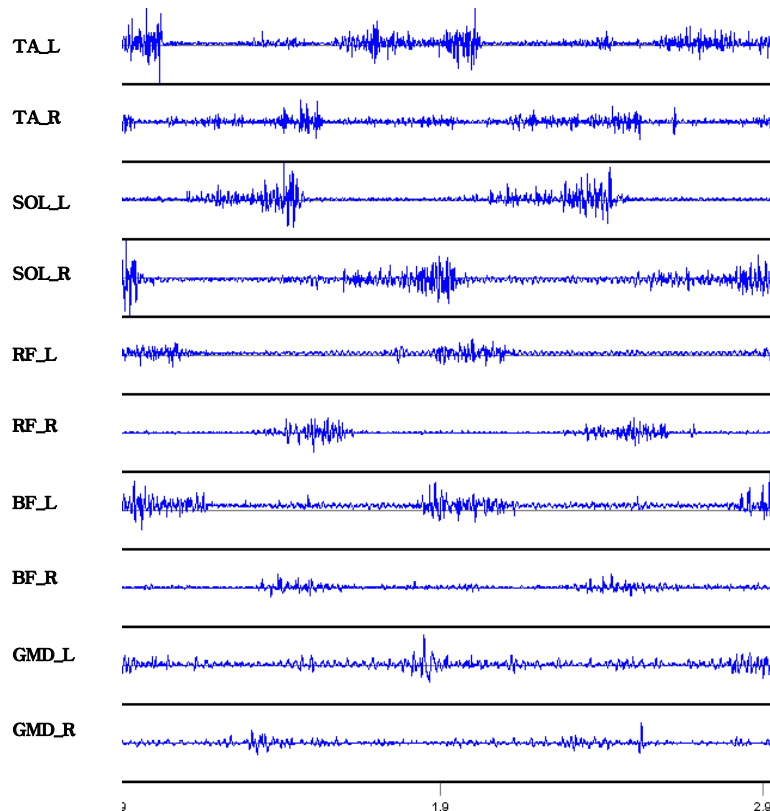


그림 2.5 평지보행에서 나타난 근전도 신호

2.2.3 자세균형 평가

그림 2.6은 압력중심을 이용한 자세균형 평가인자를 나타낸 것이다. 최초접지와 발가락들림은 각각 힘측정판을 닿은 순간과 떨어지는 순간을 말한다.

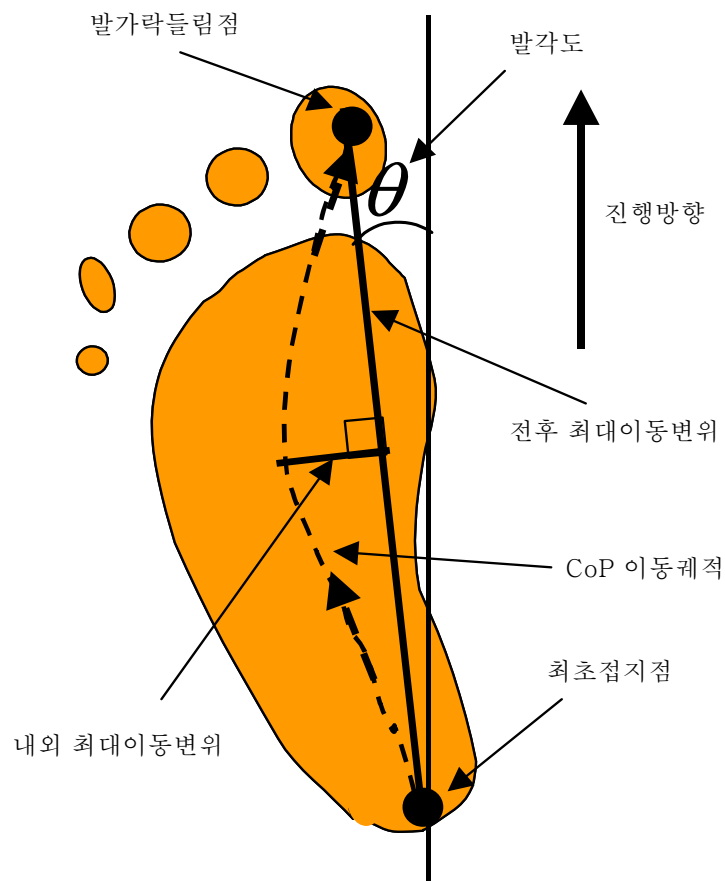


그림 2.6 자세균형의 평가인자

전후 최대이동변위는 압력중심의 이동궤적의 최초접지점에서 발가락들림기까지의 거리를 말하며, 내외 최대이동변위는 전후 최대이동변위와 압력중심의 이동궤적 사이의 최대수직거리를 의미한다. 이동면적은 전후 및 내외 최대이동변위의 곱

으로 정의하였으며, 발각도는 최초접지점과 발가락들림점을 연결한 직선을 좌표 변환하여 진행방향과의 각도를 구하였다.

그림 2.7은 압력중심의 좌표를 구하는 방법을 나타내었다[32]. 네 모서리의 수직 성분의 힘을 각각 F_1, F_2, F_3, F_4 라고 정의하면 수직합력과 압력중심은 식 (2.1) ~ 식(2.3)을 통하여 구할 수 있다.

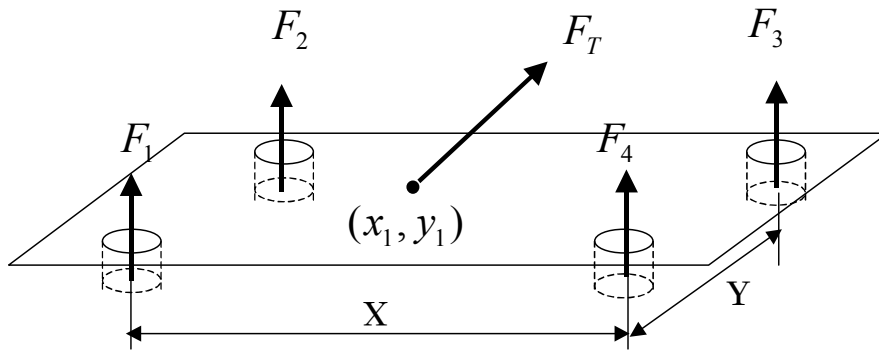


그림 2.7 압력중심 좌표 구하는 방법

$$F_T = F_1 + F_2 + F_3 + F_4 \quad (2.1)$$

$$x_1 = \frac{X}{2} \left[1 + \frac{(F_3 + F_4) - (F_1 + F_2)}{F_T} \right] \quad (2.2)$$

$$y_1 = \frac{Y}{2} \left[1 + \frac{(F_2 + F_3) - (F_1 + F_4)}{F_T} \right] \quad (2.3)$$

두 발이 지면에 닿는 양하지지지기의 경우 아래와 같은 방법으로 압력중심의 좌표를 구할 수 있다.

$$CoP_{net_x} = CoP_{x_1} \frac{F_{z_1}}{F_{z_1} + F_{z_2}} + CoP_{x_2} \frac{F_{z_2}}{F_{z_1} + F_{z_2}} \quad (2.4)$$

$$CoP_{net_y} = CoP_{y_1} \frac{F_{z_1}}{F_{z_1} + F_{z_2}} + CoP_{y_2} \frac{F_{z_2}}{F_{z_1} + F_{z_2}} \quad (2.5)$$

CoP_{net} 은 총 압력중심으로 두 힘측정판의 수직성분 힘과 각각의 압력중심 좌표를 이용하여 구할 수 있다.

2.3 분석 방법

2.3.1 보행주기

그림 2.8은 Rancho Los Amigos 기준의 보행주기를 나타낸 것이다[33]. 보행속력(walking speed), 분속수(cadence), 활보장(stride length), 활보시간(stride time), 보장(step length), 보폭(step width) 등 시공간적 보행인자들을 이용하여 헛디딤 보행의 특성을 분석하였다.

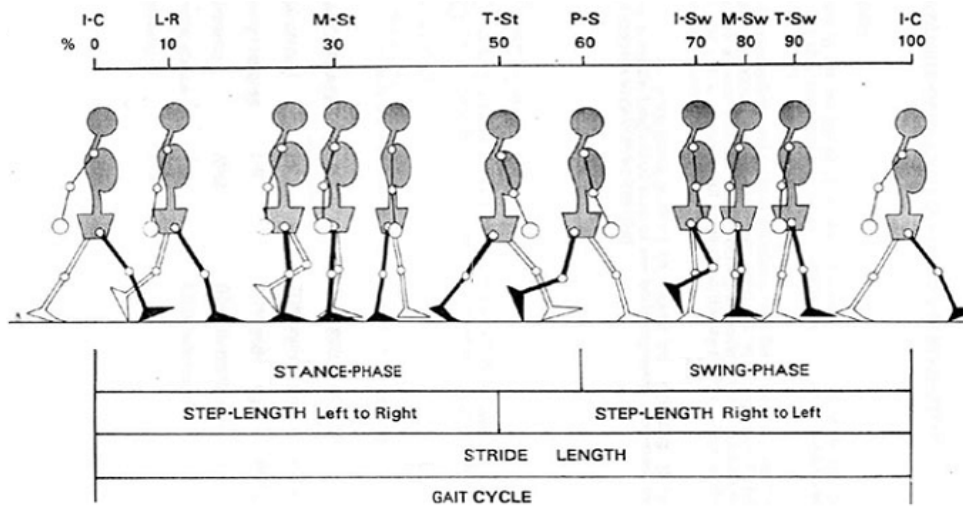


그림 2.8 Rancho Los Amigos 기준에 따른 보행주기

2.3.2 역동역학(inverse dynamics)

하체의 움직임을 분석하기 위해서 하체를 각 관절이 연결된 개개의 분절의 집합으로 간주하고 각 분절은 힘과 모멘트에 관한 삼차원 뉴턴(Newtonian) 역학법칙의 적용이 가능한 자유물체(free body)로 우선 가정하였다. 또한 각 분절은 고정되어 있으면서 관절 중심과 연결된 장축을 따라 질량이 고르게 분포되어 있고 몸쪽

(proximal) 끝단으로부터 분절의 길이에 비례하여 질량중심(center of mass)의 위치가 결정된다고 가정하였다.

각 관절에 대한 모멘트와 힘을 계산하기 위하여 각 분절의 질량중심에 원점을 위치시킨 좌표계와 직교벡터 기저(orthogonal vector basis)를 정의하였고 좌표계의 각 축은 관성 모멘트가 영이 되는 분절의 주축(principal axis)과 일치시켰다. 각 분절에 대한 직교벡터 기저는 주어진 좌표계에 대한 새로운 단위 직교 벡터를 구하는 Gram-Schmidt 방법[34]을 사용하여 구하였다. 계산된 직교벡터의 방향은 전체 좌표계(global coordinate system)에 대한 분절의 방향으로 정했다.

구해진 분절의 직교벡터 기저를 분절에 포함된 지역 좌표계(local coordinate)에 대하여 토크, 각속도(angular velocity) 및 각가속도(angular acceleration)의 벡터를 이 동시킴으로써 해석을 수행하였다. 이 과정에 요구되는 파라미터로는 각 분절의 질량, 주관성 모멘트(principal moment of inertia), 무게중심의 좌표, 속도 및 각속도, 각가속도, 기타 마커의 위치에 따른 위치벡터(position vector), 힘측정판에서 측정된 지면반발력 벡터와 압력중심의 위치들이다.

발목관절에 걸리는 모멘트를 계산하기 위하여 발의 질량중심(G_F)과 질량중심에서의 가속도(a_{G_F})는 아래 같이 구할 수 있다.

$$G_F = A_C + \mu_F(T - A_C) \quad (2.6)$$

$$a_{G_F} = a_{A_C} + \mu_F(a_T - a_{A_C}) \quad (2.7)$$

여기서 μ_F 는 발의 위치 파라미터이고 A_C 와 T 는 각각 발목관절 중심과 발가락의 위치벡터를 나타내며 a_{A_C} 와 a_T 는 발목관절 중심과 발가락에서의 가속도 벡터를 나타낸다.

한편, 각 좌표축 (x, y, z)에서 발목관절에 걸리는 힘 ($R_{A_x}, R_{A_y}, R_{A_z}$)을 구하는 식을 쓰면 다음과 같다.

$$R_{A_z} = m_F a_{G_{F_z}} - F_{P_z} \quad (2.8)$$

$$R_{A_y} = m_F a_{G_{F_y}} - F_{P_y} \quad (2.9)$$

$$R_{A_x} = m_F (a_{G_{F_x}} + g) - F_{P_x} \quad (2.10)$$

여기서 m_F 는 발의 질량이고 F_P 는 힘측정판에서 측정된 수직 지면반발력 벡터이며, $a_{G_{F_x}}, a_{G_{F_y}}, a_{G_{F_z}}$ 는 각각 발의 질량중심에서의 가속도 벡터의 x, y, z 성분을 나타낸다. 위의 식으로부터 계산된 발목관절에 걸리는 힘의 각 성분을 하나의 벡터(R_A)로 쓰면 다음과 같다.

$$R_A = [R_{A_x}, R_{A_y}, R_{A_z}]^T \quad (2.11)$$

발을 자유 물체라고 가정하고 모멘트 방정식을 얻기 위하여 인가된 토크(G_F)와 주축에 대한 관성 요소를 더한다. 또한, 힘측정판에서 결정된 발과 측정판의 압력 중심의 위치벡터를 P 라고 정하면, 전체 좌표계의 각축 x, y, z 에 대한 지면반발력으로 인한 토크벡터(Q_P)와 발목관절에 걸리는 힘에 의한 토크벡터($T_{R_A}^f$) 및 발에서의 전체 토크벡터(Q_f)는 아래의 식으로 구할 수 있다.

$$Q_P = -F_P \times d_P \quad \text{여기서 } d_P = P \cdot G_F \quad (2.12)$$

$$T_{R_A}^f = R_A \times d_A \quad \text{여기서 } d_A = A_C \cdot G_F = \mu_F (T - A_C) \quad (2.13)$$

$$Q_f = Q_P + T_{R_A}^f = [Q_{f_x}, Q_{f_y}, Q_{f_z}]^T \quad (2.14)$$

여기서 d_p 와 d_A 는 각각 발과 발목관절의 질량중심에서부터 지면반발력 벡터까지의 수직 거리를 의미한다.

위 식에 의해 구한 토크벡터를 실제적인 발 분절에서의 토크벡터로 적용하려면 발 분절의 주축에 의해 정의되는 지역 좌표계에서의 토크벡터로 변환되어야만 한다. 이런 변환에 의해 얻어지는 주축에서의 토크벡터 성분(Q^f)은 아래의 식으로 나타낼 수 있다.

$$Q_0^f = Q_f \cdot e_0^f \quad (2.15)$$

여기서 e_0^f 는 분절의 첫 번째 주축에서의 단위벡터를 나타낸다.

같은 방법으로 두 번째와 세 번째의 주축에서의 토크벡터 성분(Q_1^f, Q_2^f)과 전체 토크벡터(Q^f)를 구하는 식은 다음과 같다.

$$Q_1^f = Q_f \cdot e_1^f, \quad Q_2^f = Q_f \cdot e_2^f \quad (2.16)$$

$$Q^f = [Q_0^f, Q_1^f, Q_2^f]^T \quad (2.17)$$

결과적으로 오일러 방정식을 사용하여 발 분절에 대한 발목관절 모멘트의 세 가지 벡터 성분($M_{A_0}, M_{A_1}, M_{A_2}$)을 구하면 아래와 같다.

$$M_{A_0} = I_0 \alpha_0^f + (I_2^f - I_1^f) w_1^f w_2^f + Q_0^f \quad (2.18)$$

$$M_{A_1} = I_1^f \alpha_1^f + (I_0^f - I_2^f) w_0^f w_2^f + Q_1^f \quad (2.19)$$

$$M_{A_2} = I_2^f \alpha_2^f + (I_1^f - I_0^f) w_1^f w_0^f + Q_2^f \quad (2.20)$$

여기서 I_0^f, I_1^f, I_2^f 는 발 분절의 주축에 대한 관성모멘트를 나타내고 $\alpha_0^f, \alpha_1^f, \alpha_2^f$ 는 각가속도를 나타내며, w_0^f, w_1^f, w_2^f 는 각속도를 나타낸다.

발 이외의 무릎과 엉덩이에 걸리는 모멘트를 구하기 위해서는 위에서 제시한 방법을 동일하게 적용하되 지면반발력 벡터는 몸쪽이 아닌 몸에서 먼쪽(distal)에 작용하는 반발력을 사용하고 이 힘에 대한 작용은 반작용 힘을 추가로 포함하게 된다.

제 3 장 결과 및 고찰

3.1 보행인자

표 3.1은 활보 A, B, C, D에 따라 평지보행과 헛디딤 인식보행, 헛디딤 보행의 시간적 보행인자를 보여준다. 헛디딤 인식보행은 피실험자에 따라 두 가지 형태로 나타나는데, 하강된 지면을 발 앞부분으로 닿은 헛디딤 인식보행 I 과 발뒤꿈치로 닿은 헛디딤 인식보행 II로 정의하였다.

4가지 보행형태에 대해서 활보 A에서 모든 보행인자는 유의한 차이를 보이지 않았다. 활보 B에서, 헛디딤 인식보행 I 과 II의 경우, 발가락 들림이 빠르게 발생하여 유각기가 증가한 반면, 헛디딤 보행의 경우 단하지지지기가 감소하였으며 유각기와 활보시간이 유의하게 증가하였다($p < .01$). 또한 헛디딤 보행의 유각기와 활보시간의 변화는 헛디딤 인식보행 II에 비해서 차이가 없었으나 헛디딤 인식보행 I 과는 유의한 차이를 보였다($p < .05$).

활보 C에서, 헛디딤 인식보행 I 과 II의 경우, 단하지지지기와 유각기가 증가하였다. 한편 헛디딤 보행의 경우, 단하지지지기가 증가한 반면 유각기는 급격하게 감소하였다. 또한 헛디딤 보행의 경우 단하지지지기동안 헛디딤 인식보행 II에 비해서 차이가 없었으나 헛디딤 인식보행 I 과는 유의한 차이를 보였다. 모든 종류의 보행 형태는 유각기에서 서로 유의한 차이를 보였다($p < .01$).

활보 D에서 헛디딤 인식보행 I 과 II의 경우 평지보행과 유의한 차이가 없었으나 헛디딤 보행의 경우 평지보행과 헛디딤 인식보행 I 과 II에 비해 하중수용기가 감소하며 단하지지지기가 증가하였다($p < .01$). 또한 유각기가 평지보행과 헛디딤 인식보행 I 에 비해 유의하게 증가함을 알 수 있었다($p < .05$).

표 3.1 평지, 헛디딤, 헛디딤 인식보행에 대한 시간적 보행인자 (N=10)

활보 종류	보행 종류	입각기 (%)			유각기 (%)	활보시간 (sec)
		LR ¹⁾	SLS ²⁾	PSw ³⁾		
A	평지	9.5 ± 1.3	40.0 ± 1.4	9.7 ± 1.2	40.8 ± 1.3	1.06 ± 0.04
	헛디딤 인식 I	9.3 ± 1.5	40.5 ± 1.8	9.6 ± 1.6	40.5 ± 1.4	1.05 ± 0.04
	헛디딤 인식 II	9.0 ± 1.6	40.5 ± 1.3	9.2 ± 1.2	41.3 ± 1.5	1.05 ± 0.04
	헛디딤	9.6 ± 1.3	40.9 ± 2.2	9.5 ± 1.7	40.6 ± 1.6	1.05 ± 0.04
B	평지	9.3 ± 1.3	40.7 ± 1.6	9.7 ± 1.2	40.3 ± 1.1	1.05 ± 0.04
	헛디딤 인식 I	9.4 ± 1.5	39.6 ± 1.8	9.4 ± 1.3	41.6 ± 1.4**	1.07 ± 0.05
	헛디딤 인식 II	8.8 ± 1.2	39.7 ± 1.5	8.9 ± 0.8	42.5 ± 0.8**	1.09 ± 0.04
	헛디딤	9.2 ± 1.1	37.8 ± 1.5**	9.6 ± 0.7	43.8 ± 1.4**	1.12 ± 0.04**
C	평지	9.5 ± 1.3	40.0 ± 1.4	9.7 ± 1.2	40.8 ± 1.3	1.06 ± 0.04
	헛디딤 인식 I	9.4 ± 1.4	42.0 ± 1.1**	9.4 ± 1.3	39.2 ± 2.0*	1.06 ± 0.06
	헛디딤 인식 II	9.1 ± 0.8	43.6 ± 0.8**	8.9 ± 1.3	38.5 ± 1.6**	1.07 ± 0.04
	헛디딤	9.9 ± 1.0	45.0 ± 2.3**	4.3 ± 1.8**	40.9 ± 2.2	1.09 ± 0.04
D	평지	9.3 ± 1.3	40.7 ± 1.6	9.7 ± 1.2	40.3 ± 1.1	1.05 ± 0.04
	헛디딤 인식 I	9.5 ± 1.5	39.7 ± 1.8	9.4 ± 1.7	41.3 ± 1.5	1.05 ± 0.06
	헛디딤 인식 II	9.1 ± 1.4	39.2 ± 1.4	10.2 ± 1.1	41.5 ± 1.5	1.05 ± 0.03
	헛디딤	4.5 ± 2.0**	43.1 ± 2.9**	9.2 ± 2.3	43.2 ± 3.1**	1.04 ± 0.04

1) LR: 하중수용기, 2) SLS: 단하지지지기, 3) PSw: 전유각기

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

표 3.2는 보행에 영향을 미치는 시공간적 변수에 대한 결과를 보여주며 활보장과 보장, 보폭은 다리길이와 골반너비로 표준화하여 사용하였다. 활보장은 동측 발이 다시 최초접지가 될 때까지의 이동거리를 말하며, 보장은 하나의 활보에서 반대쪽 발이 최초접지 된 후 동측 발이 다시 최초접지가 될 때까지의 이동거리이

다. 보폭과 골반너비는 각각 반사마커를 부착한 양발의 발뒤꿈치 사이의 너비와 위앞 엉덩뼈가시 사이로 정의하였으며 다리길이는 넓다리뼈 큰 돌기와 지면까지의 최단길이를 말한다.

표 3.2 보행의 시공간적 변수 (N=10)

활보 종류	보행 종류	보행속력 (m/s)	분속수 (보/분)	활보장 (SrL ¹ /LL ³)	보장 (StL ² /LL)	보폭 (SW ⁴ /PW ⁵)
A	평지	1.38 ± 0.10	114 ± 5	1.67 ± 0.10	0.83 ± 0.06	0.28 ± 0.12
	헛디딤 인식 I	1.41 ± 0.08	115 ± 5	1.68 ± 0.11	0.84 ± 0.06	0.34 ± 0.15
	헛디딤 인식 II	1.44 ± 0.13	114 ± 5	1.73 ± 0.10	0.87 ± 0.06	0.21 ± 0.12
	헛디딤	1.39 ± 0.09	115 ± 4	1.66 ± 0.08	0.81 ± 0.05	0.32 ± 0.16
B	평지	1.39 ± 0.10	115 ± 4	1.67 ± 0.10	0.84 ± 0.05	0.27 ± 0.12
	헛디딤 인식 I	1.38 ± 0.10	112 ± 5	1.69 ± 0.11	0.86 ± 0.06	0.36 ± 0.13
	헛디딤 인식 II	1.41 ± 0.13	110 ± 4*	1.77 ± 0.08	0.89 ± 0.02	0.25 ± 0.11
	헛디딤	1.32 ± 0.09	107 ± 4**	1.70 ± 0.11	0.88 ± 0.07	0.29 ± 0.12
C	평지	1.38 ± 0.10	114 ± 5	1.67 ± 0.10	0.83 ± 0.06	0.28 ± 0.12
	헛디딤 인식 I	1.37 ± 0.11	113 ± 6	1.66 ± 0.11	0.80 ± 0.05	0.37 ± 0.13
	헛디딤 인식 II	1.40 ± 0.14	113 ± 4	1.71 ± 0.07	0.82 ± 0.05	0.25 ± 0.10
	헛디딤	1.30 ± 0.10	110 ± 4	1.63 ± 0.13	0.75 ± 0.10**	0.27 ± 0.13
D	평지	1.39 ± 0.10	115 ± 4	1.67 ± 0.10	0.84 ± 0.05	0.27 ± 0.12
	헛디딤 인식 I	1.39 ± 0.11	115 ± 7	1.66 ± 0.10	0.85 ± 0.06	0.38 ± 0.14
	헛디딤 인식 II	1.40 ± 0.14	115 ± 3	1.69 ± 0.11	0.86 ± 0.07	0.25 ± 0.10
	헛디딤	1.34 ± 0.11	116 ± 5	1.59 ± 0.10	0.84 ± 0.05	0.32 ± 0.15

1) SrL: stride length

2) StL: step length

3) LL: leg length

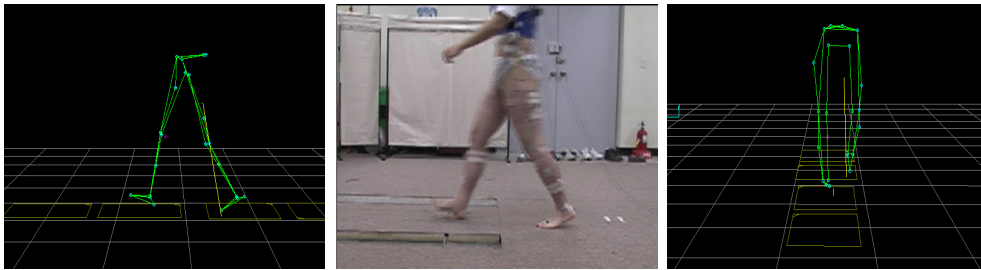
4) SW: step width

5) PW: pelvic width

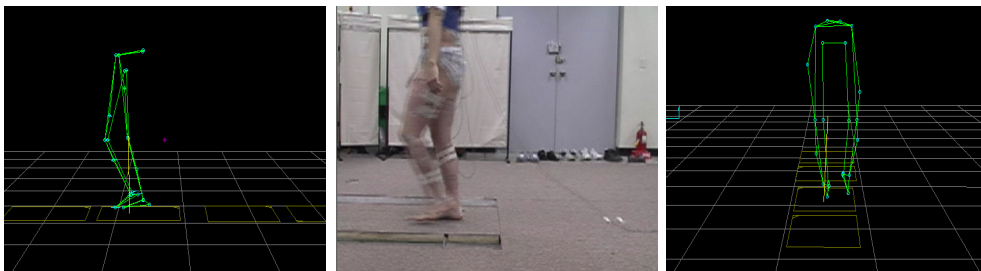
*: $p < .05$, **: $p < .01$

활보 A와 D에서는 유의한 차이를 보이지 않았다($p>.05$). 활보 B에서 헛디딤 인식보행 II의 경우, 평지보행에 비해 분속수가 감소하였다. 반면 헛디딤 보행의 경우, 평지보행과 비교하여 분속수가 감소하였으며, 헛디딤 인식보행 I에 비해 활보장에서 유의한 차이를 나타냈다($p<.05$). 활보 C에서, 헛디딤 보행의 경우, 평지보행과 비교하여 보장이 유의하게 감소하였다($p<.01$). 또한 양발의 발가락 사이의 너비로 정규화한 경우, 평지보행과 헛디딤 인식보행 I에 비해 보폭이 유의하게 감소하였다($p<.05$).

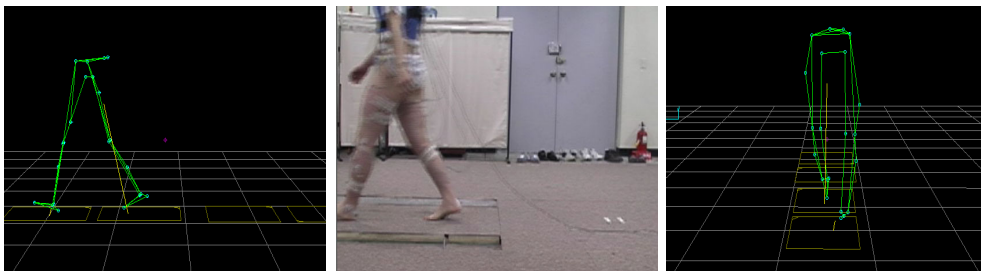
그림 3.1은 평지보행에서 활보 D에 대한 초기접지기, 중간입각기, 반대발 초기접지기, 발가락들림기를 나타낸 것이다. 그림에서 왼쪽과 오른쪽은 삼차원 동작분석 상용프로그램(Vicon Workstation 5.0, 영국)을 사용하여 시상면과 관상면에서의 움직임을 보여주며, 가운데는 디지털 캠코더로 얻어진 영상이다. 그림 3.2는 발 앞부분이 먼저 닿은 헛디딤 인식보행 I, 그림 3.3은 발뒤꿈치로 지면과 닿은 헛디딤 인식보행 II, 그림 3.4는 헛디딤 보행을 보여준다. 헛디딤 보행의 경우, 초기접지기에 발바닥 전체로 지면과 닿았으며 중간입각기에 상지가 전방으로 이동하며 하지를 들어올렸다. 반대쪽 발의 초기접지기에 발 앞부분이 지면과 닿았으며 이때 상지는 앞으로 숙여져 있음을 촬영한 영상데이터를 분석한 결과 알 수 있었다. 이에 비해 헛디딤 인식보행의 경우, 초기접지기에 발의 앞부분 또는 뒤꿈치로 닿은 후 이동하였다.



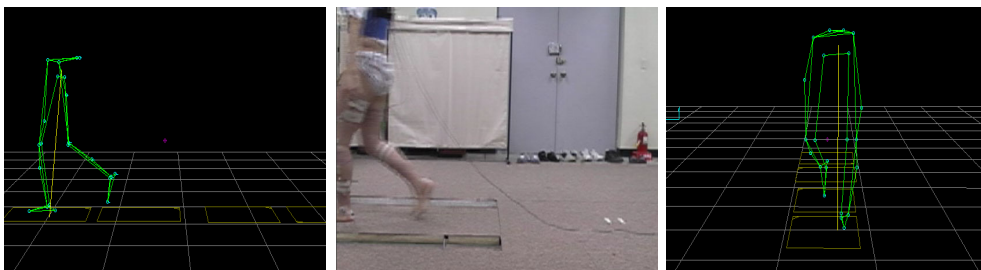
(a)



(b)



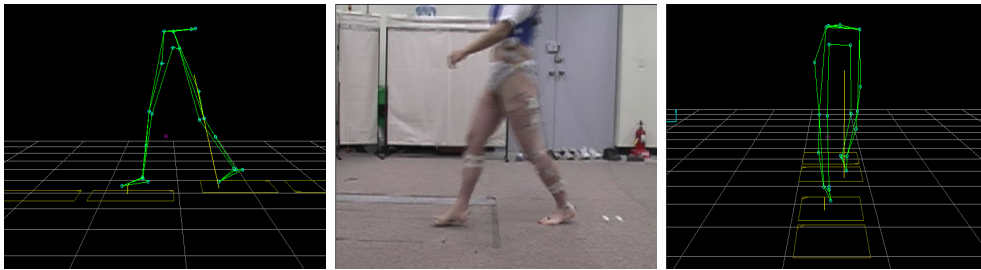
(c)



(d)

그림 3.1 평지보행

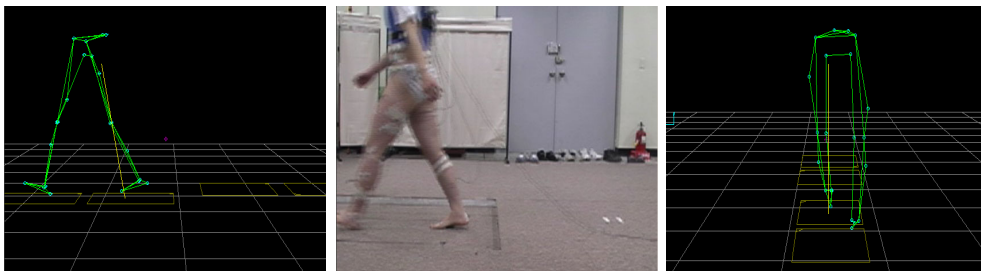
(a) 초기접지기, (b) 중간입각기, (c) 반대쪽 발 초기접지기, (d) 발가락들림기



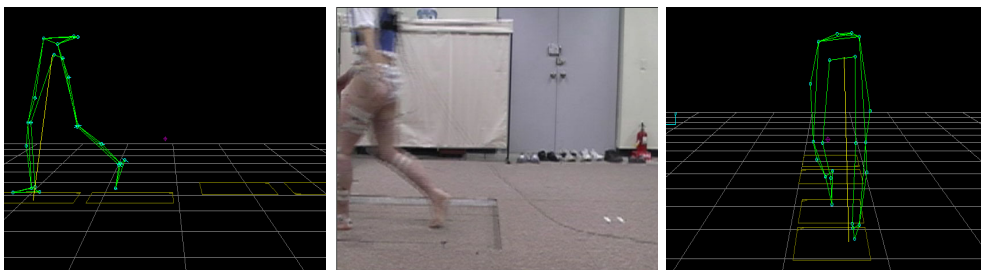
(a)



(b)



(c)



(d)

그림 3.2 헛디딤 인식보행 I

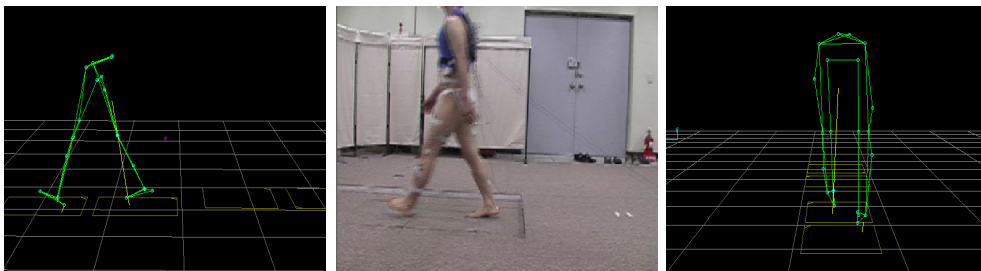
(a) 초기접지기, (b) 중간입각기, (c) 반대쪽 발 초기접지기, (d) 발가락들림기



(a)



(b)



(c)



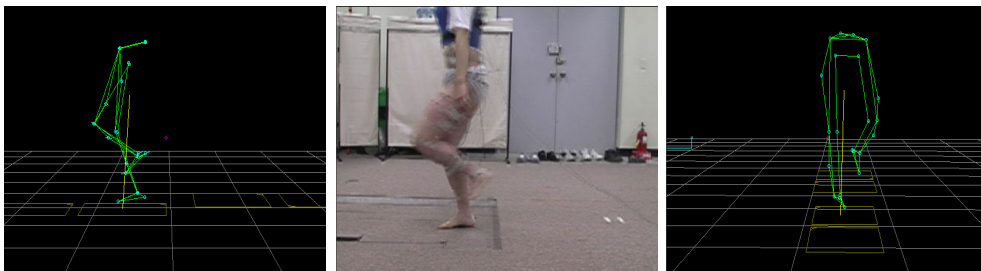
(d)

그림 3.3 헛디딤 인식보행 II

(a) 초기접지기, (b) 중간입각기, (c) 반대쪽 발 초기접지기, (d) 발가락들림기



(a)



(b)



(c)



(d)

그림 3.4 헛디딤 보행

(a) 초기접지기, (b) 중간입각기, (c) 반대쪽 발 초기접지기, (d) 발가락들림기

3.2 관절운동각도

관절운동각도는 관측하는 평면에 따라 시상면, 관상면, 횡단면으로 나누어 각도 변화를 관찰하였다.

3.2.1 시상면

그림 3.5는 평지보행, 헛디딤 인식보행 I 과 헛디딤 인식보행 II 그리고 헛디딤 보행에 따른 발목관절의 운동을 보여준다. 그림에서 각도가 증가하는 경우 배굴, 각도가 감소하는 경우 저굴을 나타내며, 굽은 실선은 평균, 가는 실선은 편차를 의미한다. 평지보행의 경우 초기접지 후 반대발 발가락들림기까지 저굴하며 첫 번째 락커(first rocker)가 발생한다. 이후 단하지지지기동안 두 번째 락커(second rocker)를 통해 몸을 지지하며 말기입각기에서 발뒤꿈치가 저굴하며 세 번째 락커(third rocker)가 시작된다. 전유각기동안 발을 지면에서 들어올리기 위해 빠르게 저굴하며 초기유각기동안 배굴하였다.

활보 A에 대해서는 헛디딤 인식보행 I 과 II, 헛디딤 보행의 경우 모두 유사한 경향의 발목관절 움직임을 보였다. 활보 B에서, 헛디딤 인식보행 I 의 경우, 유각기에 발목관절이 저굴하여 발 앞부분으로 하강된 지면과 닿은 반면, 헛디딤 인식보행 II의 경우 말기유각기에 발목관절이 배굴하였으며 발뒤꿈치로 닿았다. 한편 헛디딤 보행의 경우 유각기 말기에서 헛디딤을 인식하였으며 말기유각기동안 발목이 배굴되었다.

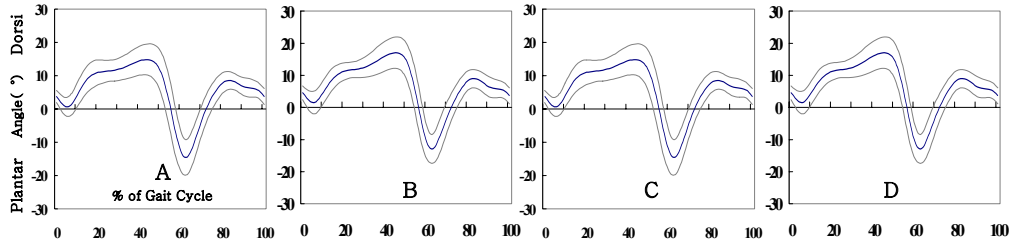
활보 C에서, 헛디딤 인식보행 I 과 II의 경우, 반대쪽 발이 하강된 지면을 내려가는 시기인 말기입각기동안 발목관절이 배굴하며 반대쪽 발이 하강된 지면과 닿은 후인 전유각기동안 발목관절 저굴이 평지보행에 비해 작아짐을 보였다. 그러나 헛디딤 보행의 경우, 말기입각기동안 하강된 지면을 인식하지 못하고 있으므로, 평지보행과 유사한 관절운동을 보여주나, 헛디딤을 인식한 이후 빠르게 발을 앞으로 이동하여 평지보행에 비해 전유각기동안 발목 저굴각도가 작게 나타났다. 이후

유각기 초기에는 배굴하며 유각기 말기에는 저굴하여 발 앞부분으로 지면과 닿았다.

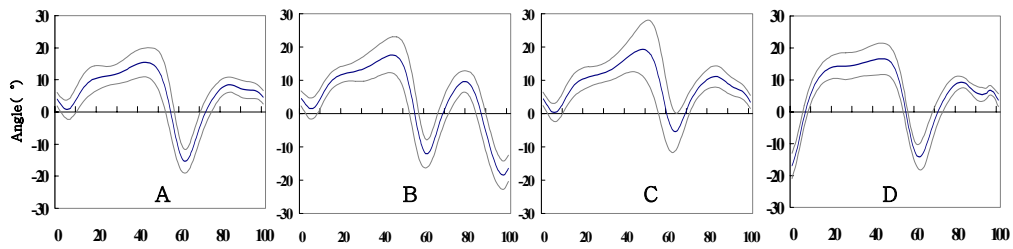
활보 D에서, 헛디딤 인식보행 I의 경우, 지면과 발 앞부분으로 닿아 입각기 초기에 첫 번째 락커 기전없이 발목관절이 배굴된 후 평지보행과 유사한 경향을 보였으며, 헛디딤 인식보행 II의 경우 평지보행과 유사한 움직임을 보였다. 한편 헛디딤 보행의 경우, 입각기 초기에 발목배굴 정점을 보이며 이후 저굴되어 두 번째 락커 기전이 없어졌고 전유각기의 발목저굴 각도가 작았다. 따라서 헛디딤 보행의 경우 평지보행과 헛디딤 인식보행에 비해 입각기동안 발목관절의 움직임이 작아졌다.

그림 3.6은 평지보행, 헛디딤 인식보행 I과 II, 헛디딤 보행에 따른 무릎관절의 운동이다. 각도가 증가하는 경우 굴곡, 각도가 감소하는 경우 신전을 의미한다. 평지보행에서 무릎관절 시상면 각도는 넙다리과 정강이의 움직임으로 정의되며 보행 중 두 개의 굴곡을 보여준다. 초기 굴곡은 충격완화를 위해 하지길이를 효과적으로 줄여주고 무게중심의 과도한 수직이동을 제한해 주기 위해 발생한다. 두 번째 굴곡은 초기유각기에서 유각하지를 짧게 하여 발끌림(foot dragging)을 방지하기 위해 발을 지면에서 들어올리면서 나타난다. 실제로 굴곡은 발뒤꿈치가 들리기 시작하는 단하지지지기부터 시작하며 초기 굴곡 정점은 반대발 발가락들림기, 두 번째 굴곡 정점은 초기유각기에서 보여진다.

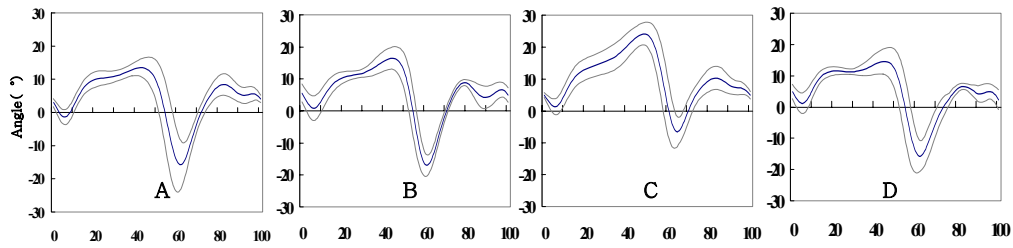
활보 A에서 평지보행, 헛디딤 인식보행 I과 II, 헛디딤 보행의 경우 모두 유사한 움직임을 보였다. 활보 B에서, 헛디딤 인식보행 I과 II는 평지보행과 무릎관절의 움직임이 유사하였으나, 헛디딤 보행의 경우 하강된 지면을 인식한 말기유각기에서 무릎관절이 굴곡하였다. 활보 C에서, 헛디딤 인식보행 I과 II의 경우, 초기 및 두 번째 무릎관절 굴곡 정점이 증가하였다. 특히 헛디딤 보행의 경우, 평지보행과 헛디딤 인식보행에 비해서 두 번째 무릎굴곡의 정점이 급격하게 증가하였다. 활보 D에서, 헛디딤 인식보행 I과 II는 평지보행과 유사한 움직임을 보였으나, 헛디딤 보행의 경우, 평지보행과 헛디딤 인식보행에 비해 무릎이 굴곡된 상태로 지면과 닿았으며 입각기동안 무릎관절 운동범위가 작아졌다.



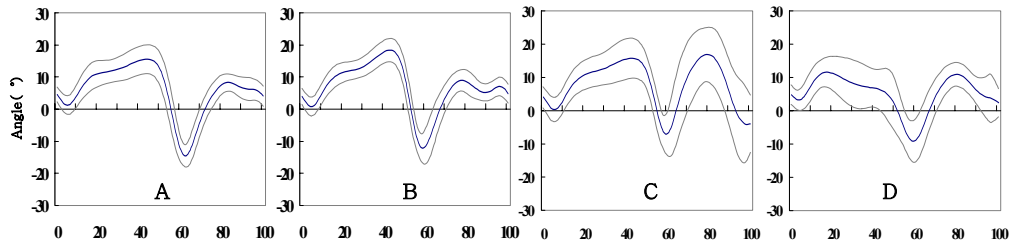
(a)



(b)



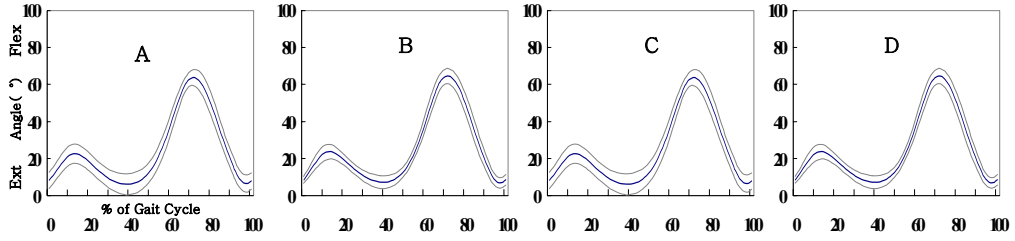
(c)



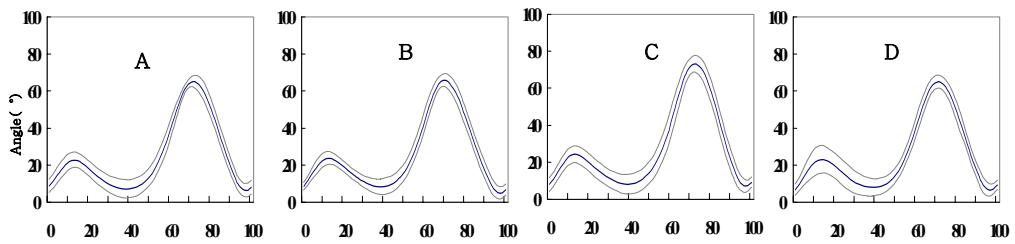
(d)

그림 3.5 발목관절 배굴/저굴

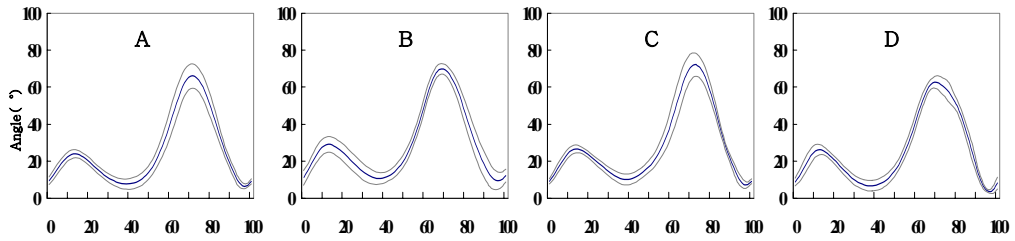
(a) 평지보행, (b) 헛디딤 인식보행 I, (c) 헛디딤 인식보행 II, (d) 헛디딤 보행



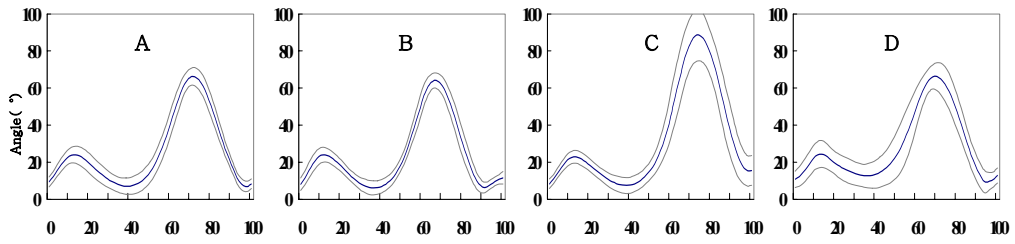
(a)



(b)



(c)



(d)

그림 3.6 무릎관절 굴곡/신전

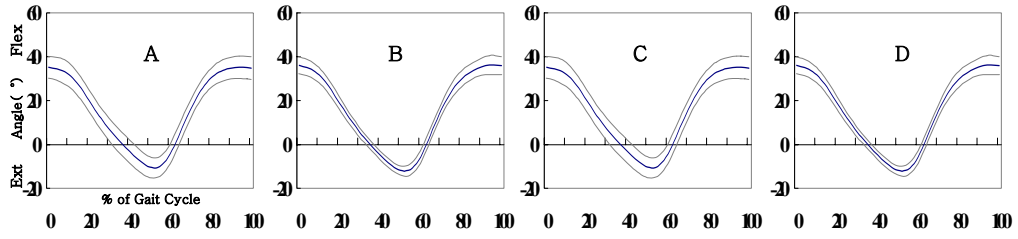
(a) 평지보행, (b) 헛디딤 인식보행 I, (c) 헛디딤 인식보행 II, (d) 헛디딤 보행

그림 3.7은 평지보행, 헛디딤 인식보행 I 과 II 그리고 헛디딤 보행에 따른 엉덩관절의 움직임을 활보 A, B, C, D에 따라 나타낸 것이다. 각도가 증가하는 것은 굴곡, 각도가 감소하는 경우 신전을 의미한다. 그림 3.7 (a)와 같이 평지보행에서 엉덩관절은 말기유각기에 최대굴곡이 발생하며 초기접지 직전 약간의 신전을 시켜 하중수용기에서 충격을 완화한다. 반대발의 초기접지기에 최대 신전이 발생하며 이후 빠르게 전방 입각하지에 하중을 전달하며 후방 입각하지는 엉덩관절을 굴곡하기 시작하였다.

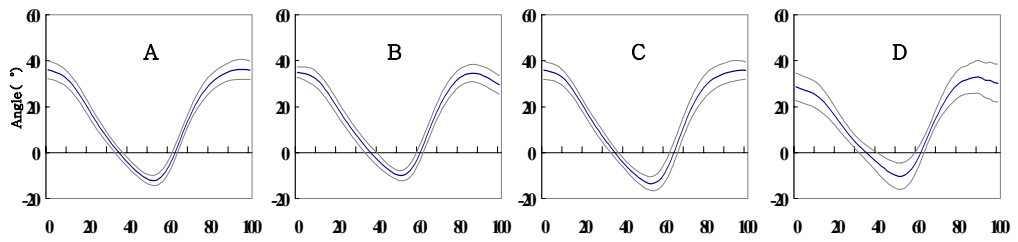
활보 A에 대해서는 평지보행, 헛디딤 인식보행 I 과 II, 헛디딤 보행 모두 유사한 엉덩관절 움직임을 보였다. 활보 B에서, 헛디딤 인식보행 I 과 II의 경우, 말기 유각기에서 엉덩관절이 신전되었으며 헛디딤 보행의 경우 헛디딤 인식보행 I 과 II보다 엉덩관절이 크게 신전하였다.

활보 C에서, 헛디딤 인식보행 I 과 II의 경우, 하강된 지면을 내려가는 동안 반대쪽 발의 유각기가 길어짐에 따라 엉덩관절 신전이 지속되며 입각기가 유지되었다. 유각기에서는 평지보행과 유사한 엉덩관절의 움직임을 보였다. 한편 헛디딤 보행의 경우, 반대발이 지면에 닿은 후 발가락 들림이 빠르게 발생하여 전유각기가 짧아지며 평지보행과 헛디딤 인식보행에 비해 하지를 들어올려 유각기동안 엉덩관절이 크게 굴곡하였다.

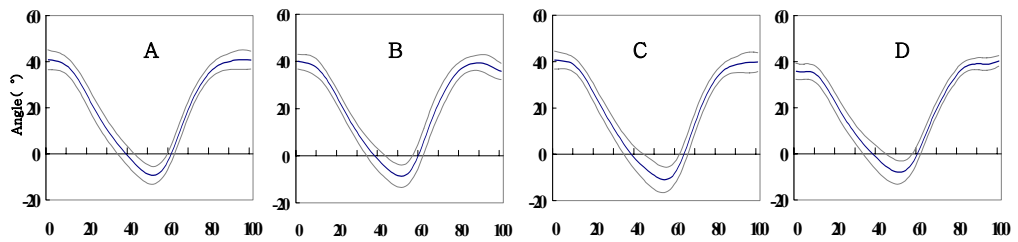
활보 D에서, 헛디딤 인식보행 I 의 경우, 반대쪽 발 초기접지기까지 신전이 지속된 반면, 헛디딤 인식보행 II의 경우, 초기 접지 직후에 무릎관절의 굴곡 후 발목관절의 배굴이 발생하며 엉덩관절은 일정각도를 유지하였다. 한편 헛디딤 보행의 경우 인식하지 못한 채 하강된 지면과 닿은 후 상체가 앞으로 기울어져 굴곡하였으며 반대쪽 발 초기접지기까지 시간이 감소하여 엉덩관절 신전이 평지보행과 헛디딤 인식보행에 비해 빨리 종료되어 엉덩관절의 움직임이 작아졌다. 따라서 헛디딤 보행에서는 엉덩관절의 최대 신전각도가 감소하였으며 평지보행과 헛디딤 인식보행에 비해 유각기동안 하지를 들어올려 엉덩관절의 굴곡이 증가하였다.



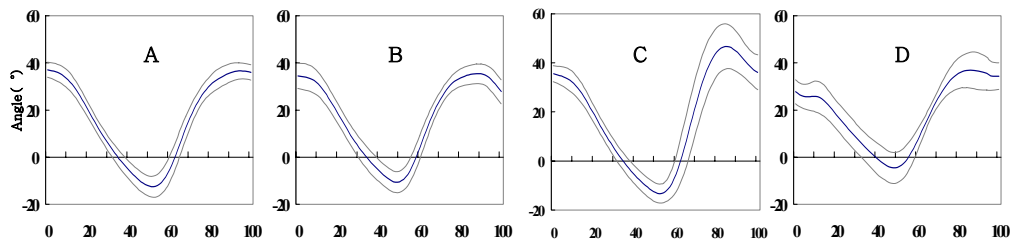
(a)



(b)



(c)



(d)

그림 3.7 엉덩관절 굴곡/신전

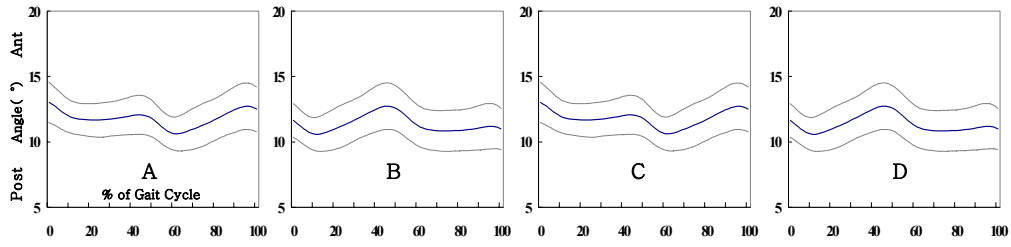
(a) 평지보행, (b) 헛디딤 인식보행 I, (c) 헛디딤 인식보행 II, (d) 헛디딤 보행

그림 3.8은 평지보행, 헛디딤 인식보행 I 과 II 그리고 헛디딤 보행에 따른 골반 기울기(tilt)를 나타내며 각도가 증가하는 경우 앞으로 기울어짐을 의미한다. 활보 A, B, C, D에 따라 구분하여 나타냈다.

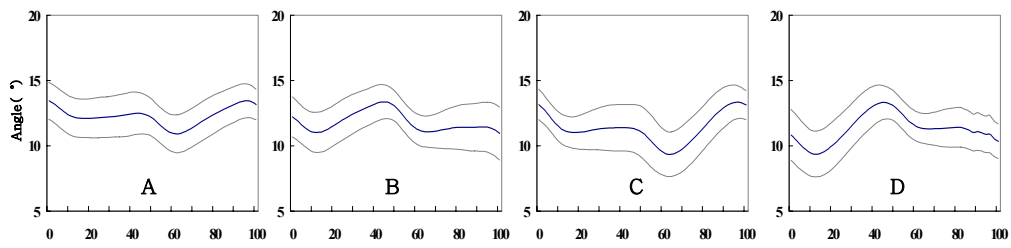
골반 기울기는 중력, 관성, 엉덩신전근 및 굴곡근 등에 의해 영향을 받는다. 정적인 상태에서 해부학적으로 골반 내에 무게중심이 위치하며 평지보행에서 골반 기울기는 무게중심의 이동과 유사하게 나타난다. 평지보행에서 골반은 하나의 활보에서 두 번의 정점과 저점을 갖는 주기적인 움직임을 보인다. 정점은 말기입각기와 말기유각기에서 발생하며 저점은 양하지지지기의 끝에서 나타난다.

활보 A에서 평지보행, 헛디딤 인식보행 I 과 II, 헛디딤 보행의 경우 유사한 움직임을 보였다. 활보 B에서, 헛디딤 인식보행 I 과 II의 경우, 평지보행과 유사하나 헛디딤 보행의 경우 말기유각기에 골반이 후방으로 기울어졌다.

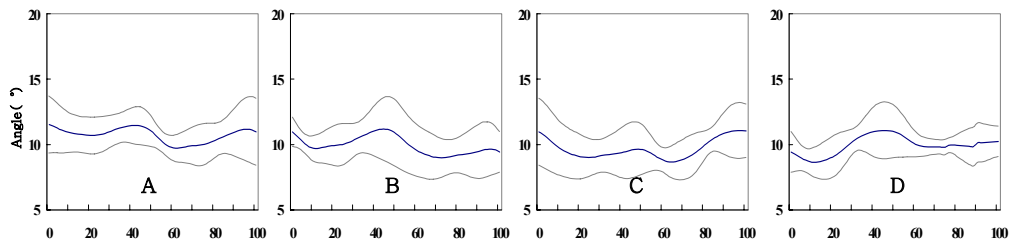
활보 C에서, 헛디딤 인식보행 I 은 반대쪽 발이 하강된 지면을 닿기 전까지 단하지지지기가 유지하여 입각기 말기에 평지보행에 비해 골반이 후방으로 기울어졌으며 유각기에서 전방으로 빠르게 기울어졌다. 헛디딤 인식보행 II의 경우 평지보행과 유사하게 골반이 움직였으며 헛디딤 보행의 경우, 유각기에 전방으로 기울어졌다. 활보 D에서, 헛디딤 인식보행 I 의 경우, 하중수용기 직후 평지보행과 비교하여골반이 후방으로 이동하였다. 헛디딤 보행에서는 피실험자의 동작특성에 따라 다양한 결과를 보여 편차가 크게 나타났다.



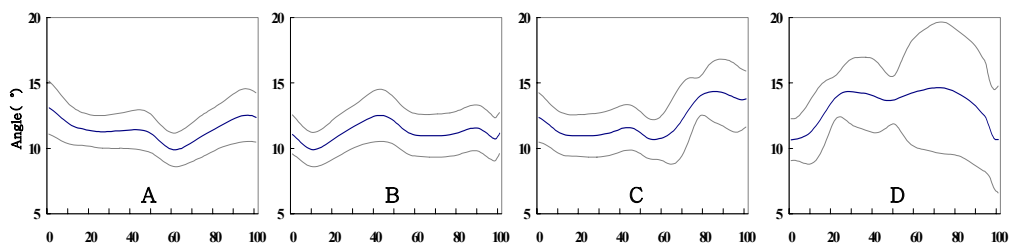
(a)



(b)



(c)



(d)

그림 3.8 골반 기울기

(a) 평지보행, (b) 헛디딤 인식보행 I, (c) 헛디딤 인식보행 II, (d) 헛디딤 보행

그림 3.9는 헛디딤 인식보행 I의 경우, 활보에 따른 발목관절, 무릎관절, 엉덩관절의 시상면에서 움직임의 보여준다. 발목관절은 유각기동안 저굴하여 발의 앞부분으로 지면과 닿았으며 엉덩관절은 신전을 통해 하강된 지면을 인식하고 내려움을 알 수 있었다. 이때 하강된 지면을 닿는 발의 반대쪽 발의 경우, 발목관절은 말기입각기동안 배굴하고 무릎관절은 유각기에 굴곡하였다.

그림 3.10은 활보에 따라 헛디딤 인식보행 II에서 관절운동각도를 보여준다. 하강된 지면과 접촉하는 발의 발목관절은 말기유각기에서 배굴하여 발뒤꿈치로 지면과 닿았으며 엉덩관절은 신전하였다. 이때 반대쪽 발은 헛디딤 인식보행 I과 유사한 방법으로 지면을 내려왔으며 지면을 내려온 이후 평지보행으로 회복하였다.

그림 3.11은 헛디딤 보행에서 활보에 따른 관절운동각도를 나타낸 것이다. 헛디딤이 발생하는 유각기 말기에서 발목은 배굴하고 무릎관절은 굴곡하였다. 또한 돌발적으로 지면이 하강하여 엉덩관절은 신전되었다. 헛디딤에서 지면에 발이 닿은 경우, 반대쪽 발의 발목관절은 전유각기가 짧아져 충분하게 저굴하지 못하고 무릎과 엉덩이는 굴곡하며 골반 경사가 커진다. 이를 통해 반대쪽 발이 헛디딤 경우 유각기 전에 돌발상황을 인식하여 들어올림 전략으로 균형을 유지함을 알 수 있었다. 헛디딤 이후 입각기 초기에 발목관절은 배굴, 무릎관절과 엉덩관절은 굴곡하였다. 이때 엉덩관절 굴곡은 상체가 앞으로 숙여짐에 의해 굴곡이 발생하며 입각기동안 하지가 주저앉아 발목과 무릎의 움직임이 작아졌다. 또한 유각기동안 발목관절이 배굴, 무릎관절과 엉덩관절이 굴곡하여 들어올림 전략을 취하였다.

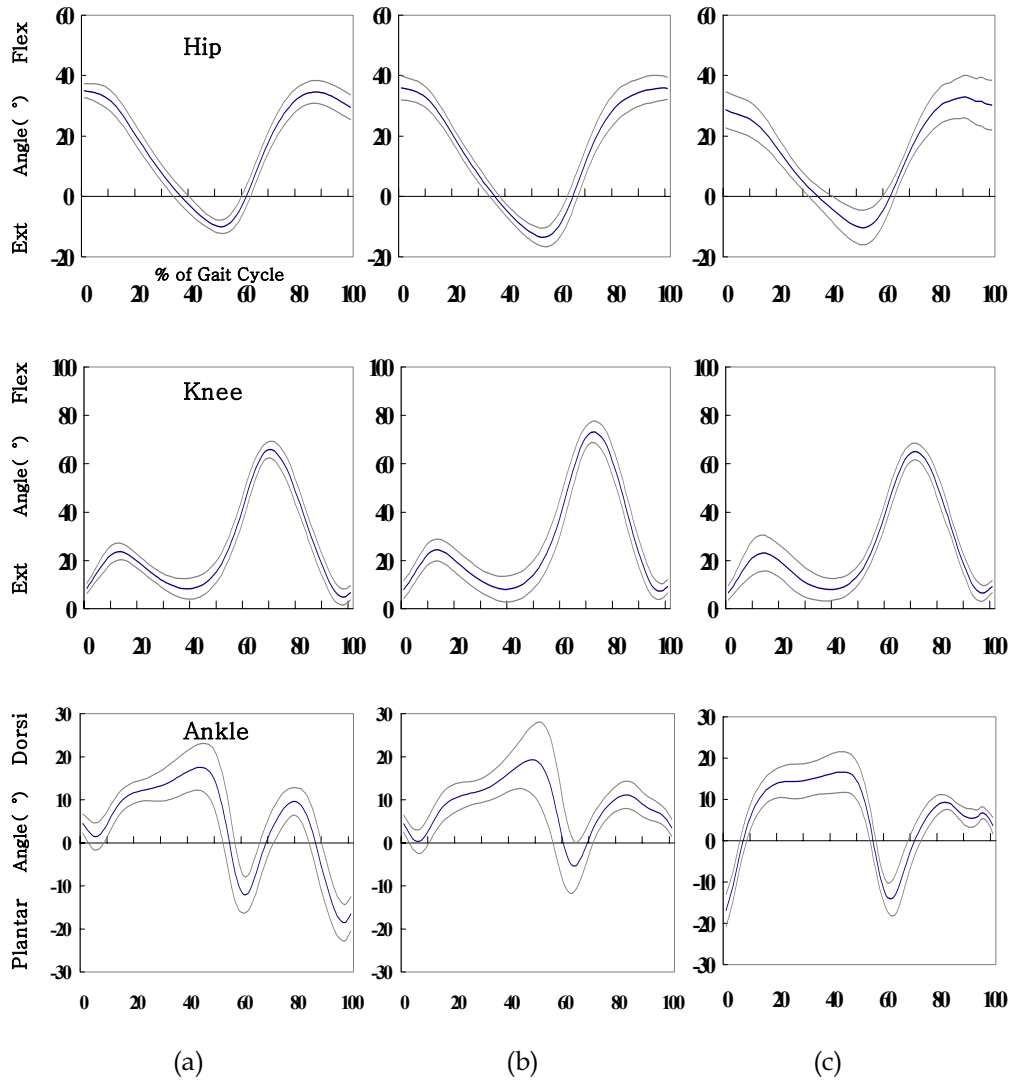


그림 3.9 관절운동각도: 헛디딤 인식보행 I

(a) 활보 B, (b) 활보 C, (c) 활보 D

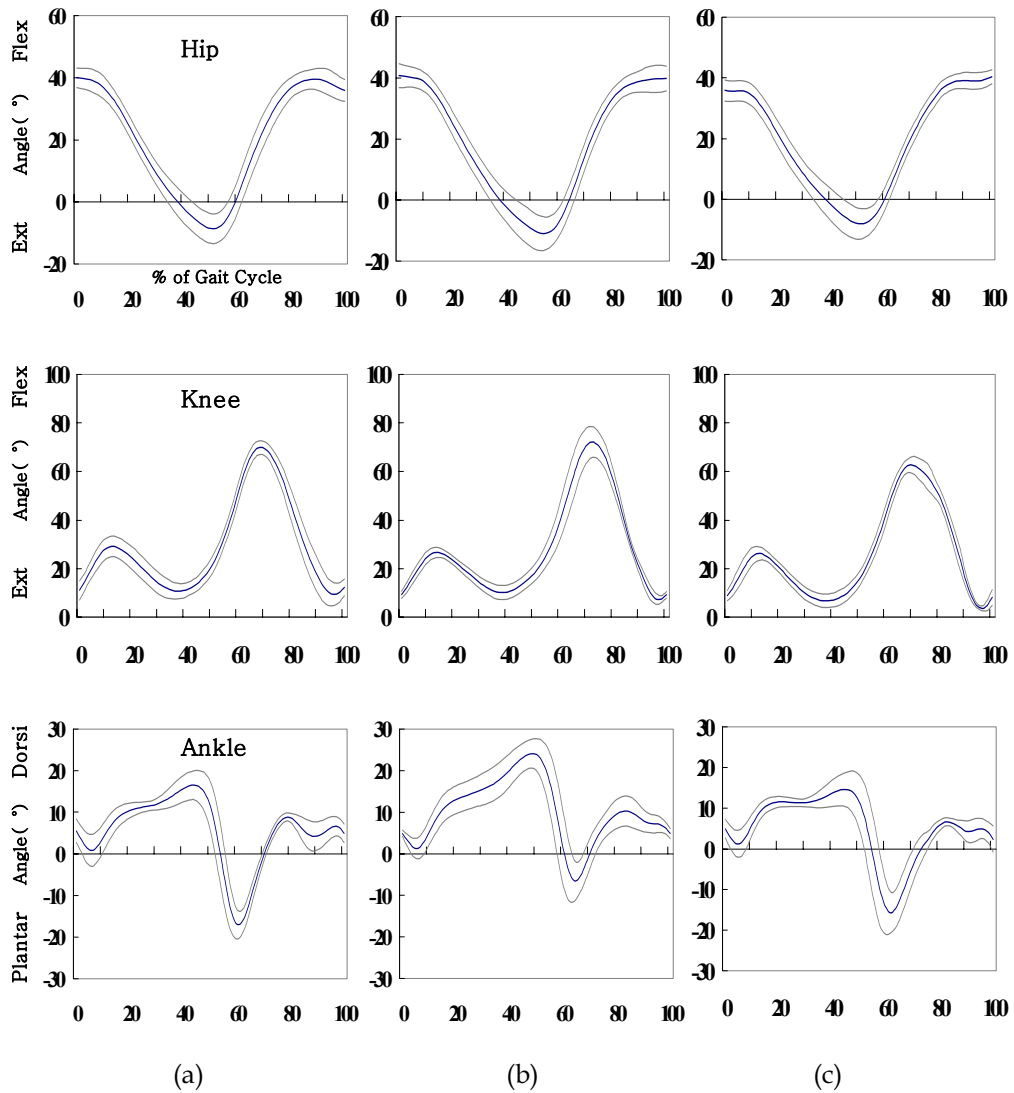


그림 3.10 관절운동각도: 헛디딤 인식보행 II

(a) 활보 B, (b) 활보 C, (c) 활보 D

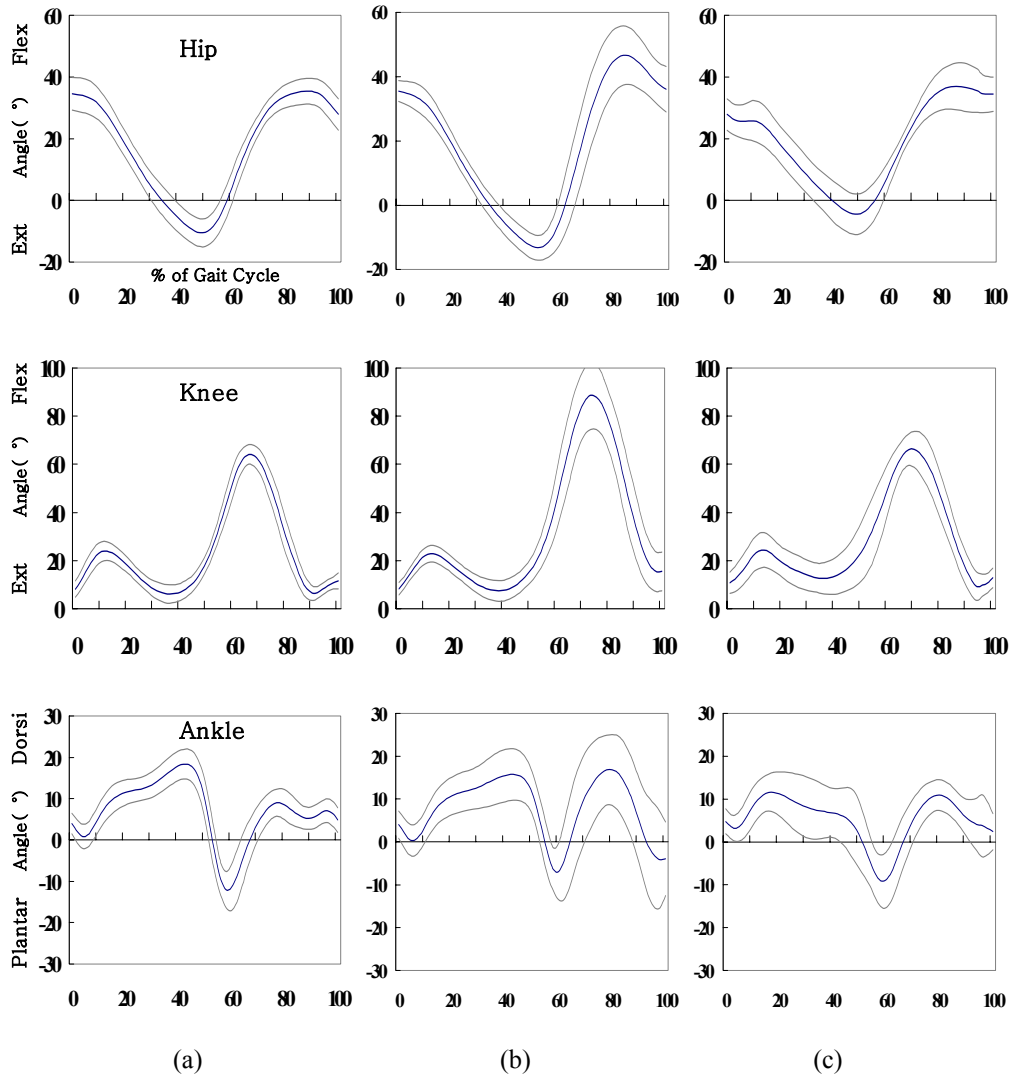


그림 3.11 관절운동각도: 헛디딤 보행

(a) 활보 B, (b) 활보 C, (c) 활보 D

3.2.2 관상면

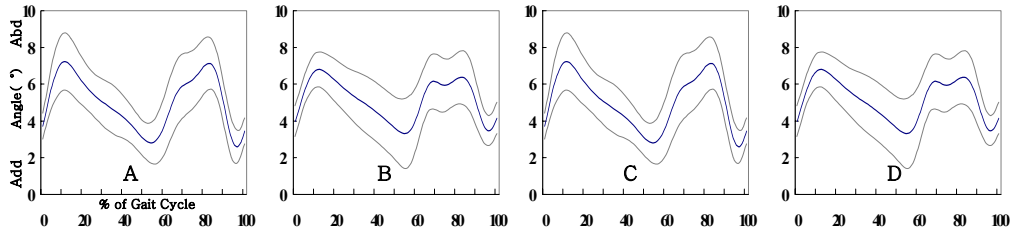
그림 3.12는 평지보행, 헛디딤 인식보행 I 과 II, 헛디딤 보행에 따른 발목관절의 움직임을 활보 A, B, C, D에 따라 나타낸 것이다. 각도의 증가는 내전(adduction), 감소는 외전(abduction)을 의미한다.

평지보행의 경우, 초기접지 직후 발목관절은 내전하며 이후 단하지지지기동안 외전하였다. 전유각기에서 최대외전 정점을 가진 이후 중간유각기까지 내전하고 말기유각기동안 외전하며 초기접지 직전에 지면과 안정적으로 접촉하고 초기충격을 완화하기 위하여 내전한다.

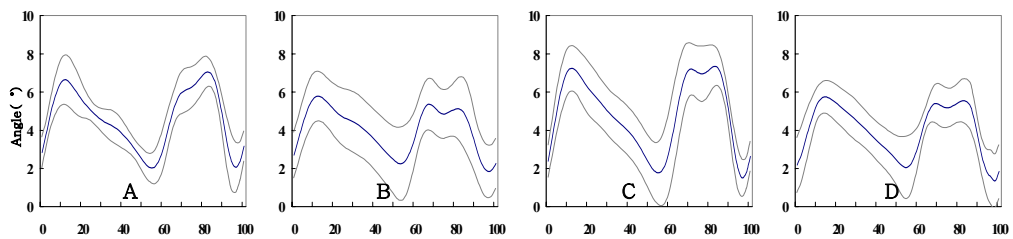
활보 A에서, 헛디딤 인식보행 I 과 II, 헛디딤 보행의 경우 평지보행과 유사한 경향의 발목관절 움직임을 보였다. 활보 B에서, 헛디딤 인식보행 I 의 경우, 말기유각기에서 평지보행과 비교하여 발목이 외전한 반면, 헛디딤 인식보행 II 의 경우 평지보행과 유사하였다.

활보 C에서, 헛디딤 인식보행 I 의 경우, 유각기 초기에 평지보행에 비해 발목관절 내전이 증가하였으나, 헛디딤 인식보행 II 의 경우 평지보행과 유사한 움직임을 보였다. 반면 헛디딤 보행의 경우 하강된 지면에 닿은 후 유각기동안 피실험자에 따라 다양한 동작특성을 보여 편차가 크게 나타났다.

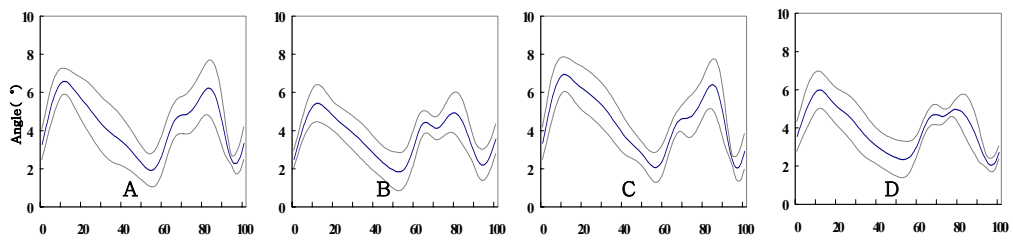
활보 D에서, 헛디딤 인식보행 I 의 경우, 평지보행과 유사한 발목관절 움직임을 보였으며 헛디딤 인식보행 II 의 경우, 발목이 내전된 상태로 지면과 닿은 후 평지보행 하였다. 반면 헛디딤 보행의 경우, 평지보행과 헛디딤 인식보행 I 에 비해 초기접지 시점에 발목이 내전된 상태로 지면과 닿았으며 하중수용기동안 내전각도가 작아졌다. 이후 전유각기에서 발목관절의 최대외전 정점이 평지보행과 헛디딤 인식보행보다 작아졌다.



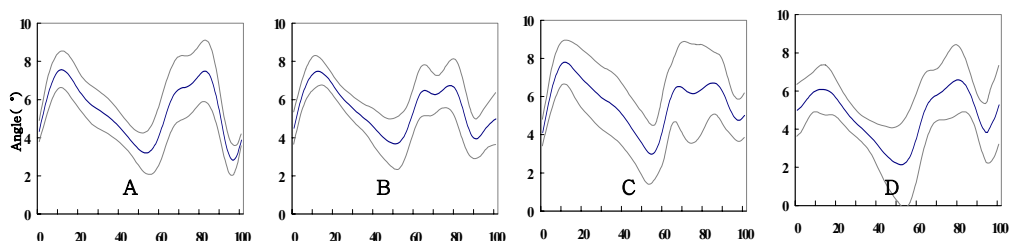
(a)



(b)



(c)



(d)

그림 3.12 발목관절 내전/외전

(a) 평지보행, (b) 헛디딤 인식보행 I, (c) 헛디딤 인식보행 II, (d) 헛디딤 보행

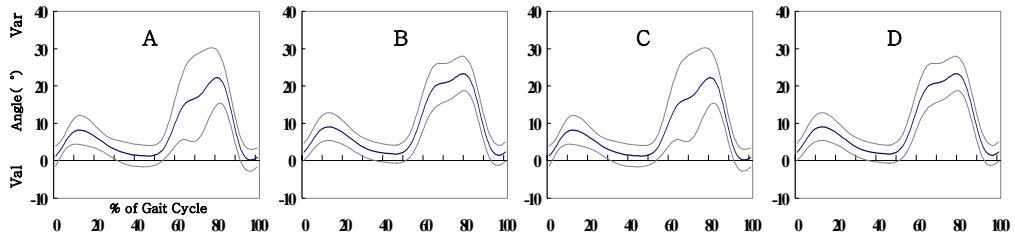
그림 3.13은 활보 A, B, C, D에 따라 정면에서 바라본 평지보행, 헛디딤 인식보행 I 과 II, 헛디딤 보행의 경우에서 무릎관절의 가동범위를 보여주며 양의 값은 내반(varus), 음의 값은 외반(valgus)을 의미한다.

평지보행의 경우, 무릎관절은 하중수용기동안 내반하고 단하지지지기에서 외반하였다. 또한 전유각기 이후 내반하며 말기유각기에서 외반하였다. 한편 초기접지 직전에 내반하여 안정적으로 지면과 닿도록 하였다.

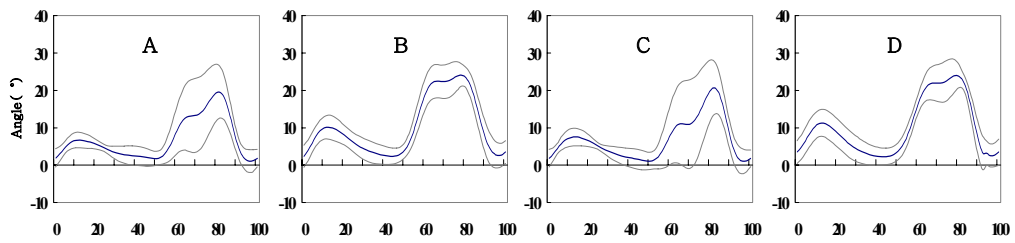
활보 A와 D에서 평지보행, 헛디딤 인식보행 I 과 II, 헛디딤 보행의 경우 유사한 무릎관절의 움직임을 보였다. 활보 B에서, 헛디딤 보행의 경우, 말기유각기에서 무릎관절이 내반하였으며 활보 C에서 헛디딤 보행의 경우, 반대쪽 발이 인식하지 못한 하강된 지면과 닿아 헛디딤이 발생한 이후 유각기에서 무릎관절이 내반된 상태로 지면과 닿았다.

그림 3.14는 평지보행, 헛디딤 인식보행 I 과 II, 헛디딤 보행에 따른 엉덩관절의 운동을 활보 A, B, C, D에 따라 보여준다. 그림에서 양의 각도는 내전, 음의 각도는 외전을 의미한다. 평지보행에서 엉덩관절은 하중수용기동안 내전하며 단하지지지기동안 서서히 외전한다. 전유각기에서 급속한 외전이 발생하며 이후 유각기동안 내전하였다.

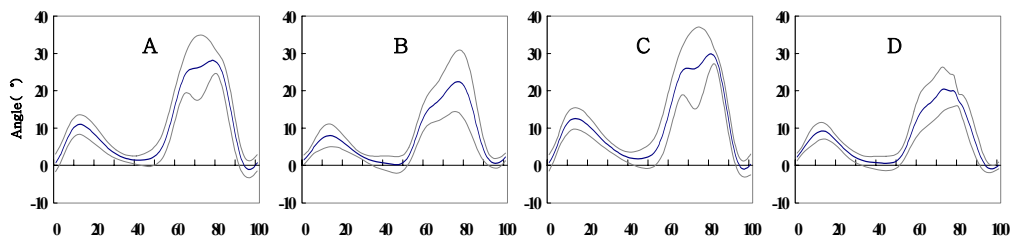
활보 A에서, 평지보행과 헛디딤 인식보행 I 과 II, 헛디딤 보행은 모두 유사한 움직임을 나타냈다. 활보 B에서, 헛디딤 인식보행 I 의 경우, 말기유각기동안 엉덩관절이 외전하였으며 헛디딤 인식 보행 II의 경우는 평지보행과 유사한 엉덩관절 움직임을 보였다. 한편 헛디딤 보행의 경우, 엉덩관절은 말기유각기에 엉덩관절이 내전하며 하강된 지면과 닿았다. 활보 C에서, 헛디딤 인식보행 I 과 II, 헛디딤 보행의 경우, 모두 반대쪽 발이 지면에 닿는 순간까지 지속적으로 엉덩관절 외전이 유지되었다. 활보 D에서, 헛디딤 인식보행 I 과 II의 경우, 평소의 보행과 유사한 엉덩관절의 움직임을 나타냈으나, 헛디딤 보행의 경우 하중수용기동안 엉덩관절이 내전하는 가동범위가 작아졌으며 입각기에서 엉덩관절의 최대외전 정점이 감소하였다.



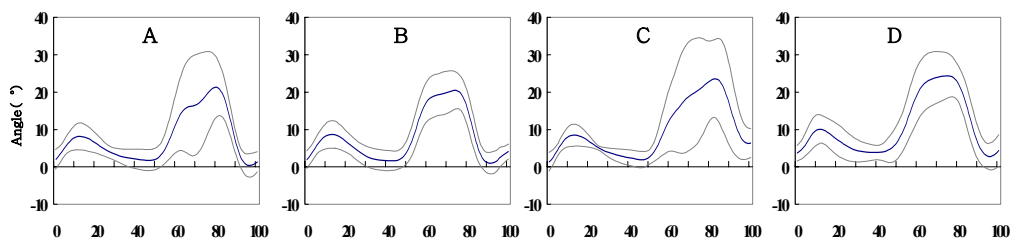
(a)



(b)



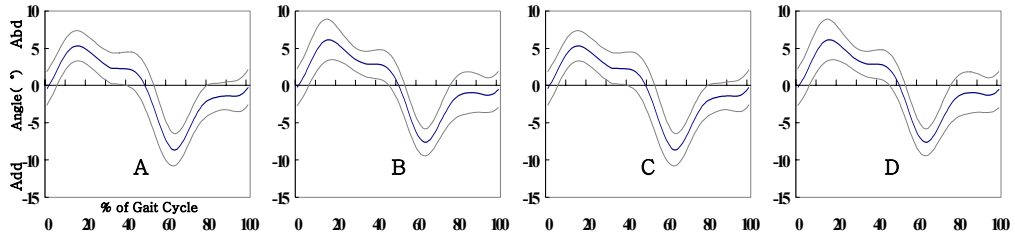
(c)



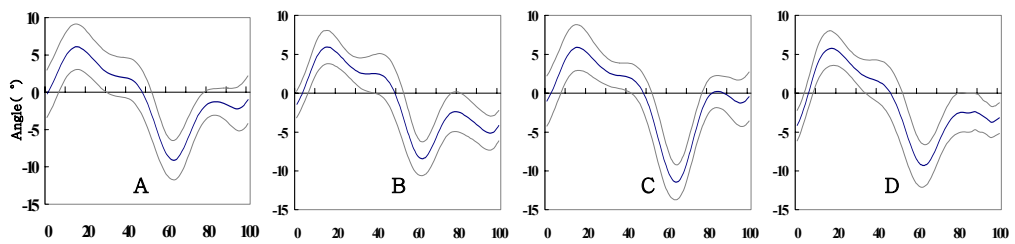
(d)

그림 3.13 무릎관절 내반/외반

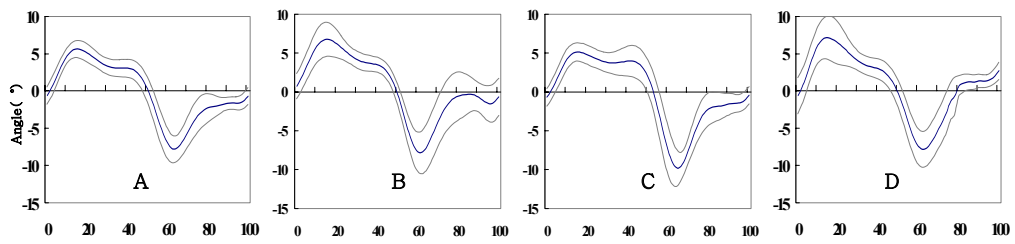
(a) 평지보행, (b) 헛디딤 인식보행 I, (c) 헛디딤 인식보행 II, (d) 헛디딤 보행



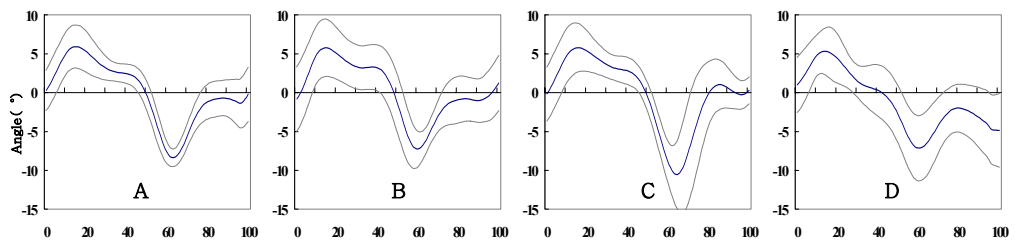
(a)



(b)



(c)



(d)

그림 3.14 엉덩관절 내전/외전

(a) 평지보행, (b) 헛디딤 인식보행 I, (c) 헛디딤 인식보행 II, (d) 헛디딤 보행

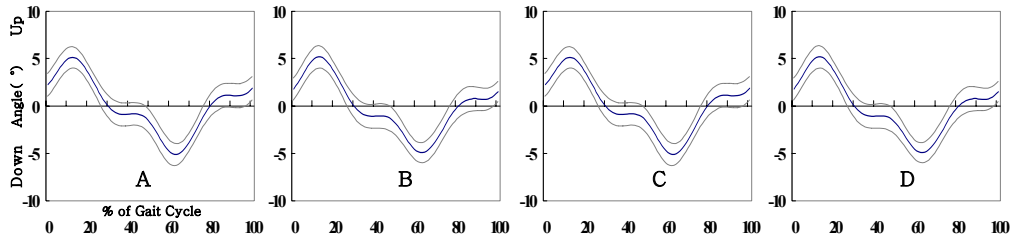
그림 3.15는 평지보행, 헛디딤 인식보행 I 과 II, 헛디딤 보행에서 활보 A, B, C, D에 따른 골반 경사(obliquity)를 나타낸 것이다. 그림에서 각도가 증가하는 경우 골반의 들어올림(up), 각도가 감소하는 경우 골반의 낮춤(down)을 의미한다. 평지보행에서 골반 경사는 두 하지에서 대칭적으로 발생하며 정점은 반대쪽 발의 발가락들림기에서 나타난다. 골반의 들어올림은 동측의 하지를 짧게 하여 충격완화를 위한 움직임이며 단하지지지기동안 골반은 낮추어져 발가락들림기에서 경사저점이 발생하였다. 이후 유각기동안 다시 골반의 들어올림이 발생한다.

활보 A에서, 모든 보행의 경우 유사한 움직임을 보였다. 활보 B에서, 헛디딤 인식보행 I 과 II의 경우, 평지보행과 유사하였으나, 헛디딤 보행의 경우 말기유각기동안 골반을 지속적으로 들어올렸다. 활보 C에서, 헛디딤 인식보행 I의 경우, 유각기동안 평지보행과 비교하여 초기접지 직전 골반을 들어올린 상태로 지면과 닿았으며 헛디딤 인식보행 II의 경우, 전유각기동안 골반의 경사 움직임이 크게 발생하였다. 한편 헛디딤 보행의 경우, 유각기동안 골반을 크게 들어올렸다. 활보 D에서, 헛디딤 보행의 경우, 골반을 들어올린 상태로 지면과 닿았으며 중간입각기 동안 골반의 가동범위가 크게 나타났다. 말기입각기에서 골반 움직임은 감소하였으며 유각기동안 높이 들어올림을 확인하였다.

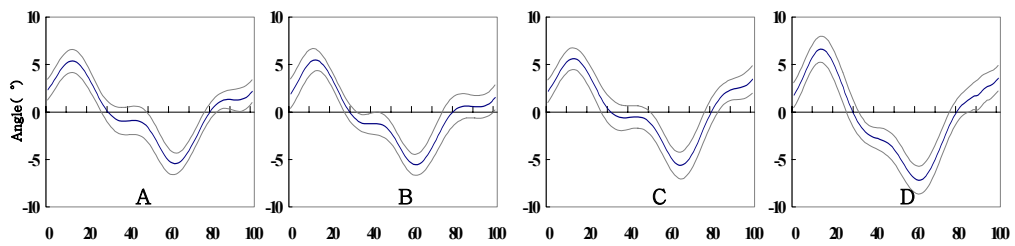
3.2.3 횡단면

그림 3.16은 평지보행, 헛디딤 인식보행 I 과 II, 헛디딤 보행에 따라 횡단면에서 관찰한 발목관절의 움직임이다. 각도가 증가하면 내번(inversion), 각도가 감소하면 외번(eversion)을 의미한다. 평지보행의 경우, 발목관절은 하중수용기동안 외번하였으며 이후 입각기동안 내번하였다. 중간유각기에 외번하며 말기유각기에서 내번하였다. 초기접지 직전에 외번하여 안정적으로 지면과 닿았다.

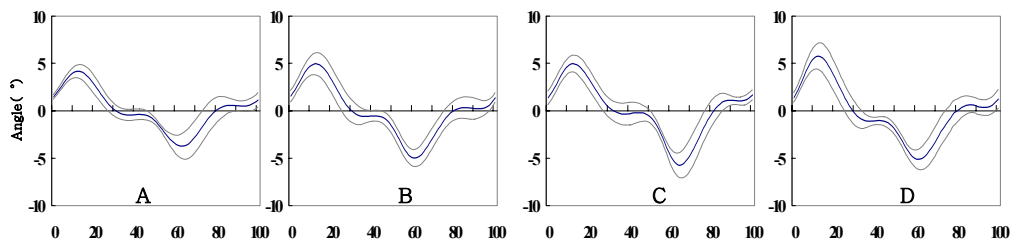
활보 A에서, 평지보행, 헛디딤 인식보행 I 과 II, 헛디딤 보행의 경우 유사한 발목관절 움직임을 보였다. 활보 B에서, 헛디딤 인식보행 I 과 II의 경우, 평지보행과 유사한 경향을 보였으며 헛디딤 보행은 하강된 지면에 닿기 전까지 말기유각기에서 발목관절 외번이 일정하게 증가하였다.



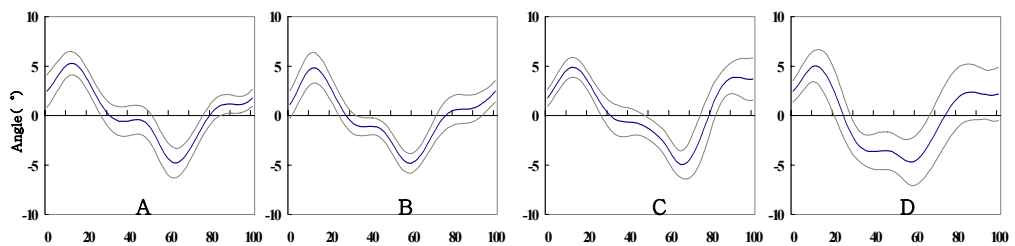
(a)



(b)



(c)



(d)

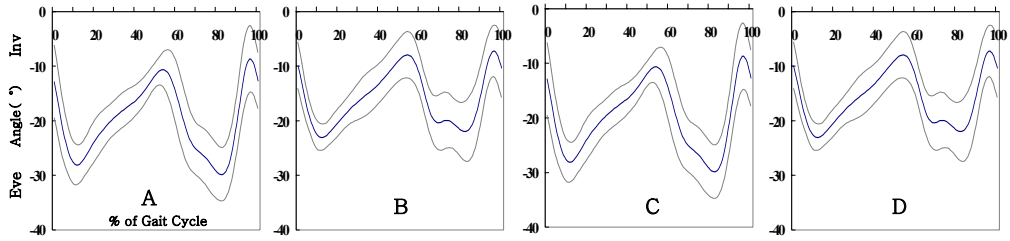
그림 3.15 골반 경사

(a) 평지보행, (b) 헛디딤 인식보행 I, (c) 헛디딤 인식보행 II, (d) 헛디딤 보행

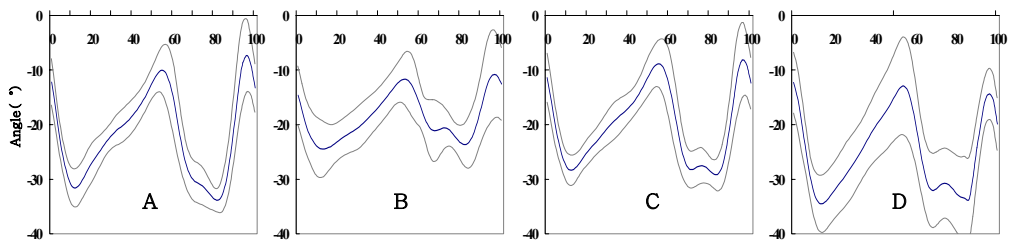
활보 C에서, 헛디딤 인식보행 I의 경우, 유각기 초기에 발목관절 외변이 감소한 반면, 헛디딤 인식보행 II의 경우는 평지보행과 유사하였다. 한편 헛디딤 보행의 경우 유각기동안 피실험자에 따라 다양한 발목관절의 움직임을 보였다. 활보 D에서, 헛디딤 인식보행 I의 경우, 하강된 지면을 내려온 이후 하중수용기와 유각기동안 평지보행과 헛디딤 인식보행 II에 비해 발목관절이 크게 외변한 반면, 헛디딤 인식보행 II의 경우 유각기동안 발목 외변이 감소하였다. 한편 헛디딤 보행의 경우 초기접지 시에 발목관절이 외변된 상태로 지면과 닿았으며 발목 최대내변 정점이 증가하였다.

그림 3.17은 평지보행, 헛디딤 인식보행 I과 II, 헛디딤 보행에 따른 무릎관절의 움직임을 보여준다. 각도가 증가하면 내회전, 각도가 감소하면 외회전을 의미한다. 평지보행의 경우 한 보행주기에서 두 개의 주요 정점이 나타나며 초기 정점은 반대쪽 발의 발가락들림기, 두 번째 정점은 유각기 초기에 발생하였다.

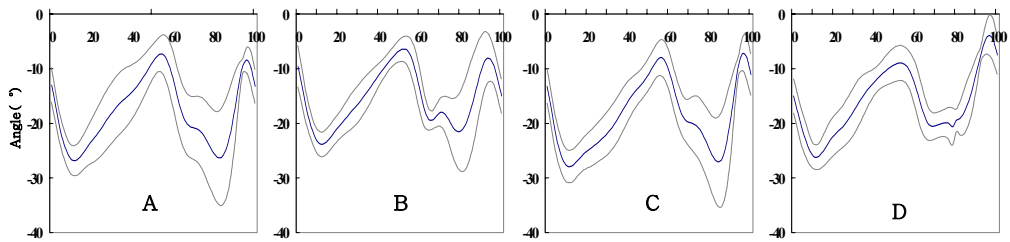
활보 A에서 평지보행, 헛디딤 인식보행 I과 II, 헛디딤 보행의 경우, 모두 유사한 무릎관절 움직임을 보였다. 활보 B에서, 헛디딤 인식보행 I과 헛디딤 보행의 경우, 평지보행과 무릎관절의 움직임을 유사하나, 헛디딤 인식보행 II의 경우 무릎관절의 두 번째 정점이 감소하였다. 활보 C에서, 헛디딤 인식보행 I과 II의 경우, 평지보행에 비해 무릎관절의 두 번째 정점이 증가하였으며 헛디딤 보행의 경우, 헛디딤 인식보행과 비교하여 무릎관절의 두 번째 정점이 더 크게 증가하였다. 활보 D에서, 헛디딤 인식보행 I의 경우, 하중수용기동안 무릎관절 내회전이 감소하였으며 헛디딤 인식보행 II의 경우 무릎관절의 두 번째 정점이 감소하였다. 헛디딤 보행은 무릎관절의 초기 정점이 감소하였으며 이후 입각기동안 무릎관절의 외회전 가동범위가 감소하였다.



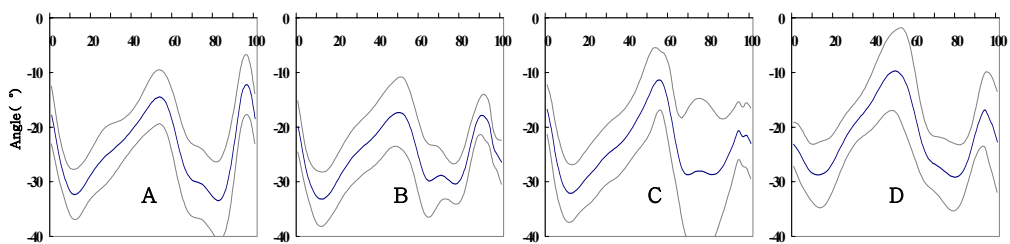
(a)



(b)



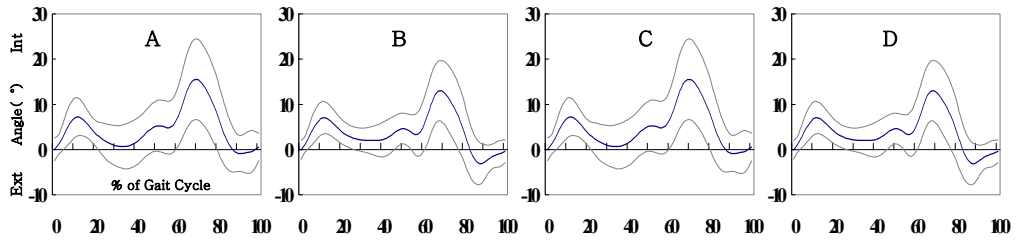
(c)



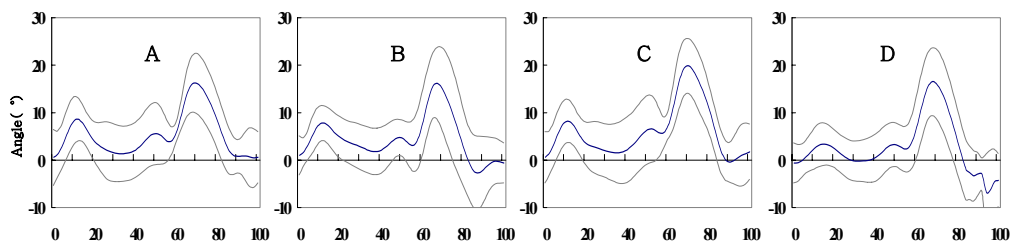
(d)

그림 3.16 발목관절 내번/외번

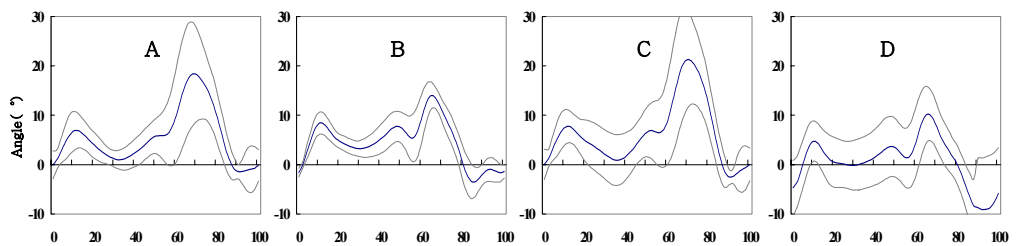
(a) 평지보행, (b) 헛디딤 인식보행 I, (c) 헛디딤 인식보행 II, (d) 헛디딤 보행



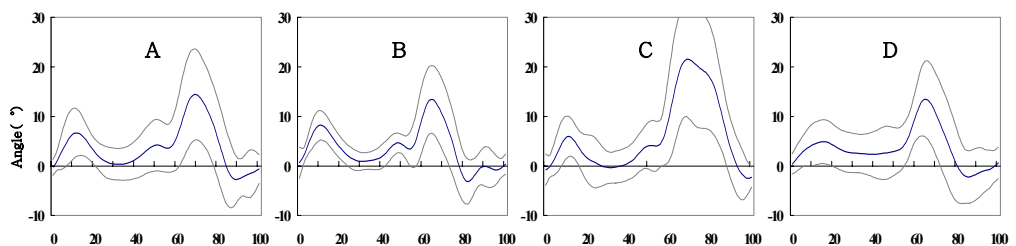
(a)



(b)



(c)



(d)

그림 3.17 무릎관절 내회전/외회전

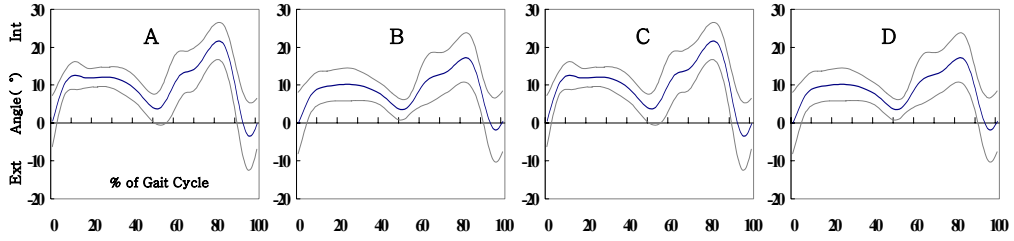
(a) 평지보행, (b) 헛디딤 인식보행 I, (c) 헛디딤 인식보행 II, (d) 헛디딤 보행

그림 3.18은 평지보행, 헛디딤 인식보행 I 과 II, 헛디딤 보행에 따른 엉덩관절의 운동각도를 활보 A, B, C, D에 따라 보여주며 양의 각도는 내회전을 나타낸다.

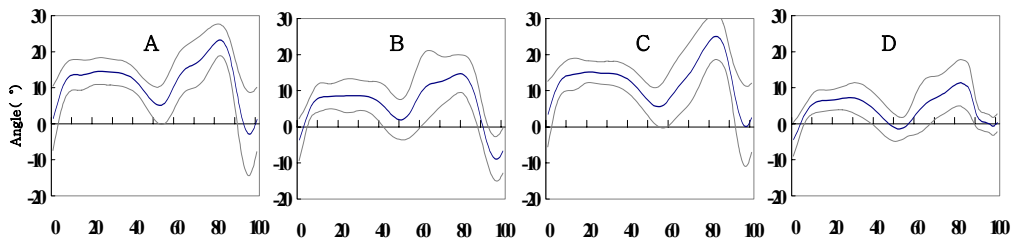
평지보행의 경우, 엉덩관절은 입각기 초기에 내회전하며 단하지지지기동안 외회전하고, 유각기동안 내회전 후 외회전하였다. 초기접지 직전에 안정적인 보행을 위해 내회전하였다. 활보 A와 D에서, 평지보행, 헛디딤 인식보행 I 과 II, 헛디딤 보행의 경우 유사한 움직임을 보였다. 활보 B에서, 헛디딤 인식보행 I 의 경우, 평지보행에 비해 엉덩관절은 유각기동안 내회전이 감소하였으며 외회전은 증가하였다. 한편 헛디딤 보행은 말기유각기에 내회전이 증가하였다. 활보 C에서, 헛디딤 인식보행 I 과 II 의 경우 평지보행과 유사한 엉덩관절 움직임을 보인 반면, 헛디딤 보행의 경우는 말기유각기동안 엉덩관절 외회전이 감소하였다.

그림 3.19는 평지보행, 헛디딤 인식보행 I 과 II, 헛디딤 보행에서 골반 회전(rotation)을 활보 A, B, C, D에 따라 보여준다. 각도가 증가하면 내회전, 감소하면 외회전을 의미한다. 평지보행에서 골반 회전은 초기접지기에서 정점을 이루며 반대쪽 발의 초기접지기에서 저점을 보인다. 시상면의 엉덩관절 움직임과 유사함을 보이며 골반 회전과 엉덩관절의 골곡은 하지를 길게 하고 체중심이 과도하게 떨어짐을 방지하며 무게중심의 수직이동을 부드럽게 한다.

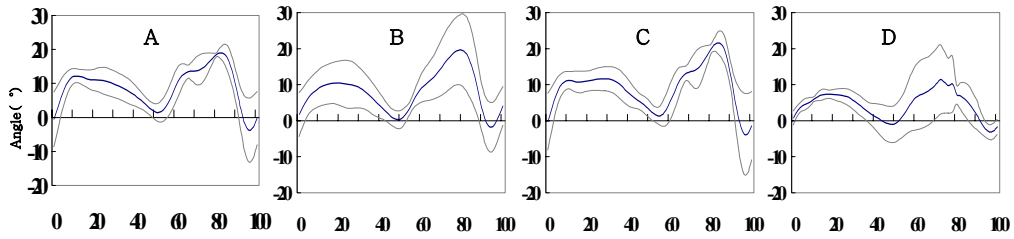
활보 A에서, 모든 보행의 경우 유사한 골반 움직임이 나타났다. 활보 B에서, 지면이 하강하였으므로 헛디딤 인식보행 I 과 II, 헛디딤 보행의 경우 모두 평지보행에 비해 말기유각기에서 내회전이 증가하였다. 따라서 활보 C에서, 헛디딤 인식보행 I 과 II 의 경우, 반대발의 초기접지기가 지연됨에 따라 말기입각기동안 외회전이 증가하였다. 반면, 헛디딤 보행의 경우 유각기동안 골반의 내회전이 증가하였다. 활보 D에서, 헛디딤 인식보행 I 과 II, 헛디딤 보행의 경우 평소의 골반 움직임을 보여주었다.



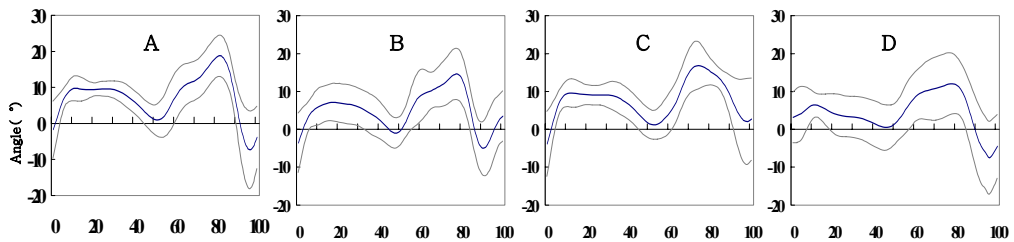
(a)



(b)



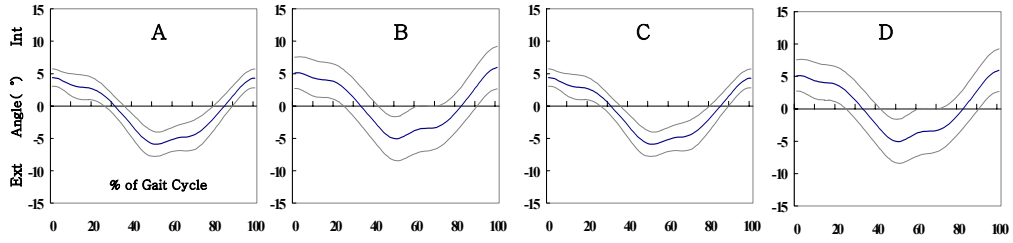
(c)



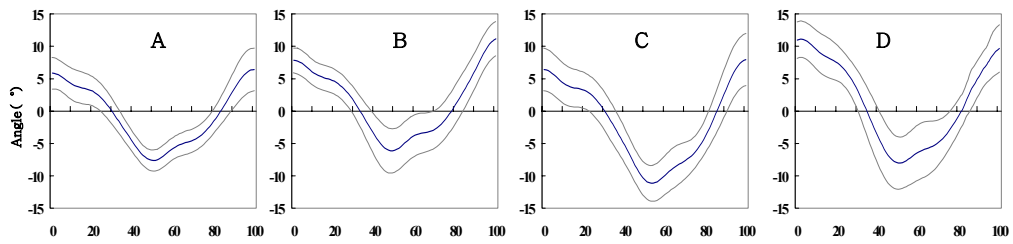
(d)

그림 3.18 엉덩관절 내회전/외회전

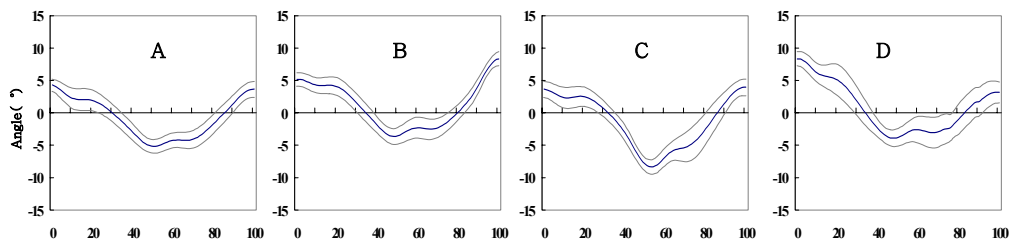
(a) 평지보행, (b) 헛디딤 인식보행 I, (c) 헛디딤 인식보행 II, (d) 헛디딤 보행



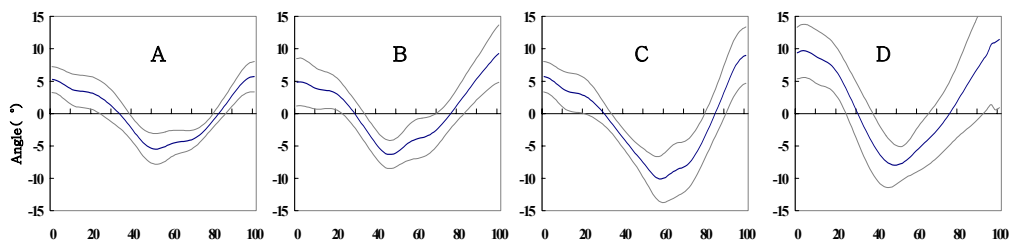
(a)



(b)



(c)



(d)

그림 3.19 골반 회전

(a) 평지보행, (b) 헛디딤 인식보행 I, (c) 헛디딤 인식보행 II, (d) 헛디딤 보행

3.3 지면반발력

3.3.1 수직 방향

그림 3.20은 평지보행, 헛디딤 인식보행 I 과 II, 헛디딤 보행에서 수직 방향의 지면반발력을 보여준다. 그림에서 V1, V2, V3, V4는 각각 초기접지 직후, 하중수용기 직후, 중간입각기, 반대발 초기접지 직후를 의미하는 것으로 특성을 비교하기 위한 특징점으로 정의하였다. 평지보행에서 수직 지면반발력은 초기접지 직후에 V1이 발생한다. 보행 중에 하중수용기 직후와 반대발 초기접지 직후에 두 번의 정점이 발생한다. V2는 하중수용기동안 반대발로부터 체중심이 이동하여 발생하는 정점으로 제동력이라고 한다. V4는 다른 곳으로 이동하기 위해 하지를 들어올리기 위해 지면을 밀어주어 발생하는 힘으로 추진력이라고 한다.

FP1에서, 헛디딤 인식보행 I 과 II, 헛디딤 보행의 경우 평지보행과 유사한 결과를 보여준다. FP2에서, 헛디딤 인식보행 I 과 II의 경우 하강된 지면을 내려가기 위해서 V4의 정점이 감소하였으나 헛디딤 보행의 경우는 평지보행과 유사하였다. FP3에서, 헛디딤 인식보행 I 의 경우, 지면과 발 앞부분으로 닿아 V1의 정점이 늦게 발생하였으며 V2의 정점이 증가하였다. V2의 증가는 하강된 지면을 내려오면서 발생한 결과이다. 반면 헛디딤 인식보행 II의 경우 초기접지 순간 V1의 정점이 크게 증가하여 큰 충격이 발생하였다. 이후 V2의 정점이 증가하며 V4의 정점이 감소하였다. 한편 헛디딤 보행의 경우, 하강된 지면을 인식하지 못하여 발바닥 전체로 지면과 닿아 초기접지 직후 V1의 정점이 크게 발생하였다. 하중수용기 동안 큰 충격량이 발생하여 V2의 정점이 크게 나타났으며 V4의 정점이 감소하였다. FP4에서, 헛디딤 인식보행 II의 경우 V1의 정점이 증가하였으며, V4의 정점은 감소하였다. 또한 헛디딤 보행에서는 평지보행에 비해 제동력이 증가하고 추진력이 감소하였다.

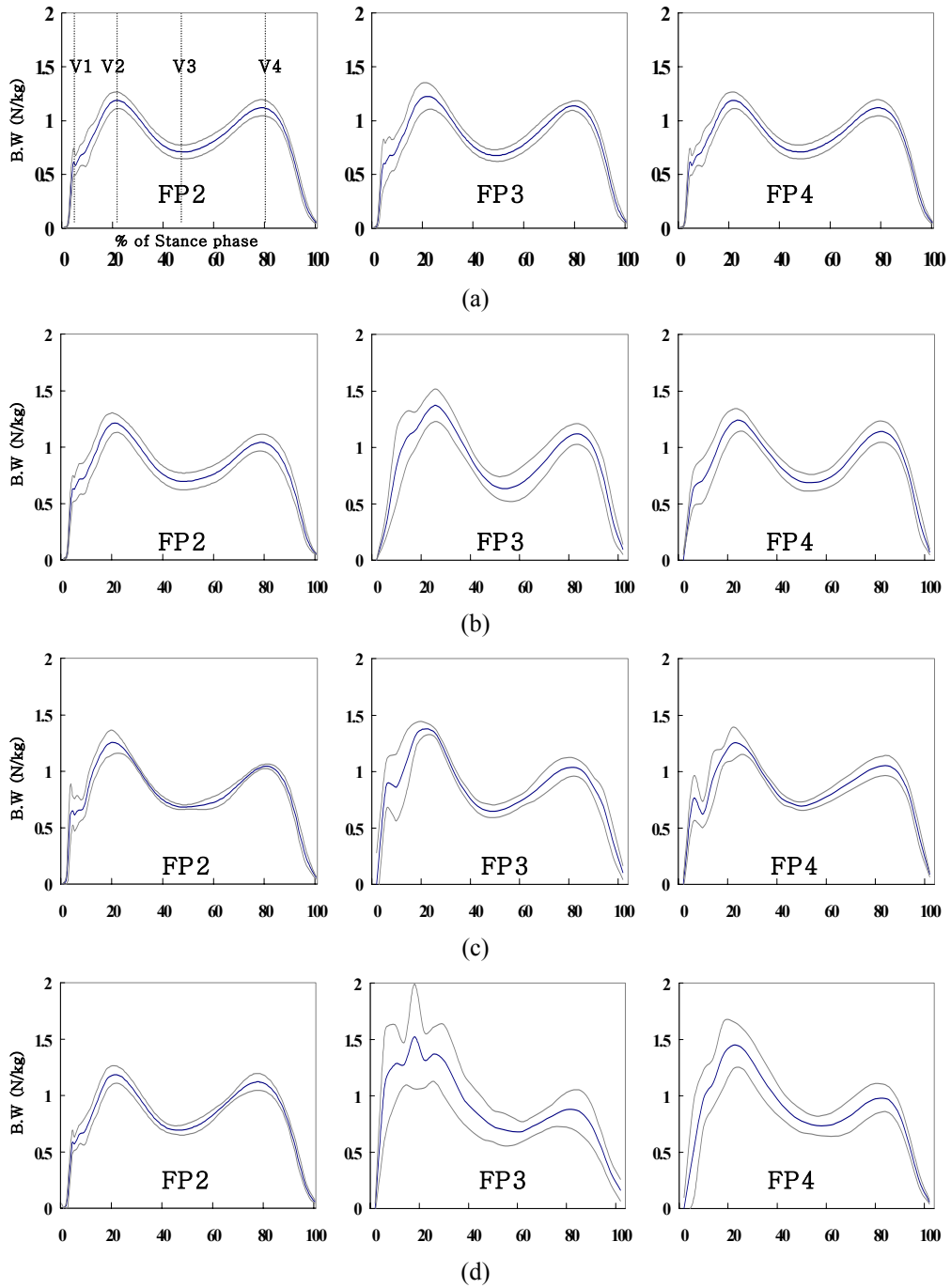


그림 3.20 수직 방향 지면반발력

(a) 평지보행, (b) 헛디딤 인식보행 I, (c) 헛디딤 인식보행 II, (d) 헛디딤 보행

3.3.2 전후 방향

그림 3.21은 전후 방향의 지면반발력을 평지보행, 헛디딤 인식보행 I 과 II, 헛디딤 보행에 따라 보여준 것이다. 그림에서 AP1, AP2, AP3는 각각 초기접지 직후, 하중수용기 직후와 반대발의 초기접지 직후에 해당한다.

평지보행에서 초기접지 직후 AP1의 정점이 발생하고 하중수용기 직후 AP2의 정점이 발생한다. 중간입각기에서 전단력은 영이 되고 이후 전방의 전단력이 나타난다. 이후 반대쪽 발의 초기접지기에서 AP3의 정점이 발생하여 이후 전유각기동안 반대쪽 발로 체중심이 이동하여 힘이 감소한다.

FP1에서, 헛디딤 인식보행 I 과 II, 헛디딤 보행의 경우 평지보행과 유사하였다. FP2에서, 헛디딤 인식보행 I 의 경우 평지보행과 유사한 반면 헛디딤 인식보행 II의 경우는 AP2, AP3의 정점이 증가하였다. 한편 헛디딤 보행의 경우, 반대발에서 헛디딤이 발생하여 전유각기동안 서서히 감소되었다. FP3에서, 헛디딤 인식보행 I 의 경우, 하강된 지면을 내려온 이후 AP2의 정점이 커짐을 확인하였다. 한편 헛디딤 인식보행 II의 경우, 초기접지 시에 발뒤꿈치로 지면과 닿아 큰 충격이 발생하여 AP1과 AP2의 정점이 증가하였다. 헛디딤 보행의 경우, AP1과 AP2의 정점이 평지보행과 헛디딤 인식보행에 비해 크게 증가하며 AP3의 정점이 감소하였다. FP4에서, 헛디딤 인식보행 I 과 II의 경우 평지보행과 유사하였으나 헛디딤 보행의 경우 피실험자에 따라 다양한 운동특성에 의해 전후 방향 지면반발력의 편차가 크게 나타났다.

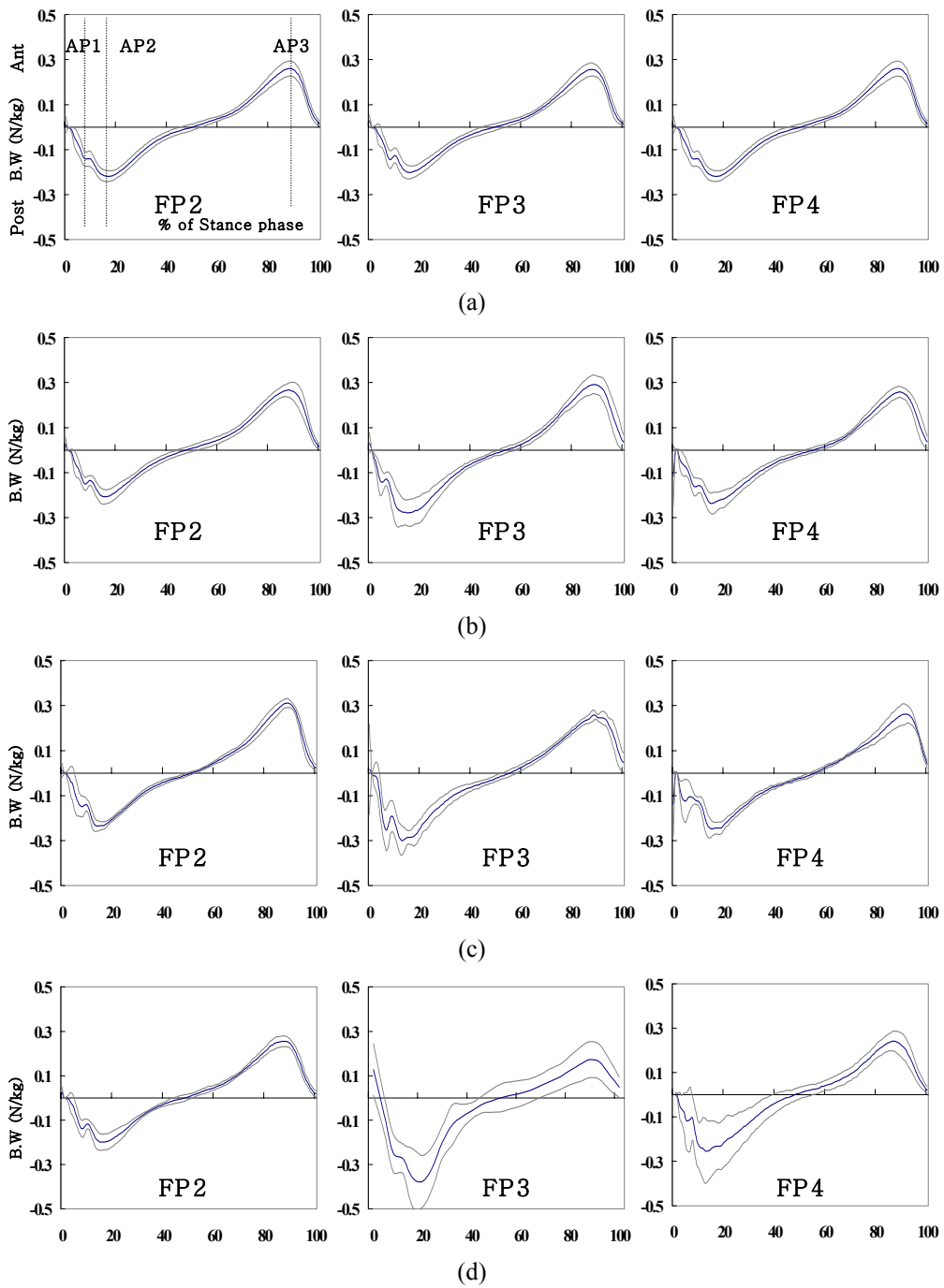


그림 3.21. 전후 방향 지면반발력

(a) 평지보행, (b) 헛디딤 인식보행 I, (c) 헛디딤 인식보행 II, (d) 헛디딤 보행

3.3.3 내외 방향

그림 3.22는 내외 방향의 지면반발력을 평지보행, 헛디딤 인식보행 I 과 II, 헛디딤 보행에 따라 보여준다. 그림에서 ML1, ML2, ML3, ML4, ML5의 정점은 각각 초기접지 직후, 반대발의 발가락들림기, 중간입각기, 반대발의 초기접지 직후, 발가락들림 직전 등에 발생하는 특징점이다.

평지보행에서 초기 접지 순간 외측으로 힘이 발생한 후 하중수용기에서 빠르게 내측으로 힘이 발생하였다. 단하지지지기동안 내측으로 일정한 전단력이 발생하였다. 중간입각기에서 ML3의 정점을 가지며 전유각기에서 외측으로 힘이 발생하고 발가락들림 직전에 내측으로 전단력이 발생하여 ML5의 정점이 나타난다.

FP1에서, 평지보행, 헛디딤 인식보행 I 과 II, 헛디딤 보행의 경우 서로 유사하였다. FP2에서, 헛디딤 인식보행 II의 경우, 평지보행에 비해 중간입각기에 외측으로 지면반발력이 크게 발생하였다. FP3에서, 헛디딤 인식보행 I의 경우, 발 앞부분으로 지면과 닿은 후 내측 방향의 지면반발력이 발생하여 평지보행, 헛디딤 인식보행 II, 헛디딤 보행의 경우와 다른 경향을 보여 ML4의 정점이 감소하였다. 반면 헛디딤 인식보행 II에서는 ML1의 정점이 증가하였으며, 헛디딤 보행에서는 ML1의 정점이 크게 증가하였으며 단하지지지기동안 외측 방향으로 지면반발력이 지속적으로 발생하였다. FP4에서 헛디딤 인식보행 I 과 II의 경우, 평지보행과 유사하였으나 헛디딤 보행의 경우 평지보행과 헛디딤 인식보행에 비해 입각기 초기에 외측방향의 지면반발력이 오래 유지되어 ML1의 정점이 늦게 발생하였다. 평지보행과 헛디딤 보행의 경우에 비해 중간입각기에서 외측 방향으로 지면반발력이 크게 발생하며 ML4의 정점이 감소하였다.

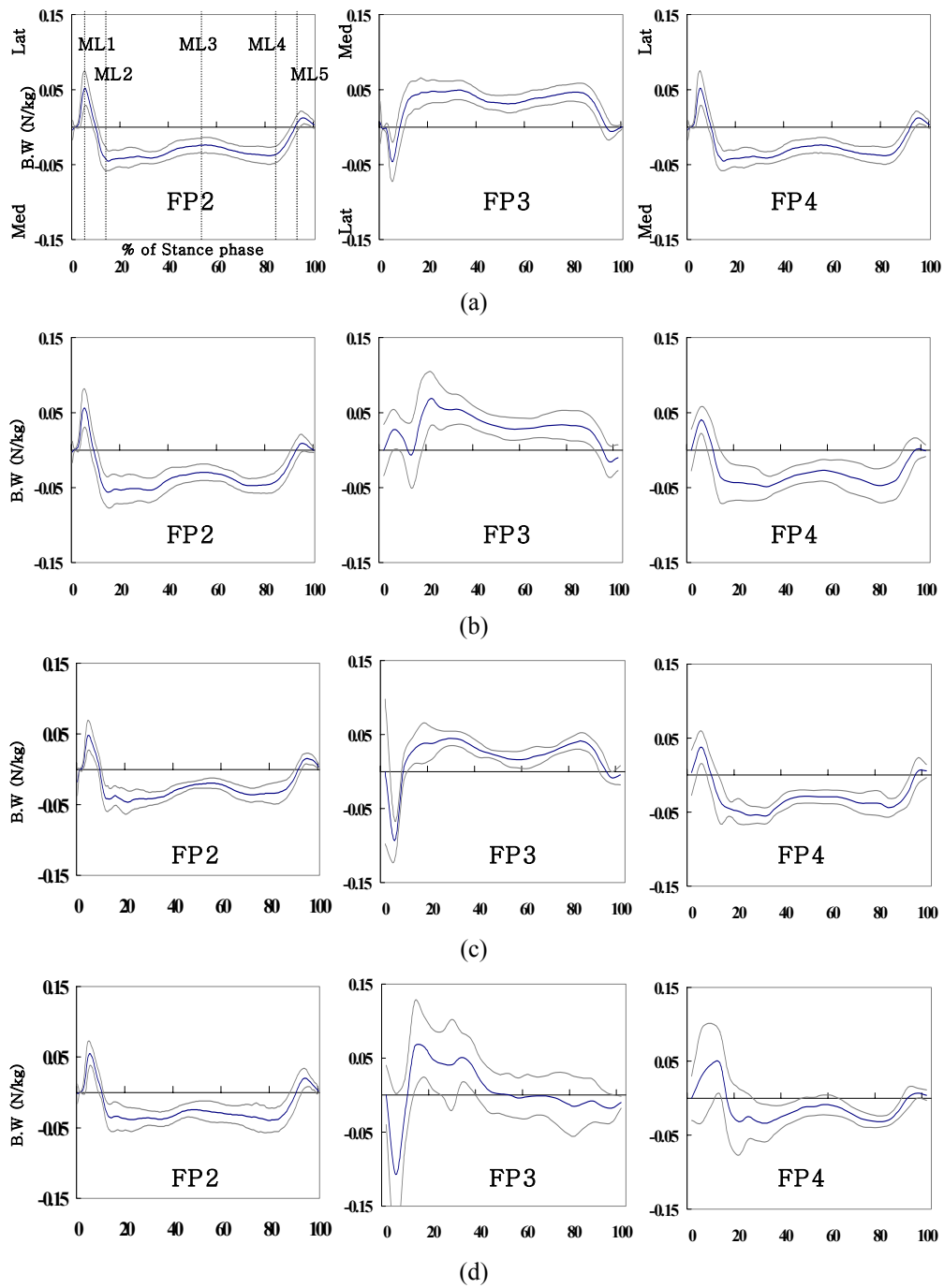


그림 3.22. 내외 방향 지면반발력

(a) 평지보행, (b) 헛디딤 인식보행 I, (c) 헛디딤 인식보행 II, (d) 헛디딤 보행

3.4 근전도

그림 3.23~그림 3.25는 활보에 따라 헛디딤 인식보행 I 과 II, 헛디딤 보행의 근전도 신호이다. 그림에서 점선은 평지보행의 근전도 신호를 나타낸 것이다.

평지보행의 경우 앞정강근은 전유각기 후반부터 수축을 시작하여 유각기동안 지속되며 입각기 초반까지 발목관절의 배굴근으로 작용한다. 가자미근은 하중수용기 이후 근수축을 개시하여 입각기동안 지속된다. 앞정강근은 입각기동안 편심성 수축, 유각기동안 동심성 수축을 한다. 한편 가자미근은 입각기동안 편심성 수축을 하며 전유각기에서 동심성 수축을 하여 지면에서 발을 밀어내는 추진력을 생성한다. 또한 입각기 초기에 넙다리곧은근이 수축하여 초기접지 직전 충격완화를 위해 굴곡된 무릎을 신전시키기 위해 수축하며 편심성 수축으로 에너지를 흡수한다. 유각기 초기에서 넙다리곧은근의 수축에 의해 엉덩관절은 굴곡하고 무릎관절의 굴곡이 제한되며 하지를 들어올린다. 중간유각기동안 특별한 근육의 작용없이 관성으로 이동하며 유각기 말기에서 넙다리두갈래근을 수축하여 유각하지의 이동속도를 줄여 안전하게 지면에 닿도록 한다. 엉덩관절과 관련된 중간볼기근은 말기 유각기부터 중간입각기까지 활성화되며 엉덩관절을 외전한다.

활보 A에 대해서는 헛디딤 인식보행 I 과 II, 헛디딤 보행 모두 평지보행의 근전도 신호와 유사하였다. 활보 B에서, 헛디딤 인식보행 I 의 경우, 말기유각기에서 앞정강근의 활성이 약화되고 가자미근이 활성화되어 평지보행에 비해 발목관절이 저굴하였다. 한편 헛디딤 보행의 경우, 말기유각기에서 헛디딤이 발생한 구간동안 앞정강근과 가자미근이 활성화되었다.

활보 C에서, 헛디딤 인식보행 I 과 II의 경우, 하강된 지면을 인식하고 보행하였으므로 근전도 신호가 평지보행에 비해 진폭의 차이는 보이나 유사한 경향성을 보였다. 반면 헛디딤 보행의 경우, 반대발의 헛디딤으로 인하여 전유각기 이후 앞정강근이 활성화되어 배굴하고 넙다리곧은근, 넙다리두갈래근의 활동으로 무릎관절과 엉덩관절의 움직임이 제어된다. 중간볼기근의 활성화에 의해 엉덩관절이 외전한다.

활보 D에서 헛디딤 인식보행 I의 경우 저굴된 상태로 지면과 닿아 입각기 초기에 앞정강근이 약화되고 가자미근이 활성화되어 에너지가 흡수되었다. 한편 헛디딤 인식보행 II의 경우는 평지보행과 유사한 결과를 보였다. 반면 헛디딤 보행의 경우 헛디딤 이후 입각기 초기에 발목관절에서 에너지가 흡수되나 앞정강근과 가자미근이 모두 활성화되어 헛디딤 인식보행 I에 비해 에너지 흡수가 작았다. 또한 무릎과 엉덩관절이 굴곡되어 넙다리곧은근이 수축된 후 하지가 무너지는 것을 방지하기 위해 넙다리두갈래근이 활성화되었다. 중간볼기근의 수축에 의해 엉덩관절이 외전하였다.

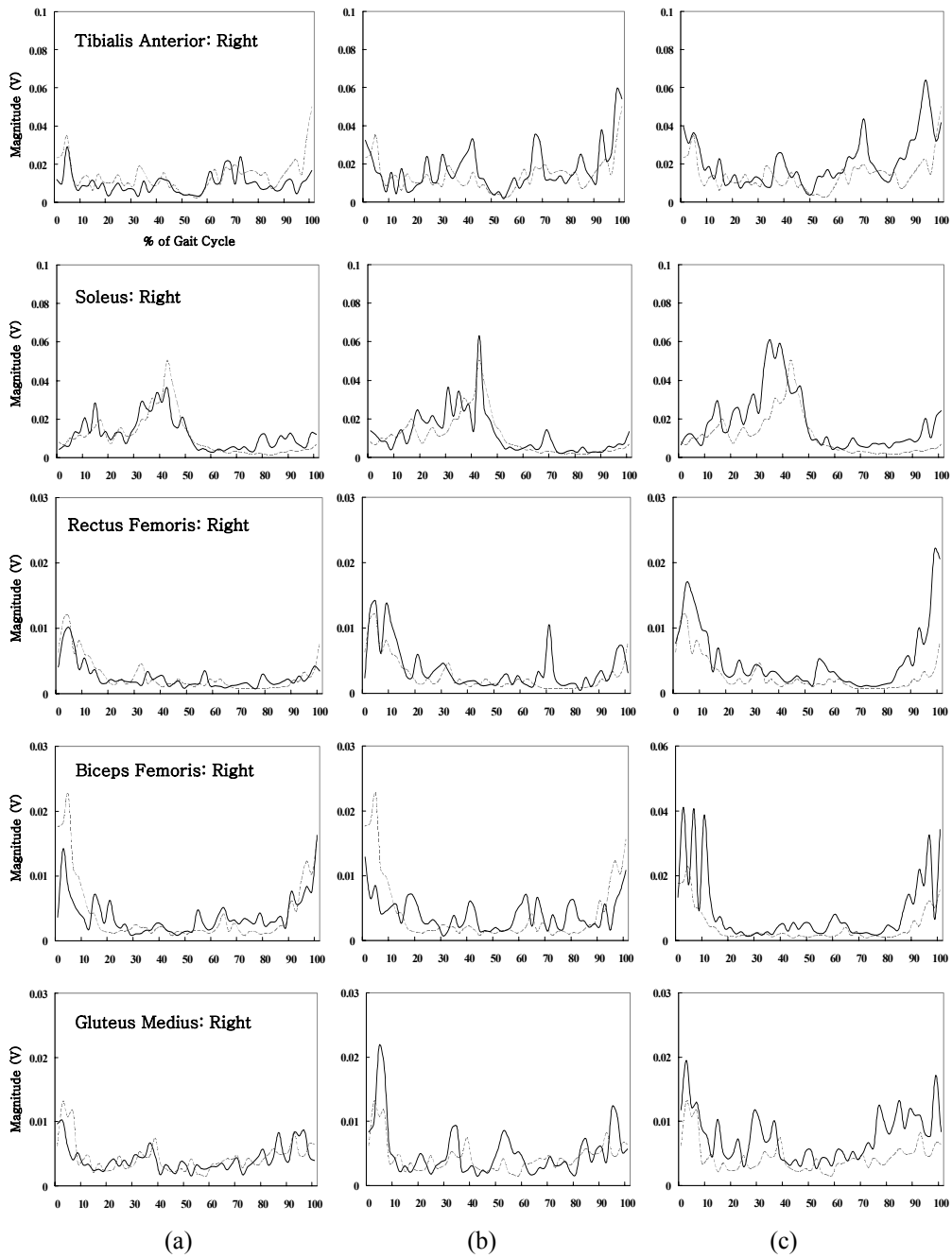
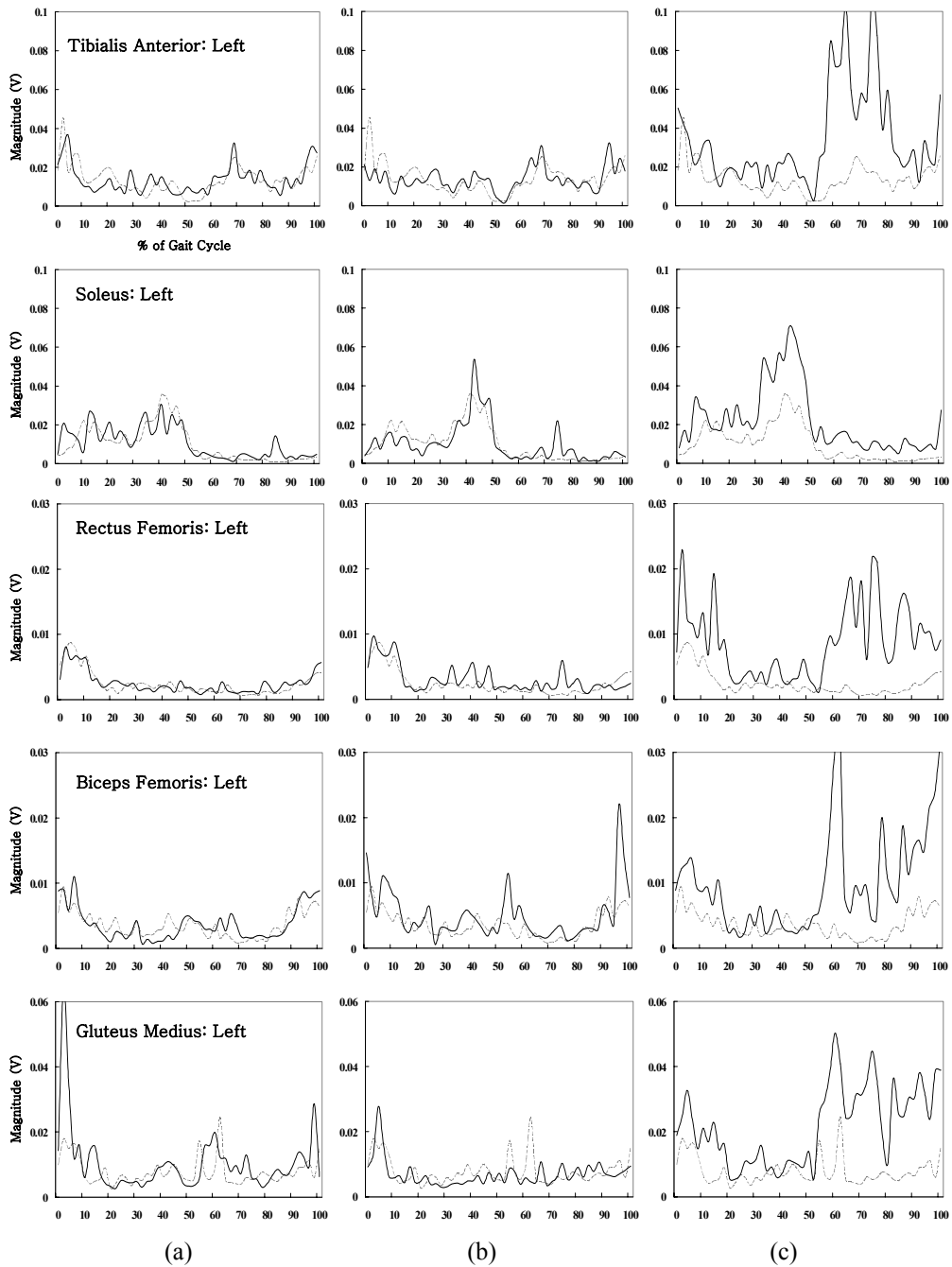


그림 3. 23 보행별 근전도 신호: 활보 B (점선: 평지보행)
 (a) 헛디딤 인식보행 I, (b) 헛디딤 인식보행 II, (c) 헛디딤 보행



(a) (b) (c)
 그림 3. 24 보행별 근전도 신호: 활보 C (점선: 평지보행)
 (a) 헛디딤 인식보행 I, (b) 헛디딤 인식보행 II, (c) 헛디딤 보행

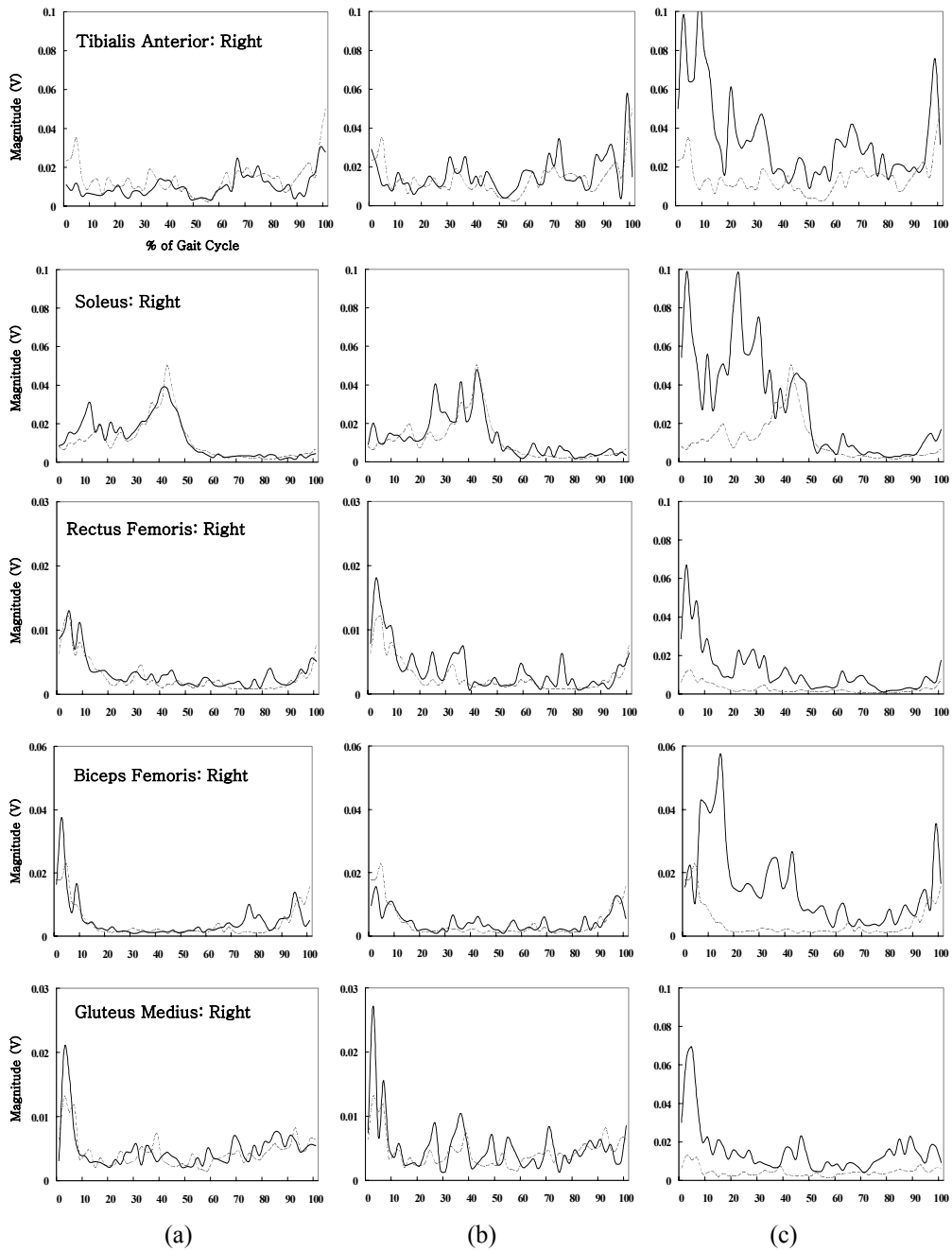


그림 3. 25 보행별 근전도 신호: 활보 D (점선: 평지보행)
 (a) 헛디딤 인식보행 I, (b) 헛디딤 인식보행 II, (c) 헛디딤 보행

3.5 관절모멘트

그림 3.26은 평지보행과 헛디딤 인식보행 I 과 II, 헛디딤 보행에 따른 발목 모멘트(ankle moment)를 활보 B, C, D로 구분하여 보여준다. 그림에서 값이 증가하는 경우 저굴모멘트를 의미한다. 평지보행에서 발목관절은 초기접지 직후 배굴모멘트가 발생하며 반대쪽 발 초기접지 순간에 최대 발목 저굴모멘트가 생성되며 발가락들림기 이후 모멘트는 영이 된다.

활보 B와 C에서, 평지보행, 헛디딤 인식보행 I 과 II, 헛디딤 보행의 경우 모멘트는 모두 유사한 발목 모멘트 경향을 보였다. 활보 D에서, 헛디딤 인식보행 I의 경우, 초기접지 순간 발목 저굴모멘트가 급격히 증가하였으며, 반대쪽 발 초기접지 순간 최대 발목 저굴모멘트가 발생하였다. 반면 헛디딤 인식보행 II의 경우, 평지보행과 유사하게 초기접지 시에 발목 배굴모멘트가 발생하고 반대쪽 발 초기접지기에서 최대 발목 저굴모멘트가 나타났다. 한편 헛디딤 보행의 경우, 입각기 초기에 최대 발목 저굴모멘트가 발생하였으며 반대쪽 발이 지면에 닿은 순간 발목 저굴모멘트는 평지보행과 헛디딤 인식보행에 비해서 감소하였다.

그림 3.27은 평지보행, 헛디딤 인식보행 I 과 II, 헛디딤 보행에 따른 무릎 모멘트(knee moment)를 보여준다. 활보 B, C, D에 따라 구분하여 나타낸 것이며 양의 값은 신전모멘트를 의미한다. 평지보행에서 무릎 모멘트는 초기접지 직후 약간의 굴곡모멘트가 발생하며 이후 하중수용기동안 충격을 흡수하기 위해 무릎이 굴곡하며 신전모멘트가 증가하게 된다. 중간입각기동안 무릎 굴곡모멘트가 발생하며 입각기 전 구간에서 무릎 굴곡모멘트가 유지되는 경우도 있다. 말기입각기에서 다시 무릎은 굴곡되며 신전모멘트가 증가한다. 발가락들림 이후에 발생하는 무릎 굴곡모멘트는 하지를 들어올려 다음 초기접지 지점으로 이동하는 작용을 수행한다. 초기접지 직전에 무릎은 굴곡되며 신전모멘트가 발생하여 지면에 닿는 순간 충격을 완화한다.

활보 B에서, 헛디딤 인식보행 I 과 II의 경우, 평지보행과 유사하였으나 헛디딤 보행의 경우 말기유각기동안 굴곡모멘트가 지속적으로 증가하였다. 활보 D에서,

헛디딤 인식보행 I 과 II의 경우, 초기접지 직후 굴곡모멘트가 발생한 후 평지보행에 비해 큰 신전모멘트가 발생하였다. 한편 헛디딤 보행의 경우, 헛디딤 이후 입각기 초기에 무릎 신전모멘트가 발생하였다.

그림 3.28은 평지보행과 헛디딤 인식보행 I 과 II, 헛디딤 보행의 경우에 따라 엉덩관절 모멘트(hip moment)를 활보 B, C, D로 구분하여 나타낸 것이며 양의 값은 신전모멘트를 의미한다. 초기접지 직후 엉덩관절 신전모멘트가 증가하나 하중수용기동안 굴곡모멘트가 발생하여 말기입각기까지 증가한다. 초기접지 발생하는 엉덩관절 신전모멘트는 체중이 전달되는 동안 에너지 흡수하며 하중수용기 이후 발생하는 굴곡모멘트는 엉덩관절의 신전을 위해 발생한다. 유각기에서 엉덩관절을 굴곡하기 위해 신전모멘트가 증가하며 말기유각기에서 초기접지를 위해 굴곡모멘트가 발생한다.

활보 B에서, 헛디딤 보행의 경우, 하강된 지면을 인식하지 못하여 유각기 말기에서 헛디딤이 발생하여 엉덩관절의 신전이 지속되어 굴곡모멘트가 증가하였다. 활보 C에서, 헛디딤 보행의 경우, 헛디딤 이후 말기유각기에서 신전모멘트의 정점이 감소하였다. 활보 D에서, 헛디딤 보행의 경우, 입각기 초기에 피실험자에 따라 다양한 동작특성을 보여 엉덩관절 모멘트의 편차가 크게 나타났다.

그림 3.29는 평지보행과 헛디딤 인식보행 I 과 II, 헛디딤 보행에 따라 지지모멘트(support moment)를 활보 B, C, D로 구분하여 나타낸 것이며 양의 값은 신전모멘트를 의미한다. 평지보행에서 두 번의 정점을 가진다. 초기 정점은 반대발 발가락들림, 두 번째 정점은 반대발 초기접지기에서 발생한다.

활보 B와 C에서, 헛디딤 인식보행 I 과 II, 헛디딤 보행의 경우 평지보행과 유사하였다. 활보 D에서, 헛디딤 인식보행 I 과 II의 경우, 평지보행에 비해 초기 정점이 크게 나타났으며 헛디딤 보행의 경우는 초기 정점이 증가하였으나 두 번째 정점은 감소하였다.

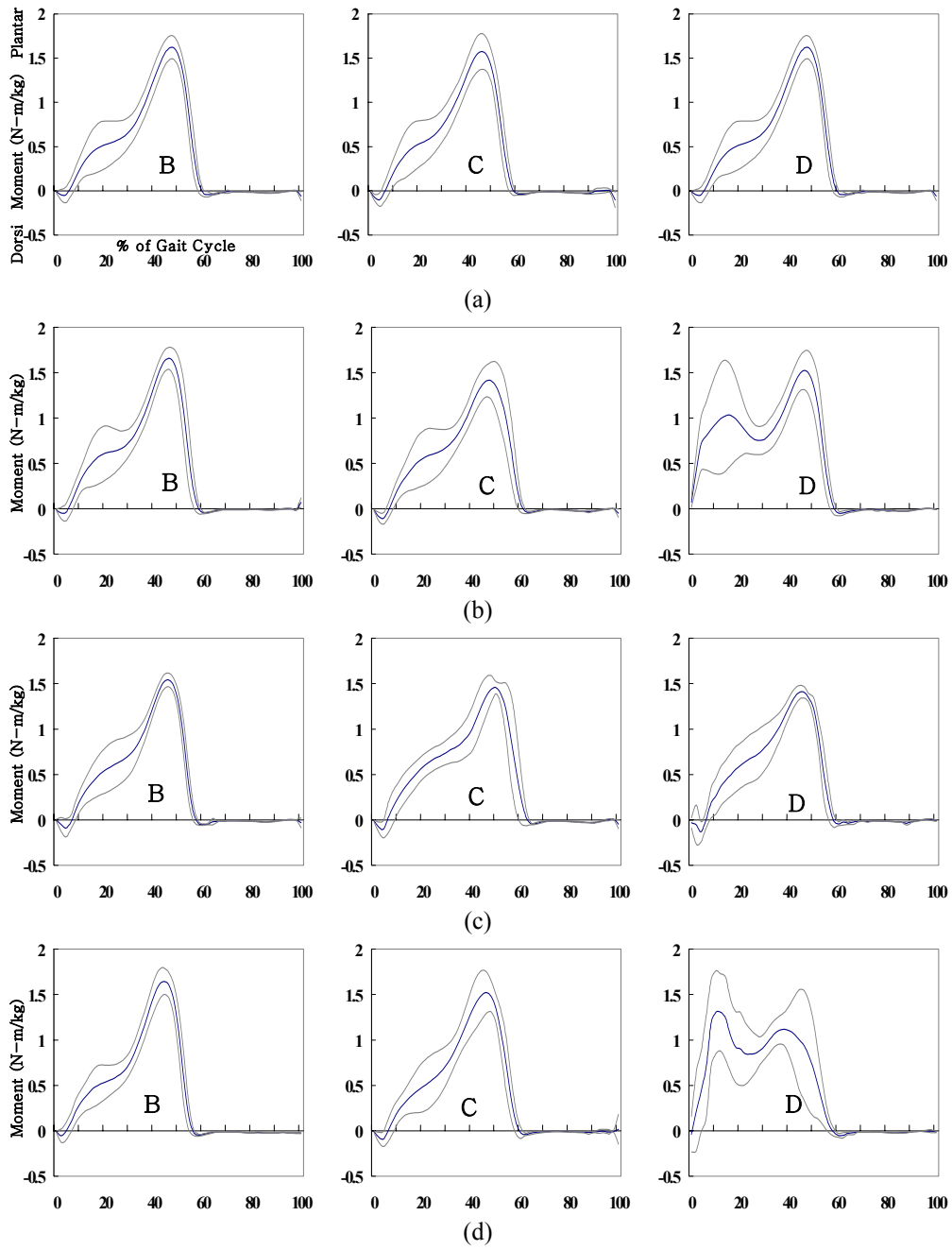


그림 3.26 발목관절 모멘트

(a) 평지보행, (b) 헛디딤 인식보행 I, (c) 헛디딤 인식보행 II, (d) 헛디딤 보행

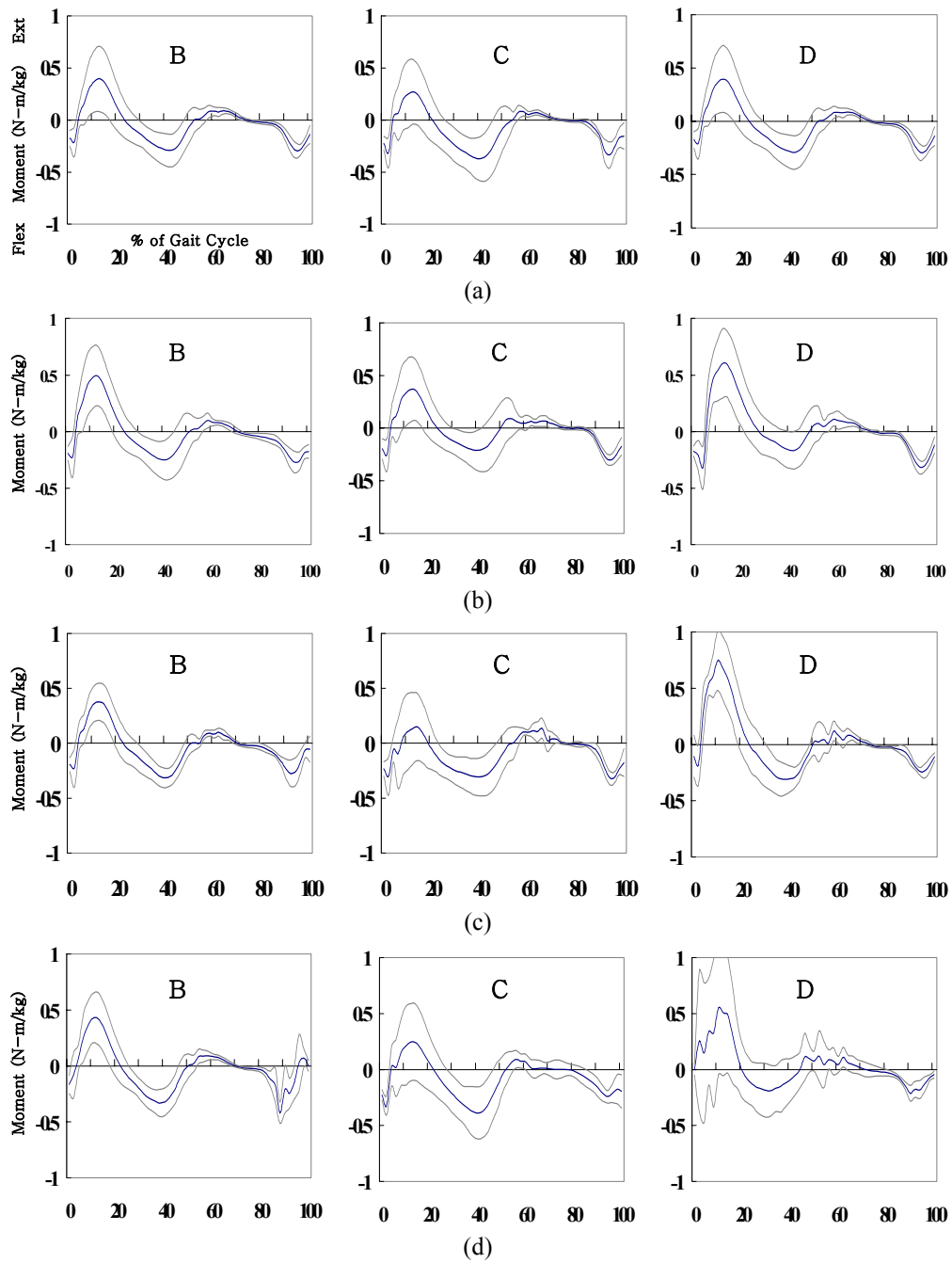


그림 3.27 무릎관절 모멘트

(a) 평지보행, (b) 헛디딤 인식보행 I, (c) 헛디딤 인식보행 II, (d) 헛디딤 보행

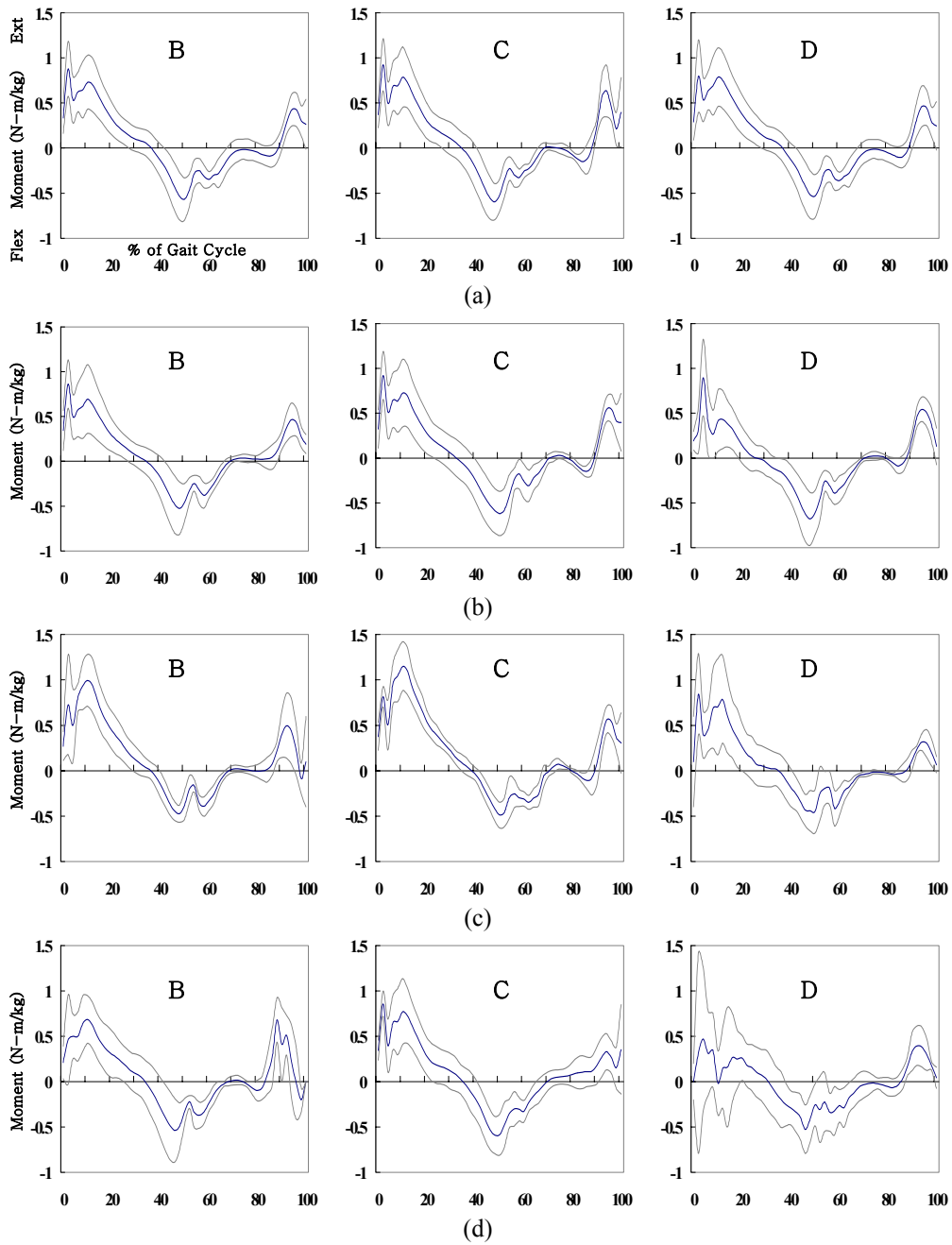


그림 3.28 엉덩관절 모멘트

(a) 평지보행, (b) 헛디딤 인식보행 I, (c) 헛디딤 인식보행 II, (d) 헛디딤 보행

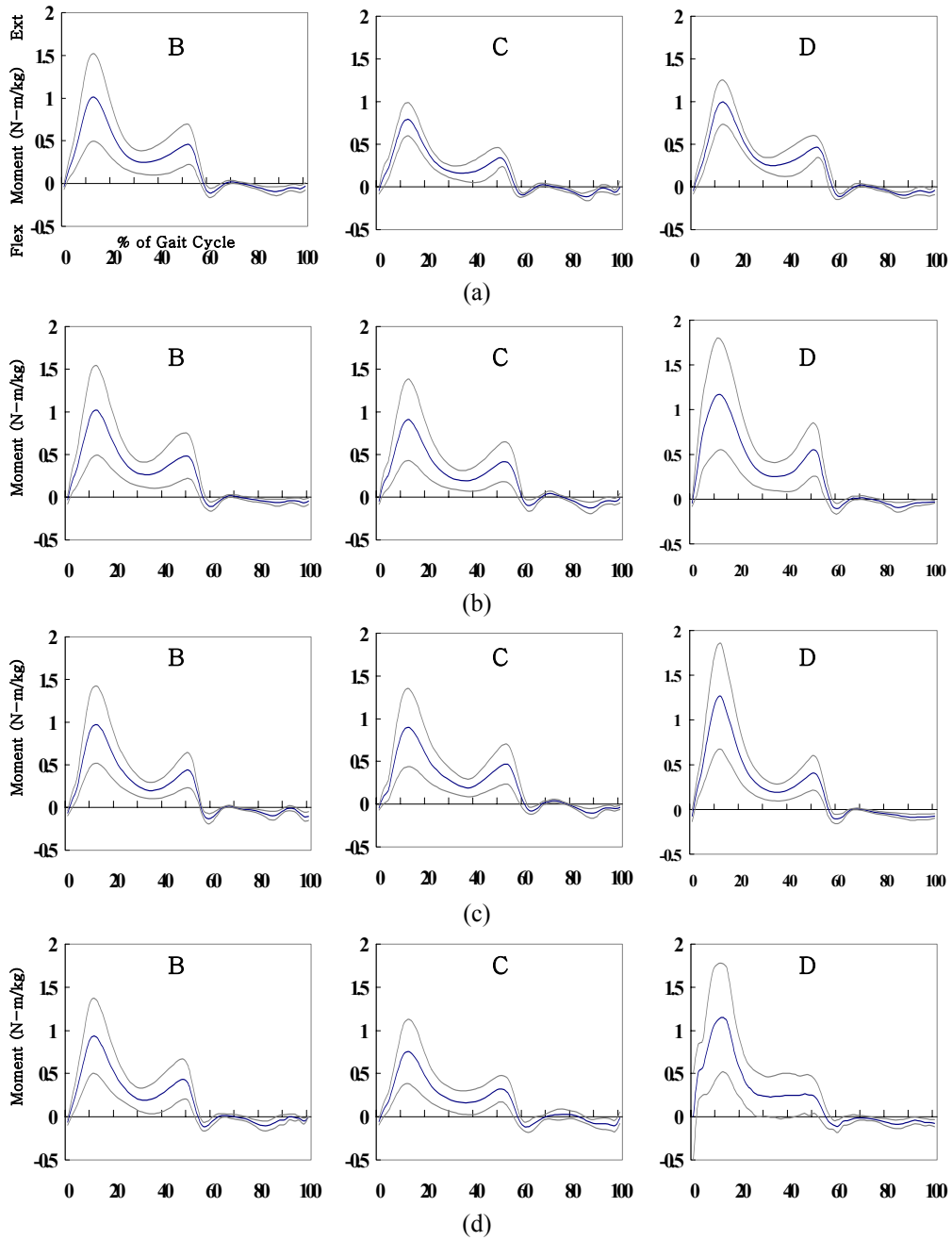


그림 3.29 지지모멘트

(a) 평지보행, (b) 헛디딤 인식보행 I, (c) 헛디딤 인식보행 II, (d) 헛디딤 보행

그림 3.30은 헛디딤 인식보행 I에서 활보의 종류에 따라 발목, 무릎, 엉덩관절의 모멘트와 지지모멘트를 보여준다. 지지모멘트는 발목과 무릎, 엉덩관절 모멘트의 합으로써 정의되며 입각기동안 하지를 지지하는데 중요한 역할을 한다[35]. 하강된 지면을 내려오는 동안 발목, 무릎 및 엉덩관절은 평지보행과 유사한 결과를 보였다. 지면을 내려온 이후 초기접지 순간 발목 저굴모멘트와 무릎 신전모멘트가 증가하였다.

그림 3.31은 헛디딤 인식보행 II의 관절모멘트를 보여준다. 발목 모멘트는 모든 활보에서 평지보행과 유사하였으며 무릎관절은 지면을 내려온 이후 굴곡모멘트가 발생하고 지지모멘트는 초기정점이 증가하였다.

그림 3.32는 헛디딤 보행에서 관절모멘트를 활보에 따라 나타낸 것이다. 발목 모멘트는 헛디딤 이후 입각기 초기에 최대 저굴모멘트가 발생하며 반대발이 지면에 닿는 순간 발생하는 정점의 값은 평지보행과 헛디딤 인식보행 I과 II의 경우에 비해 감소하였다. 무릎 모멘트는 돌발적으로 지면이 하강하여 유각기 말기에 무릎 굴곡모멘트가 지속적으로 증가하며 엉덩 모멘트는 엉덩관절의 신전이 지속됨에 따라 굴곡모멘트가 증가하였다. 헛디딤 이후 무릎 모멘트는 입각기 초기에 신전모멘트가 증가하며 엉덩 모멘트는 유각기동안 신전모멘트가 감소하였다. 지지모멘트는 초기 정점은 증가하였으나 두 번째 정점은 감소하였다.

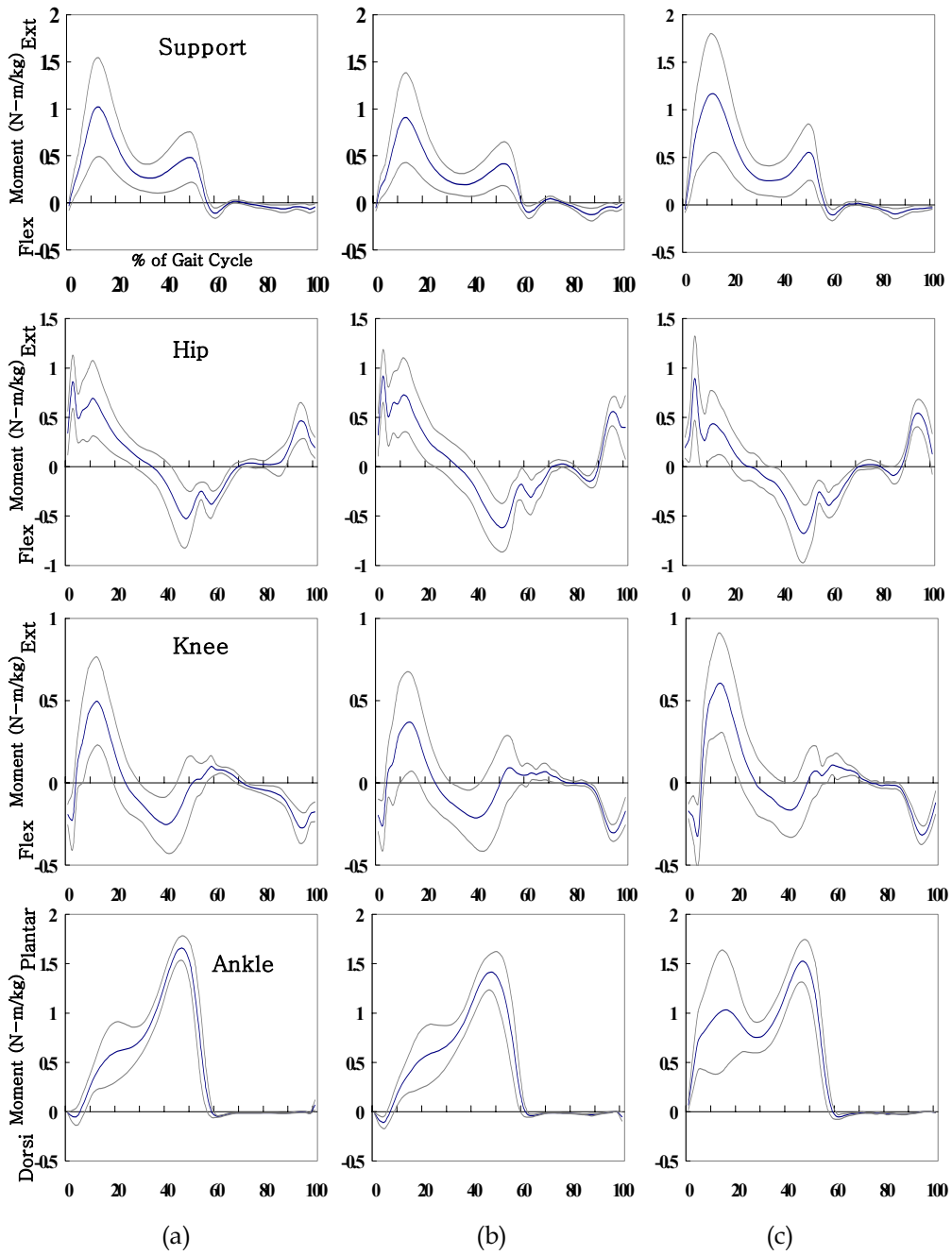


그림 3.30 모멘트: 헛디딤 인식보행 I

(a) 활보 B, (b) 활보 C, (c) 활보 D

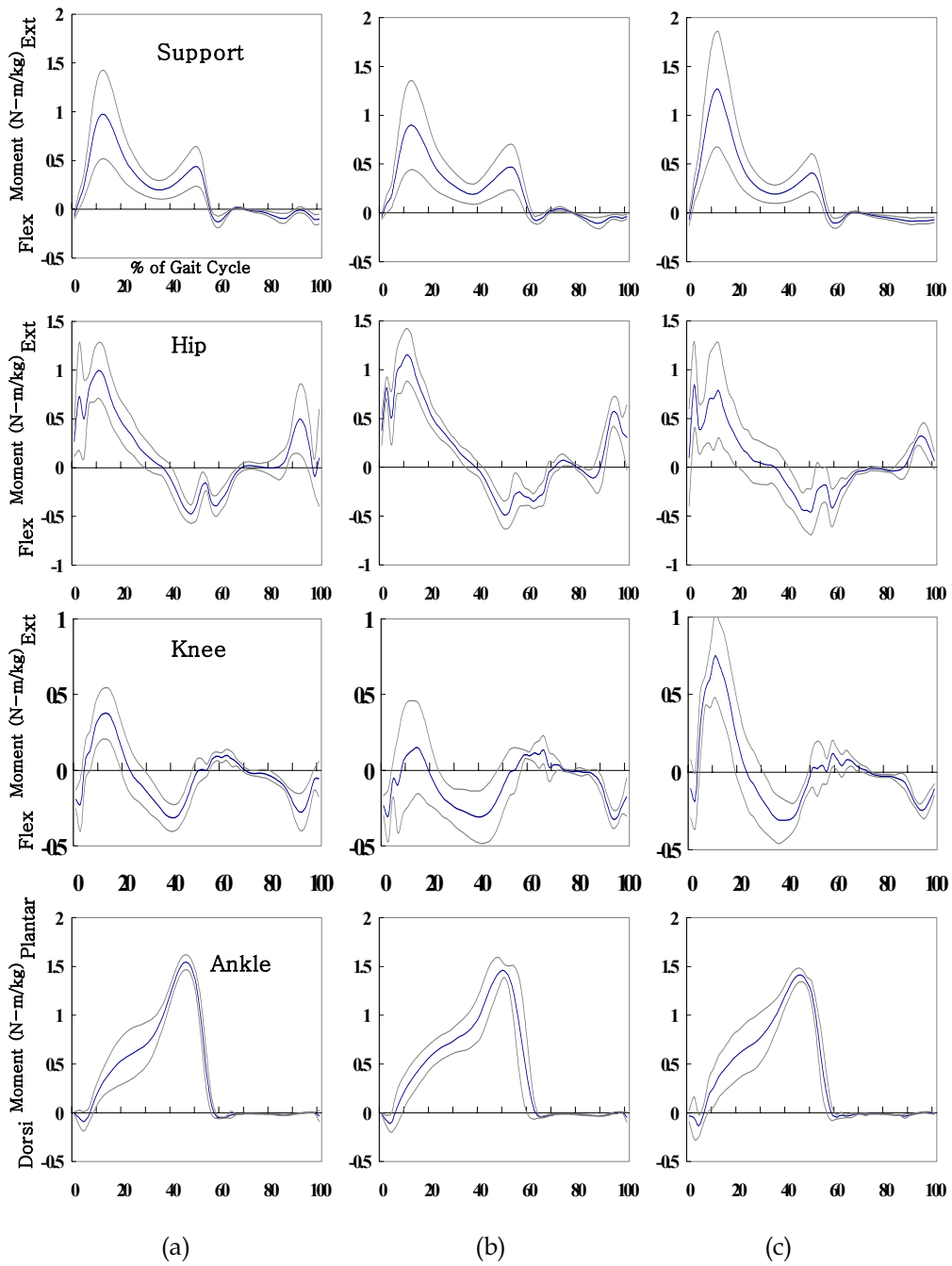


그림 3.31 모멘트: 헛디딤 인식보행 II

(a) 활보 B, (b) 활보 C, (c) 활보 D

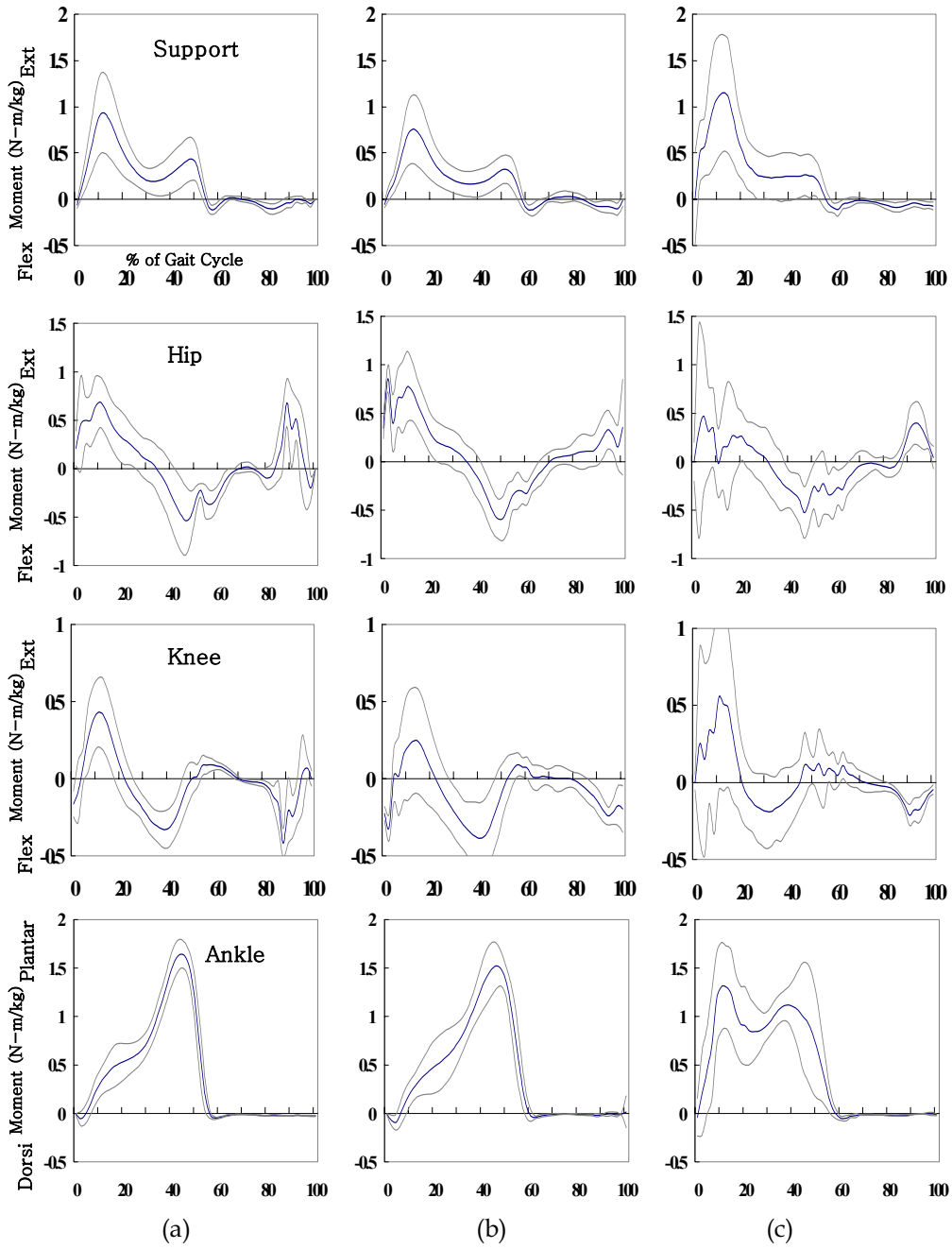


그림 3.32 모멘트: 헛디딤 보행

(a) 활보 B, (b) 활보 C, (c) 활보 D

3.6 일률

그림 3.33은 평지보행, 헛디딤 인식보행 I 과 II, 헛디딤 보행에 따라 발목 일률(ankle power)을 활보 B, C, D로 구분하여 나타내었다. 그림에서 양의 값은 에너지 생성(generation), 음의 값은 에너지 흡수(absorbtion)를 의미한다. 평지보행의 경우, 발뒤꿈치가 들리기 전까지 에너지를 흡수하며 전유각기동안 하지를 들어올리기 위해 지면을 밀어낼 때 큰 에너지가 생성한다.

활보 C에서, 헛디딤 인식보행 I 과 II, 헛디딤 보행의 경우 전유각기에서 평지보행에 비해 에너지 생성이 감소하였다. 활보 D에서, 헛디딤 인식보행 I 의 경우, 입각기 초기에 에너지를 흡수한 반면, 헛디딤 인식보행 II의 경우, 평지보행과 유사한 발목 일률의 경향을 보였다. 한편 헛디딤 보행의 경우 입각기 초기에 에너지 흡수가 발생하나, 헛디딤 인식보행 I 에 비해서 작음을 알 수 있었다. 또한 중간 입각기에서 에너지가 생성되며 전유각기동안 에너지 생성이 감소하여 지면을 충분히 밀어주지 못하였다.

그림 3.34는 헛디딤 보행과 헛디딤 인식보행 I 과 II, 평지보행에 따라 무릎 일률(knee power)을 활보 B, C, D로 구분하여 보여준다. 일반적으로 평지보행에서 무릎 일률은 무릎각도가 초기 정점을 이루는 시점까지 에너지를 흡수하며 이후 발뒤꿈치가 들리기 전에 에너지를 생성한다. 발가락들림 전에 넙다리곧은근이 활성화되어 무릎관절에서 에너지를 흡수하여 하지가 주저앉는 것을 방지한다. 발가락들림기 이후 무릎관절에서 에너지 흡수가 발생하며 유각기 후반부에 넙다리두갈래근이 활성화되어 유각기동안 무릎 일률이 증가하였다.

활보 C에서, 헛디딤 보행의 경우, 말기유각기동안 무릎관절에서 에너지가 흡수되었다. 활보 D에서, 헛디딤 인식보행 I 의 경우, 평지보행과 비교하여 유각기 후반부에서 에너지 흡수가 감소한 반면, 헛디딤 인식보행 II의 경우, 초기 접지 이후 에너지 흡수가 증가하였다. 한편 헛디딤 보행의 경우 입각기 초기에 에너지를 흡수하였다.

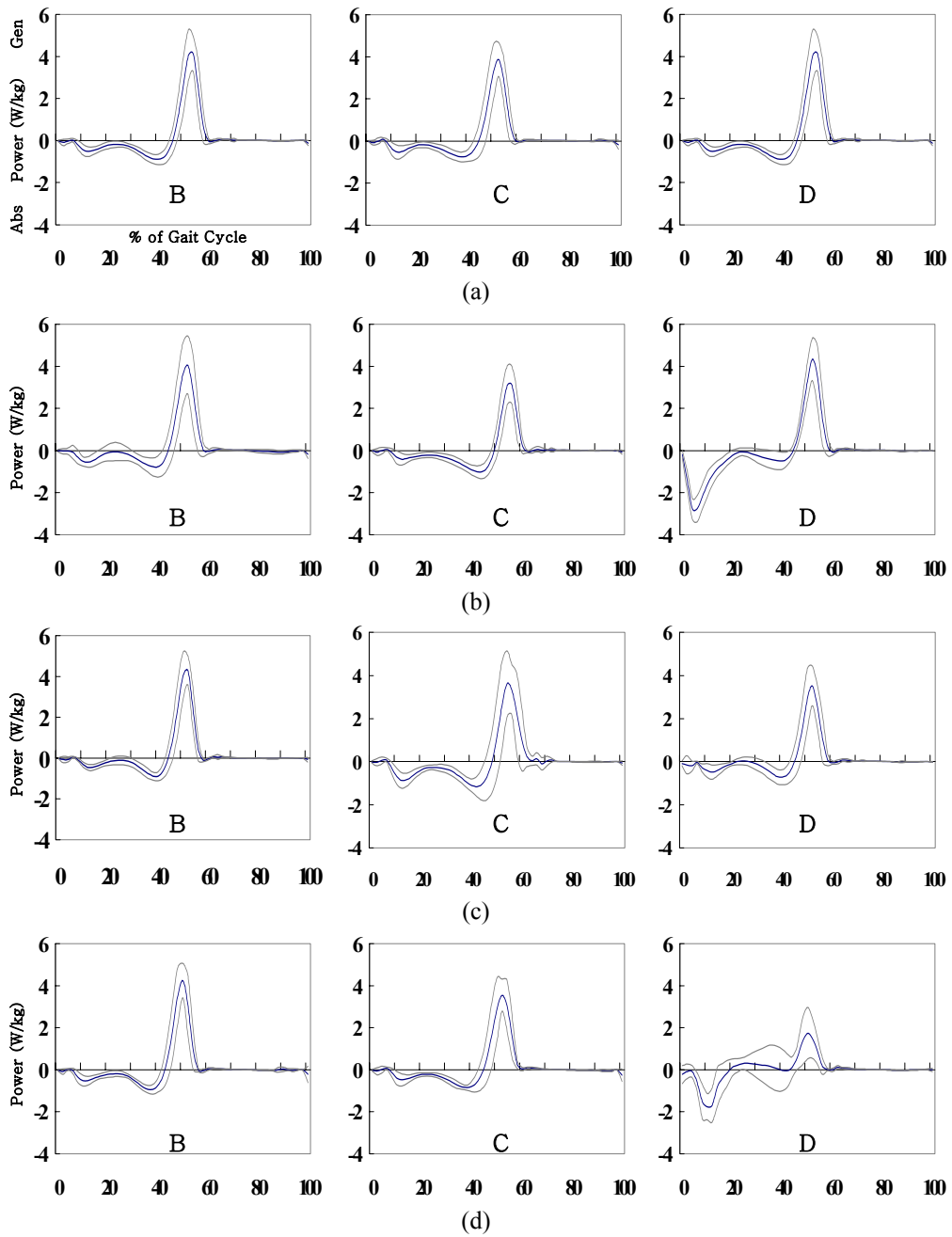


그림 3.33 발목관절 일률

(a) 평지보행, (b) 헛디딤 인식보행 I, (c) 헛디딤 인식보행 II, (d) 헛디딤 보행

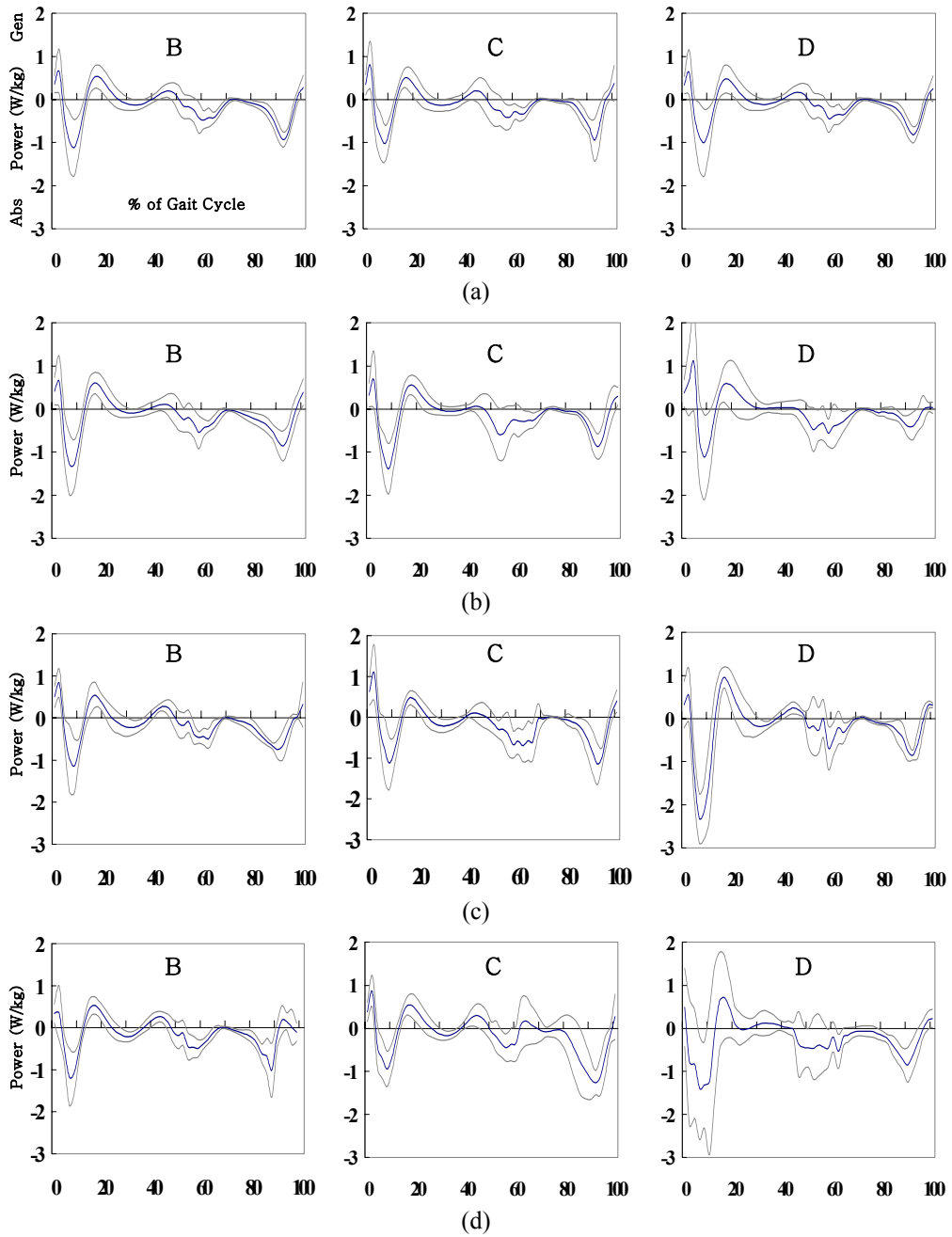


그림 3.34 무릎관절 일률

(a) 평지보행, (b) 헛디딤 인식보행 I, (c) 헛디딤 인식보행 II, (d) 헛디딤 보행

그림 3.35는 평지보행, 헛디딤 인식보행 I 과 II, 헛디딤 보행에서 엉덩관절 일률(hip power)을 활보 B, C, D로 구분하여 보여준다. 활보 B에서, 헛디딤 인식보행 I 과 II, 헛디딤 보행의 경우 평지보행에 비해 말기유각기에서 에너지가 생성되었다. 활보 C에서, 헛디딤 보행의 경우, 유각기동안 엉덩관절에서 에너지 생성이 증가하였다. 활보 D에서, 헛디딤 인식보행 I 의 경우, 평소의 보행으로 회복하였으며 헛디딤 인식보행 II와 헛디딤 보행은 초기 접지 직후 에너지 흡수가 증가하였다.

일률은 단위 시간당 일을 말하는 것으로 양의 값은 동심성 수축(concentric contraction)이 발생하며 모멘트와 각속도의 방향이 같을 때 나타난 반면 음의 값은 편심성 수축(eccentric contraction)동안 발생된다.

그림 3.36은 헛디딤 인식보행 I 에서 발목과 무릎, 엉덩관절의 일률을 활보에 따라 보여준 것이다. 하강된 지면을 내려오는 동안 반대쪽 발은 지면을 충분히 밀어주지 못하여 전유각기동안 발목 일률이 감소하였다. 하강된 지면을 내려온 이후 발목은 저굴된 상태로 지면과 닿아 앞정강근이 약화되고 가자미근이 활성화되어 입각기 초기에 에너지를 흡수하였으며 무릎은 유각기 말기에서 에너지 흡수가 감소하였다. 그림 3.37은 헛디딤 인식보행 II에서 활보에 따른 관절 일률을 보여준다. 하강된 지면을 인식하고 내려오는 동안 발목 일률은 전유각기동안 에너지 생성이 감소하였다. 지면과 접촉한 이후 초기접지 순간 무릎관절에서 에너지가 흡수되며 엉덩관절은 에너지가 생성되었다.

그림 3.38은 헛디딤 보행에서 활보에 따라 관절 일률을 나타낸 것이다. 헛디딤이 발생한 유각기 말기에서 앞정강근과 가자미근이 활성화되었다. 이때 반대쪽 발은 전유각기 이후 앞정강근의 수축으로 배굴하며 넙다리곧은근과 넙다리두갈래근의 활동으로 무릎관절은 에너지를 흡수하고 엉덩관절은 에너지를 생성하였다. 또한 중간볼기근의 활성화에 의해 엉덩관절이 외전하고 대퇴가 내회전하여 발각도가 감소하며 에너지 생성이 증가하였다. 헛디딤 이후 발목관절의 에너지 흡수가 증가하나 앞정강근과 가자미근이 모두 활성화되어 헛디딤 인식보행 I 에 비해 에너지 흡수가 적게 증가하였다. 또한 입각기 초기에 하지가 주저앉아 무릎과 엉덩관절이 굴곡되어 넙다리곧은근이 활성화된 이후 넙다리두갈래근이 수축하여 무릎관절에서 에너지를 흡수하여 하지가 무너지는 것을 방지하였다.

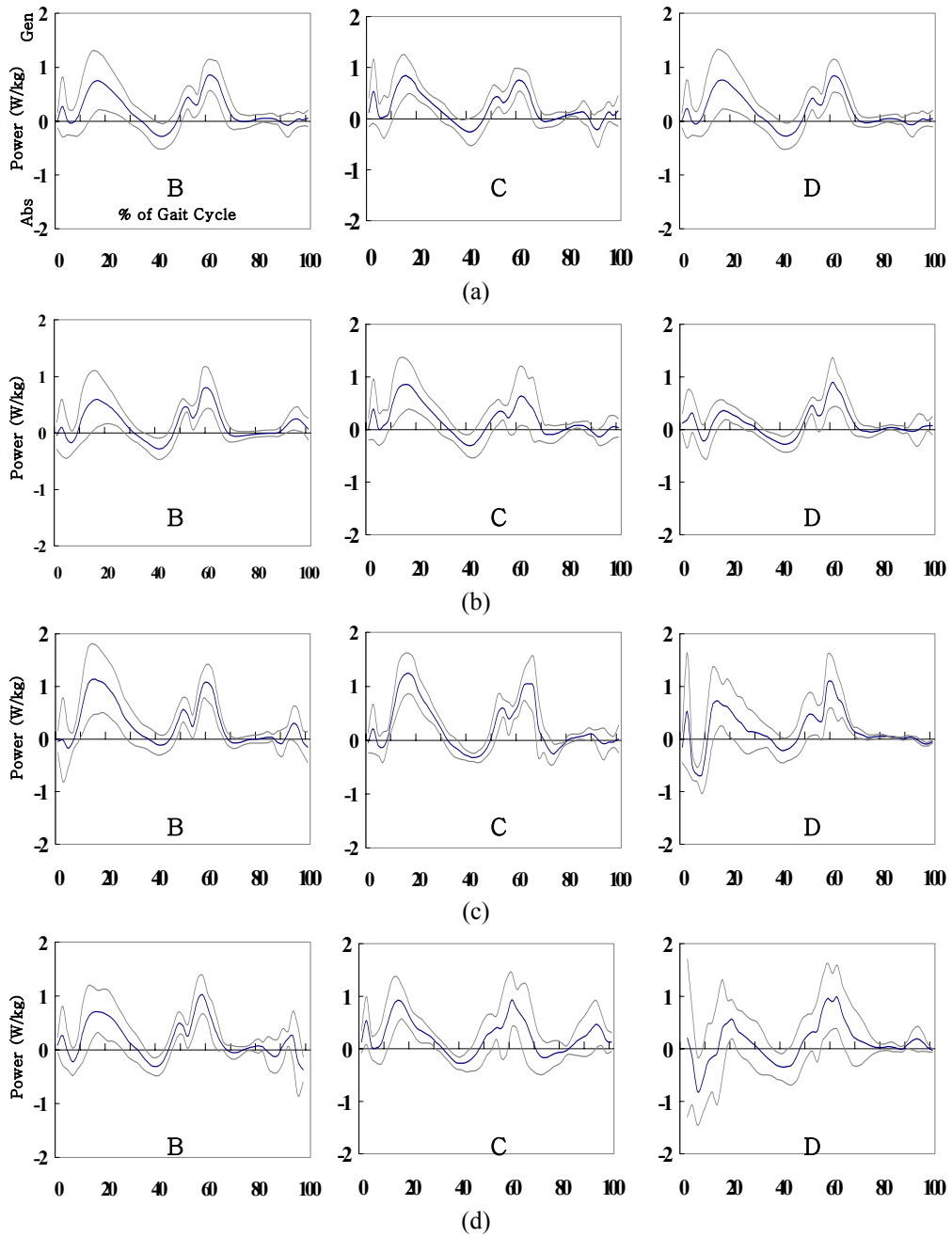


그림 3.35 엉덩관절 일률

(a) 평지보행, (b) 헛디딤 인식보행 I, (c) 헛디딤 인식보행 II, (d) 헛디딤 보행

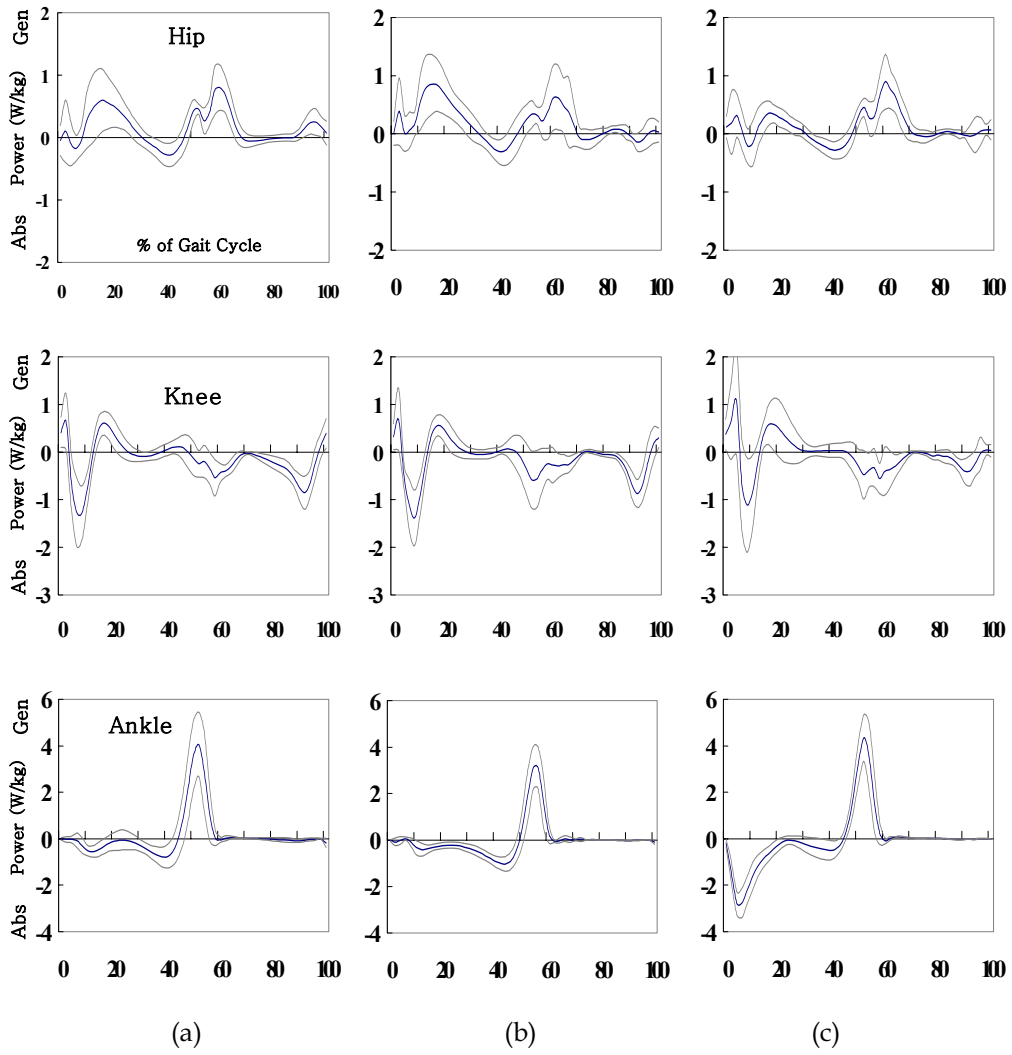


그림 3.36 일틀: 헛디딤 인식보행 I
 (a) 활보 B, (b) 활보 C, (c) 활보 D

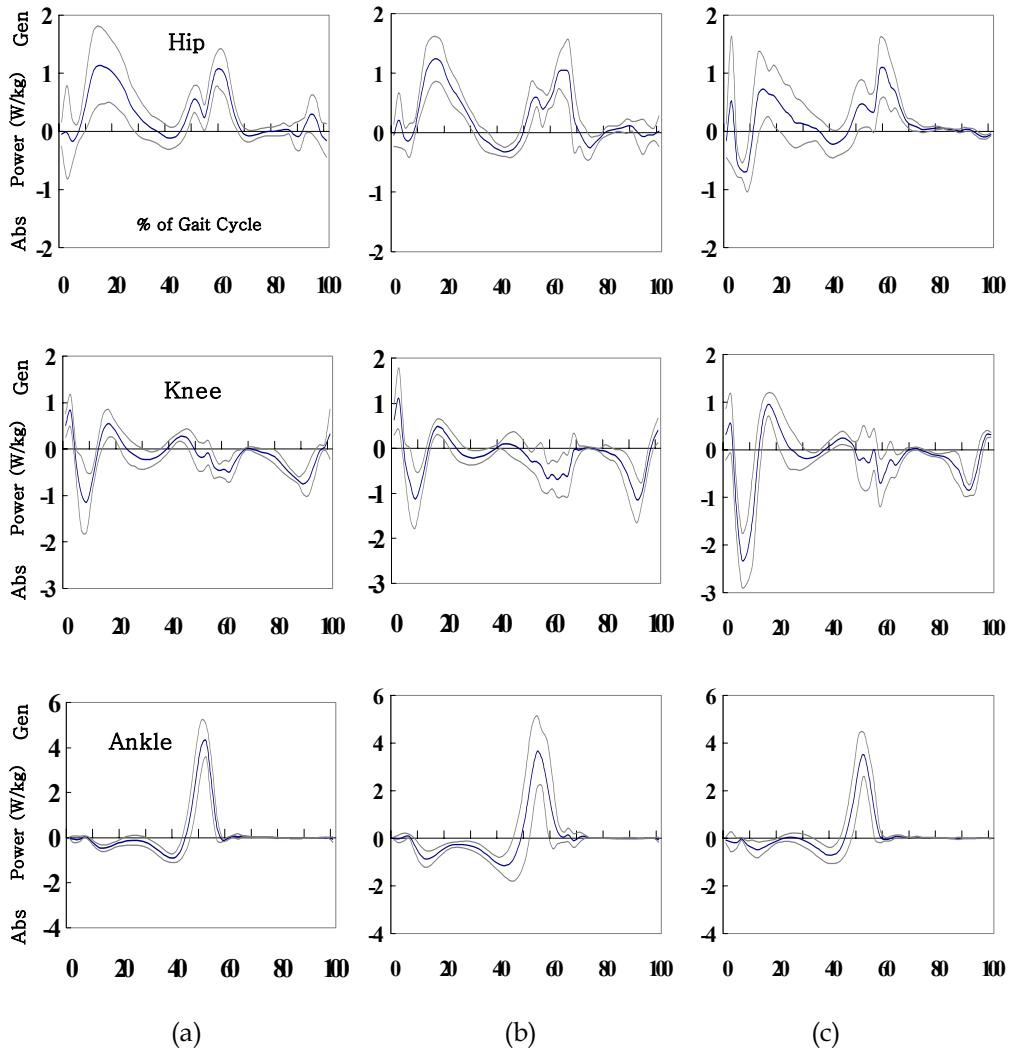


그림 3.37 일틀: 헛디딤 인식보행 II
 (a) 활보 B, (b) 활보 C, (c) 활보 D

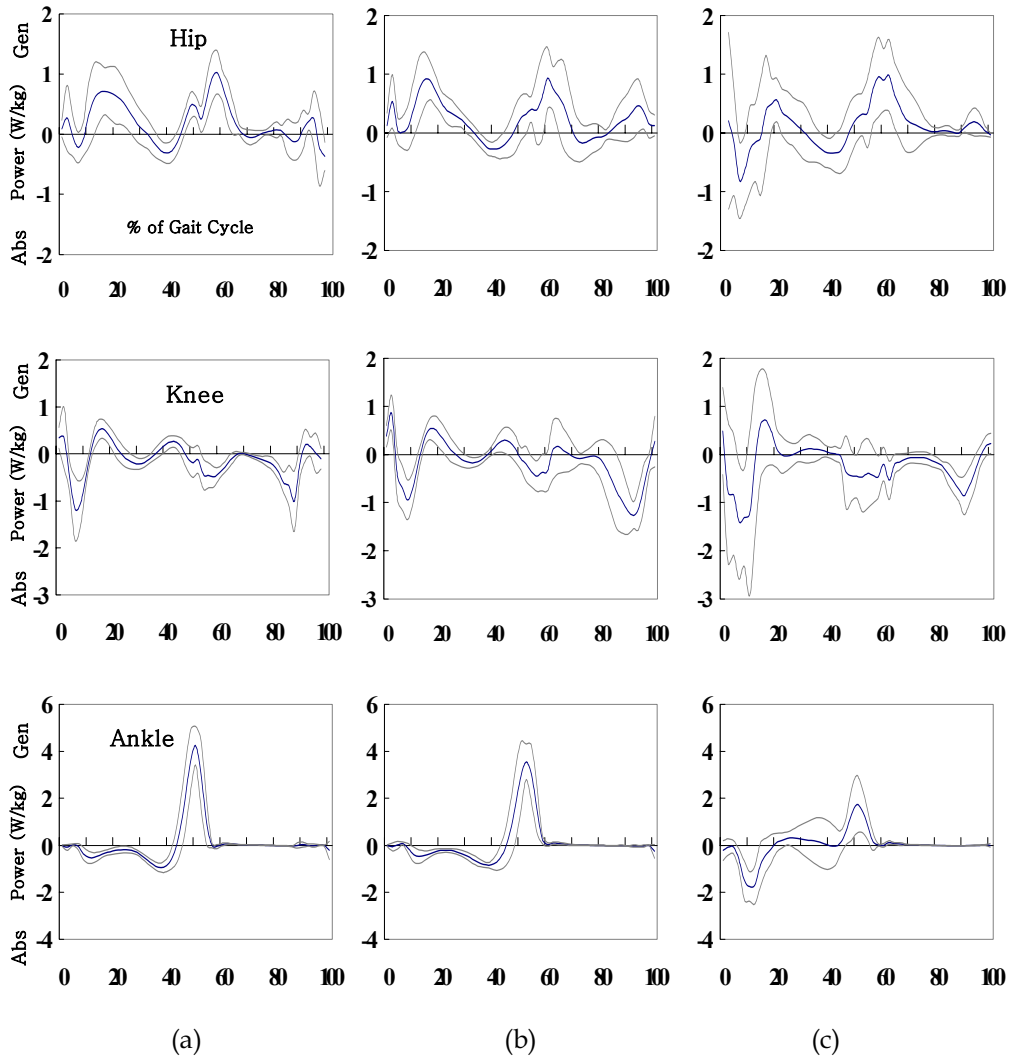


그림 3.38 일률: 헛디딤 보행
 (a) 활보 B, (b) 활보 C, (c) 활보 D

3.7 압력중심

그림 3.39는 평지보행, 헛디딤 인식보행 I 과 II, 헛디딤 보행에서 압력중심의 이동을 보여준다. 그림에서 점선과 원은 각각 입각기와 양하지지지기의 압력중심을 나타내며 A, B, C, D는 앞에서 정의한 활보이다.

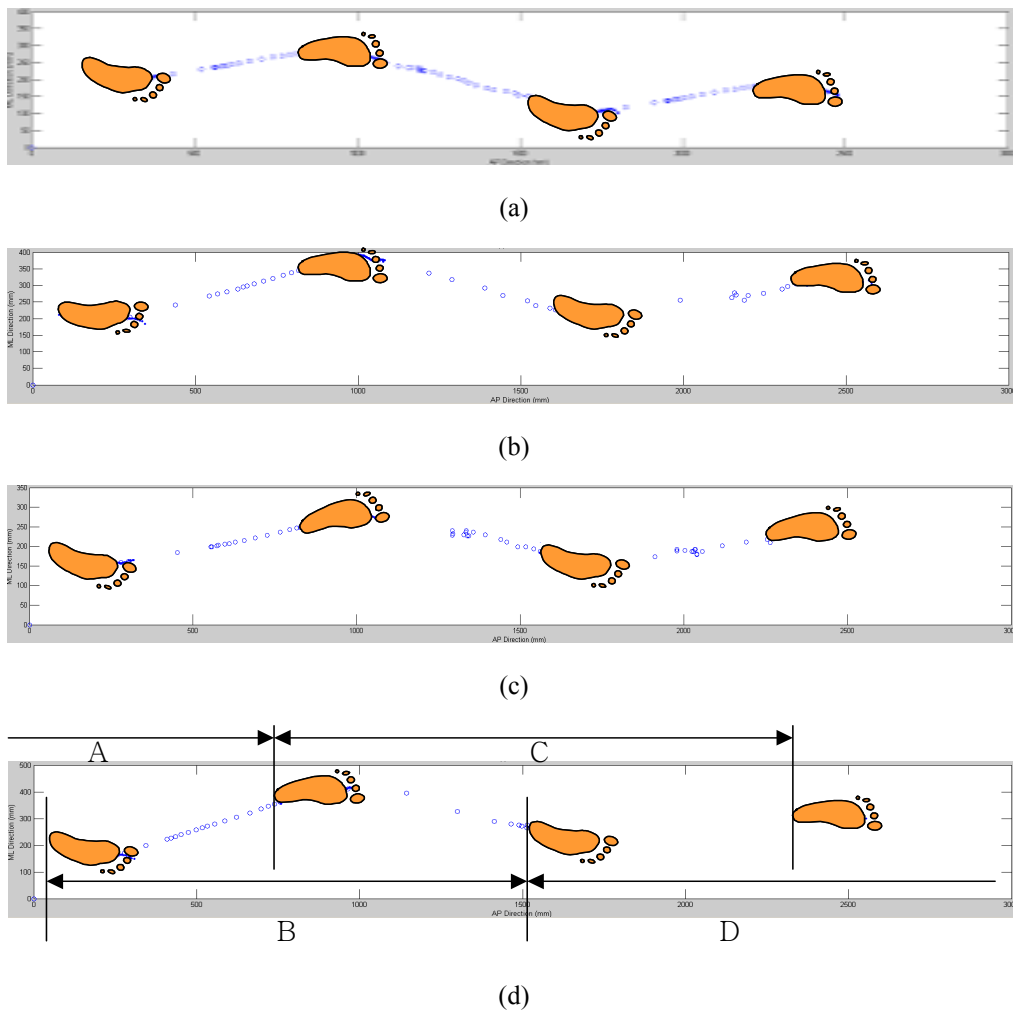


그림 3.39 압력중심의 이동

(a) 평지보행, (b) 헛디딤 인식보행 I, (c) 헛디딤 인식보행 II, (d) 헛디딤 보행

평지보행의 경우, 네 개의 힘측정판에서 모두 유사한 움직임을 보였다. 헛디딤 인식보행 I의 경우 하강된 지면을 발 앞부분으로 먼저 닿았으며 입각기 초기에 압력중심이 후방으로 이동한 후 전방으로 이동하였다. 또한 FP2와 FP3 사이의 양하지지지기동안 압력중심은 전방 입각하지로 이동이 빠르게 이동하였다. 한편 헛디딤 인식보행 II의 경우, 발뒤꿈치로 하강된 지면과 닿았으며 양하지지지기동안 압력중심이 빠르게 이동하였다. 반면 헛디딤 보행의 경우, 발뒤꿈치로 지면에 닿은 후 빠르게 발바닥 전체로 닿았으며 압력중심이 내외로 크게 동요하며 집중 분포하였다. 또한 FP2와 FP3 사이의 양하지지지기동안 전방 입각하지로 압력중심이 빠르게 이동하였으며 FP4에서 압력중심이 내외 방향으로 크게 움직였다. 이때 양하지지지기가 급격히 감소하여 빠르게 입각하지는 지면과 떨어지고 유각하지는 지면에 닿았다.

표 3.3은 평지보행, 헛디딤 인식보행 I과 II, 헛디딤 보행에서 네 개의 힘측정판에 따라 발각도, 전후 최대이동변위, 내외 최대이동변위, 이동면적 등을 보여준다. 활보 A와 B에서, 유의적인 차이는 없었다($p>.05$). 활보 C에서, 헛디딤 인식보행 I의 경우, 전후 최대이동변위는 감소, 내외 최대이동변위는 유의하게 증가하였다($p<.01$). 반면 헛디딤 인식보행 II의 경우, 전후 최대이동변위에서는 유의한 차이를 보였으나 내외 최대이동변위는 차이를 보이지 않았다. 한편 헛디딤 보행의 경우, 발각도와 전후 최대이동변위는 유의한 차이가 없었으나 내외 최대이동변위와 이동면적은 유의하게 증가하였다($p<.01$). 또한 헛디딤 보행의 발각도는 평지보행에 비해 감소하였으나, 통계적으로 유의한 의미를 갖지 못하였다($p=.06$). 활보 D에서, 헛디딤 인식보행 I의 경우, 발각도가 증가하였으며 전후 최대이동변위와 이동면적은 유의하게 감소한 반면 헛디딤 인식보행 II의 경우 전후 최대이동변위가 유의하게 감소하였다. 한편 헛디딤 보행의 경우, 발각도와 전후 최대이동변위가 유의하게 감소하였으며 내외 최대 이동변위와 이동면적은 유의한 차이가 없었다.

표 3.3 발각도, 전후 및 내외 최대 이동변위, 이동면적 (N=10)

FP 종류	보행 종류	발각도(°)	전후 최대 이동변위(mm)	내외 최대 이동변위(mm)	이동면적 (cm ²)
FP1	평지	6 ± 3	194 ± 14	19 ± 6	37 ± 13
	헛디딤 인식 I	5 ± 4	199 ± 10	17 ± 6	35 ± 11
	헛디딤 인식 II	5 ± 3	193 ± 13	16 ± 5	30 ± 10
	헛디딤	5 ± 5	191 ± 11	21 ± 7	40 ± 14
FP2	평지	5 ± 2	198 ± 11	18 ± 5	35 ± 11
	헛디딤 인식 I	6 ± 2	201 ± 10	18 ± 5	36 ± 11
	헛디딤 인식 II	5 ± 2	196 ± 11	18 ± 5	35 ± 11
	헛디딤	5 ± 2	203 ± 13	18 ± 7	36 ± 13
FP3	평지	6 ± 3	194 ± 14	19 ± 6	37 ± 13
	헛디딤 인식 I	3 ± 2	72 ± 38**	30 ± 15**	21 ± 13
	헛디딤 인식 II	7 ± 5	152 ± 44*	22 ± 10	35 ± 23
	헛디딤	-1 ± 16	180 ± 46	50 ± 25**	90 ± 49**
FP4	평지	5 ± 2	198 ± 11	18 ± 5	35 ± 11
	헛디딤 인식 I	8 ± 2**	145 ± 16**	18 ± 3	27 ± 5*
	헛디딤 인식 II	4 ± 5	137 ± 19**	22 ± 5	30 ± 7
	헛디딤	-2 ± 7**	118 ± 11**	24 ± 8	28 ± 10

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

표 3.4는 압력중심을 입각기동안 하중수용기와 단하지지지기, 전유각기로 구분하여 전후와 내외 이동변위의 평균을 보여준다. 양의 값은 전방, 외측 이동을 의미하며 음의 값은 후방 및 내측 이동을 말한다.

FP1에서는 통계적인 유의성을 보이지 않았다($p>.05$). FP2에서 헛디딤 인식보행 II의 경우 전유각기에서 평지보행보다 압력중심이 전방으로 이동하는 경향을 보였다($p=.12$). 한편 헛디딤 보행의 경우 전유각기동안 전방으로 이동이 유의하게 증가하였으며($p<.05$) 외측으로 이동하는 경향을 보였다($p=.11$). 또한 전유각기동안 헛디딤 보행은 헛디딤 인식보행 I의 경우에 비해 전방으로 증가하는 경향을 보이며($p=.07$) 외측으로 이동이 유의하게 증가하였다($p<.01$).

FP3에서 헛디딤 인식보행 I의 경우 평지보행과 비교하여 입각기동안 압력중심이 후방과 내측으로 이동하였다. 헛디딤 인식보행 II의 경우 전유각기에서 평지보행과 헛디딤 인식보행 I에 비해 압력중심의 이동이 유의하게 감소하였다($p<.01$). 한편 헛디딤 보행의 경우 압력중심 이동은 하중수용기동안 헛디딤 인식보행 I보다 전방과 외측으로 이동하였으며 단하지지지기에서 전방으로 이동하였다. 전유각기에서 전방이동은 평지보행의 경우에 비해 유의하게 감소하였으나 헛디딤 인식보행 I의 경우보다 유의하게 증가하였다($p<.01$).

FP4에서 헛디딤 인식보행 I 과 II의 경우, 평지보행과 비교하여 하중수용기에서 내측으로 압력중심이 이동하였으며, 단하지지지기동안 후방으로 유의하게 이동하였다($p<.05$). 또한 전유각기동안 후방으로 이동하였으며 헛디딤 인식보행 I의 경우, 내측으로 유의하게 이동하였다($p<.01$). 한편 헛디딤 보행의 경우, 입각기동안 압력중심이 후방으로 이동하며 단하지지지기에서 내측으로 이동하였다.

그림 3.40은 헛디딤 인식보행 I 과 II, 헛디딤 보행에서 압력중심의 전후 이동을 네 개의 힘측정판에서 시간에 따라 보여준다. 평지보행에서 압력중심은 입각기 초기와 말기에 빠르게 이동하는 특징을 보인다. FP2에서 헛디딤 인식보행 I의 경우, 입각기 말기에서 압력중심 이동이 천천히 변한 반면, 헛디딤 인식보행 II는 빠르게 압력중심이 전방으로 이동하였다. 헛디딤 보행의 경우, 입각기 말기에서 빠르게 압력중심이 전방으로 이동하였다. FP3에서 헛디딤 인식보행 I의 경우, 발 앞부분으로 지면과 닿았으며 입각기 초기에 후방으로 압력중심이 이동하였다.

표 3.4 보행주기별 압력중심의 이동평균

(N=10)

FP 종류	보행 종류	하중수용기		단하지지지기		전유각기	
		전후(mm)	내외(mm)	전후(mm)	내외(mm)	전후(mm)	내외(mm)
FP1	평지	26± 7	5 ± 4	118 ±23	10 ± 5	194 ±20	0 ± 1
	헛디딤 인식 I	27± 6	6 ± 4	126 ±17	11 ± 5	203 ±10	0 ± 1
	헛디딤 인식 II	27± 7	5 ± 3	126 ±16	11 ± 4	201 ±10	2 ± 1
	헛디딤	25± 7	4 ± 4	116 ±15	14 ± 6	193 ± 7	-1 ± 1
FP2	평지	30± 7	7 ± 3	131 ±14	11 ± 4	203 ± 9	1 ± 2
	헛디딤 인식 I	29± 7	7 ± 3	130 ±15	11 ± 4	206 ±10	0 ± 1
	헛디딤 인식 II	32± 8	6 ± 2	139 ± 5	12 ± 5	212 ± 7	1 ± 3
	헛디딤	30± 7	6 ± 2	139 ± 6	11 ± 5	219 ±16*	3 ± 2
FP3	평지	26± 7	5 ± 4	118 ±23	10 ± 5	194 ±20	0 ± 1
	헛디딤 인식 I	0±15**	-12 ±16**	34 ±25**	-1 ± 8**	66 ±33**	-8 ±11**
	헛디딤 인식 II	28± 9	2 ± 3	114 ±27	5 ± 7	158 ±22**	-4 ± 9
	헛디딤	33±33	9 ± 9	110 ±52	8 ± 5	132 ±28**	-6 ± 7
FP4	평지	30± 7	7 ± 3	131 ±14	11 ± 4	203 ± 9	1 ± 2
	헛디딤 인식 I	25±14	1 ± 6*	110 ±20*	6 ± 4	159 ±20**	-3 ± 4**
	헛디딤 인식 II	19± 9	-1 ± 6*	104 ±21*	7 ± 3	149 ±22**	2 ±10
	헛디딤	14±12*	-1 ±16	57 ±55**	-10 ±29**	87 ±70**	0 ± 3

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

중간입각기에서 압력중심의 이동이 작았고 입각기 말기에서 이동속도가 빨라졌으며 입각기동안 압력중심의 이동이 감소하였다. 반면 헛디딤 인식보행 II의 경우, 발뒤꿈치로 지면과 닿았으며 중간입각기에서 이동이 작고 입각기 말기에서 급속하게 압력중심이 전방으로 이동하였다. 한편 헛디딤 보행의 경우 초기접지 직후 압력중심이 빠르게 전방으로 이동한 후 중간입각기에서 이동이 작아지고 입각기 말기에서 다시 속도가 증가하였다. FP4에서 헛디딤 인식보행 I 과 II의 경우, 입각기 말기에서 압력중심이 빠르게 이동하였으며 헛디딤 보행의 경우는 입각기 초기에 압력중심이 서서히 전방으로 이동하였으며 중간입각기에서 이동이 작고 입각기 말기에서 빠르게 이동하였다.

그림 3.41은 헛디딤 인식보행 I 과 II, 헛디딤 보행에서 압력중심의 내외 이동을 보여준다. 평지보행의 경우 압력중심은 초기접지 이후 서서히 이동하였으며 하중수용기 이후 빠르게 외측으로 이동하였다. 중간입각기에서 외측 방향으로 정점을 이루며 내측으로 빠르게 이동하였으며 전유각기에서 발가락 들림 직전에 외측으로 이동하는 것이 일반적인 움직임이다. FP1에서 헛디딤 인식보행 I의 경우 전유각기에서 발가락이 들리면서 외측 이동이 약화된 반면 헛디딤 인식보행 II의 경우 전유각기에서 지속적으로 내측으로 이동하였다. 헛디딤 보행의 경우 평지보행과 유사한 움직임을 보여주었다. FP2에서 압력중심은 헛디딤 인식보행 I 과 II, 헛디딤 보행의 전유각기에서 내측으로 이동하였으며 헛디딤 인식보행 I의 경우가 크게 내측으로 이동하였다. FP3에서 헛디딤 인식보행 I의 경우 초기접지 이후 압력중심이 내측으로 이동한 후 외측으로 이동하였다. 이후 외측 정점을 가지며 전유각기에서 빠르게 외측으로 이동하였다. 반면 헛디딤 인식보행 II의 경우 하중수용기 이후 외측으로 압력중심 이동이 감소하였으며 전유각기에서 내측으로 증가하였다. 한편 헛디딤 보행의 경우 초기접지 이후 압력중심이 동요하며 내측으로 이동하고 전유각기에서 외측으로 움직임이 증가하였다. FP4에서 헛디딤 인식보행 I 과 II의 경우 서로 유사한 경향을 보여주며 헛디딤 인식보행 I의 경우 전유각기에서 압력중심이 평지보행보다 외측으로 빠르게 이동하였다. 헛디딤 보행의 경우 입각기 초기에 압력중심이 내측으로 이동하며 중간입각기에서 외측 정점을 보이고 이후 내측으로 이동하였으며 전유각기에서 외측으로 이동하였다.

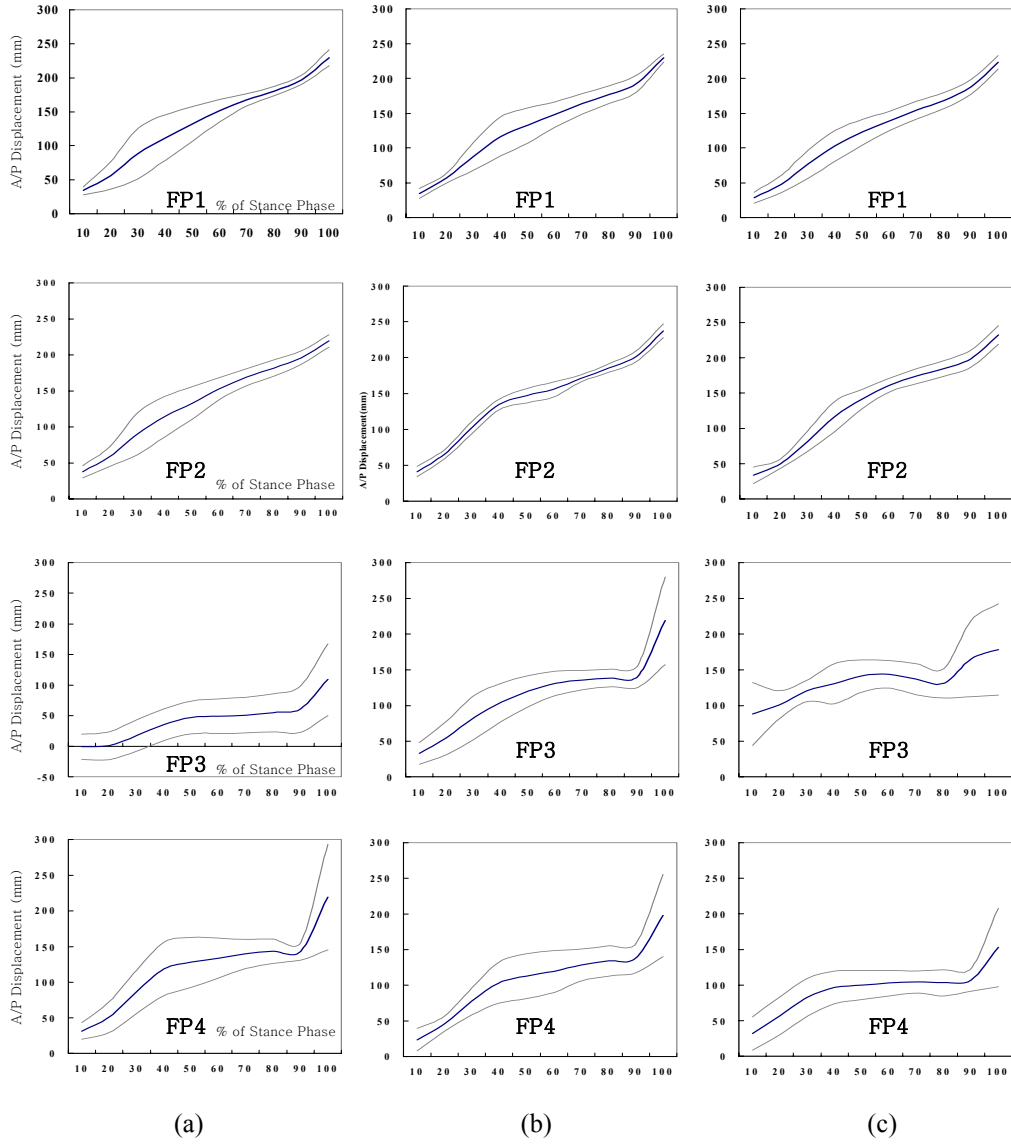


그림 3.40 압력중심의 전후 이동
 (a) 헛디딤 인식보행 I, (b) 헛디딤 인식보행 II, (c) 헛디딤 보행

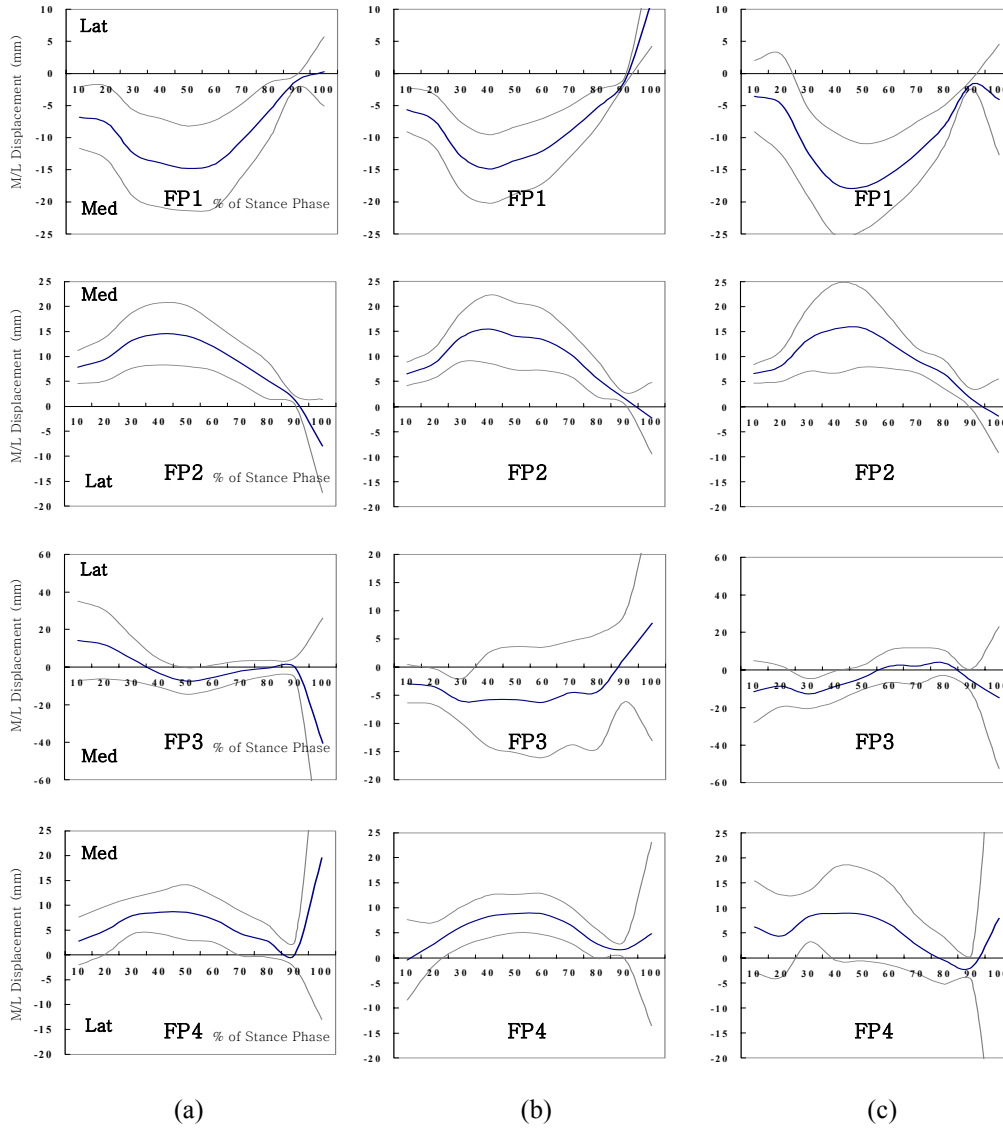


그림 3.41 압력중심의 내외 이동

(a) 헛디딤 인식보행 I, (b) 헛디딤 인식보행 II, (c) 헛디딤 보행

제 4 장 결 론

본 연구에서는 헛디딤 인식보행과 헛디딤 보행을 삼차원 동작분석시스템을 사용하여 헛디딤 인식에 따른 동작특성 및 균형회복 기전에 대해 비교 분석하였다.

헛디딤 인식보행은 하강된 지면을 내려와 닿는 발의 위치에 따라 발 앞부분을 닿는 헛디딤 인식보행 I 과 발뒤꿈치로 닿는 헛디딤 인식보행 II로 구분할 수 있다. 헛디딤 인식보행 I의 경우, 발목이 저굴하고 엉덩관절이 신전하며 하강된 지면을 내려온다. 반대쪽 발의 발목은 말기입각기에 배굴되며 무릎은 유각기동안 굴곡하였다. 또한 전유각기동안 추진력이 감소하여 발목 모멘트와 일률이 크게 감소되었다. 지면과 닿은 이후, 입각기동안 발목의 배굴은 증가하였으며 제동력은 증가, 추진력은 감소하였으며 하중수용기동안 발목 저굴모멘트가 정점이 발생하며 에너지 흡수가 증가하였다.

헛디딤 인식보행 II의 경우, 지면을 내려오는 동안 발목이 배굴되며 엉덩관절이 신전하였다. 반대쪽 발은 헛디딤 인식보행 I과 유사하였다. 입각기동안 전후방향에서 제동력과 추진력이 증가하며 외측방향의 힘이 증가하였다. 지면을 인식하고 내려온 이후, 입각기동안 발목관절의 배굴이 감소하였다. 발뒤꿈치로 지면과 닿은 후 헛디딤 인식보행 I보다 큰 충격으로 초기정점이 발생하며 제동력이 증가하고 추진력이 감소하였다. 하중수용기동안 무릎과 엉덩관절은 에너지 흡수가 증가하였다.

한편 헛디딤 보행의 경우는 헛디딤이 발생할 때 유각기 말기동안 발목이 배굴되어 지면과 닿은 직후 발바닥 전체로 빠르게 접촉하였다. 엉덩관절은 헛디딤을 인식한 보행에 비해 크게 신전하였다. 이때 반대쪽 발은 유각기에서 골반을 크게 들어올리고 발목이 배굴 후 저굴되어 발 앞부분으로 지면과 닿는다. 또한 무릎관절의 굴곡이 크게 발생하며 엉덩관절은 굴곡 후 신전하였다. 전유각기 이후 앞정강근의 활성화로 발목관절이 배굴되며 중간볼기근의 활성화로 엉덩관절은 외전하였다. 전유각기가 짧아짐에 따라 지면을 충분히 추진해주지 못하여 전유각기동안 에너지 생성이 감소하였다. 헛디딤 이후 큰 충격이 발생하여 제동력이 급격한 증

가를 보이며 발목관절은 급격히 배굴하여 발목 저굴모멘트가 최대정점이 보인다. 이때 앞정강근과 가자미근의 모두 수축되어 발목 일률은 흡수되나 헛디딤 인식보행 I 보다 작게 흡수되었다. 이후 입각기동안 관절 움직임이 작았으며 전유각기에서 넙다리곧은근과 넙다리두갈래근이 수축하여 하지가 무너지는 것을 방지하고 중간볼기근을 수축하여 엉덩관절은 외전하며 대퇴를 내회전하여 발각도가 감소하였다. 이때 추진력이 크게 감소하여 발목의 저굴모멘트와 에너지 생성이 감소하였다.

본 연구 결과를 이용하여 향후 노약자와 보행장애자에 대한 임상적인 실험을 통하여 넘어짐을 예방하고 치료할 수 있는 기초자료로 이용할 수 있을 것으로 기대한다.

참고 문헌

- [1] T.L. Kauffman, Geriatric Rehabilitation Manual, Philadelphia, Churchill Livingstone. 1999
- [2] R. Tideiksaar, Falling in Old Age: Its Prevention and Treatment, New York, Springer, 1987
- [3] A. Shumway-Cook, "Predicting the probability for falls in the community-dwelling older adults", Phys Ther., Vol. 77, pp. 812-819, 1997
- [4] N.D. Harada et al., "Mobility related function in d'older adults: Assessment with 6 minute walk test", Arch Phys Med Rehabil., Vol. 80, pp. 837-841, 1999
- [5] A. Shumway-Cook and M.H. Woollacott, Motor Control: Theory and Practical Applications, Baltimore, Lippincott Williams & Wilkins, 2001
- [6] L. Nashner and G. McCollum, "The Organization of Human Postural Movements: A Formal Basis and Experimental Synthesis", Behav. Brain Sci., Vol. 8, pp. 135-172, 1985
- [7] D.A. Winter, A.B.C.(Anatomy, Biomechanics and Control) of Balance During Standing and Walking, Waterloo Biomechanics Inc., 1995
- [8] F.B. Horak, "Clinical Assessment of Balance Disorder", Gait and Posture, Vol. 6, pp. 76-84, 1997
- [9] M.A. Hughes et al., "Posture Responses to Platform Perturbation: Kinematics and Electromyography", Clinical Biomechanics, Vol. 10, pp. 318-322, 1995
- [10] Y.C. Pai et al., "Static versus Dynamic Predictions of Protective Stepping Following Waist-Pull Perturbations in Young and Older Adults", J Biomechanics, Vol. 31, pp. 1111-1118, 1998
- [11] C.F. Runge et al., "Ankle and Hip Postural Strategies Defined by Joint Torques", Gait and Posture, Vol. 10, pp. 161-170, 1999
- [12] 태기식, 김영호, "직립자세에서의 전방향 동요 시 균형회복 기전", 의공학회지, Vol. 24, pp. 435-442, 2003

- [13] A.M. Schillings et al., "Muscular Responses and Movement Strategies During Stumbling Over Obstacles", *J Neurophysiology*, pp. 2093-2102, 2000
- [14] J.J. Eng et al., "Strategies for Recovery from a Trip in Early and Late Swing During Human Walking", *Exp. Brain Res*, pp. 339-349, 1994
- [15] J.Y. You et al., "Effect of Slip on Movement of Body Center of Mass Relative to Base of Support", *Clinical Biomechanics*, Vol. 16, pp. 167-173, 2001
- [16] R. Cham and M.S. Redfern, "Lower Extremity Corrective Reactions to Slip Event", *J Biomechanics*, Vol. 34, pp. 1439-1445, 2001
- [17] R. Ferber et al., "Reactive Balance Adjustments to Unexpected Perturbations During Human Walking", *Gait and Posture*, Vol. 16, pp. 238-248, 2002
- [18] R. Ferber et al., "Gait Perturbation Response in Chronic Anterior Cruciate Ligament Deficiency and Repair", *Clinical Biomechanics*, Vol. 18, pp. 132-141, 2003
- [19] T. Bhatt et al., "Influence of Gait Speed on Stability: Recovery from Anterior Slip and Compensatory Stepping", *Gait and Posture*, In Press, 2004
- [20] A.F. Cordero et al., "Multiple-Step Strategies to Recover from Stumbling Perturbations", *Gait and Posture*, Vol. 18, pp. 47-59, 2003
- [21] J.A. Vilensky et al., "Stumbling Corrective Responses in Healthy Human Subjects to Rapid Reversal of Treadmill Direction", *J Electromyography and Kinesiology*, Vol. 9, pp. 161-171, 1999
- [22] L.S. Chou et al., "Motion of The Whole Body's Center of Mass When Stepping over Obstacles of Different Heights", *Gait and Posture*, Vol. 13, pp. 17-26, 2001
- [23] L.S. Chou et al., "Medio-Lateral Motion of The Center of Mass During Obstacle Crossing Distinguishes Elderly Individuals with Imbalance.", *Gait and Posture* Vol. 18, pp. 125-133, 2003
- [24] L.I.E. Oddsson et al., "Recovery from Perturbations During Paced Walking", *Gait and Posture*, Vol. 19, pp. 24-34, 2004
- [25] D.T. Wade, *Measurements in Neurological Rehabilitation*, Oxford, Oxford Medical

- Publications, pp. 166-167, 1992
- [26] M.K. Holden et al., "Clinical Gait Assessment in The Neurologically Impaired", Phys Ther., pp. 1530-1539, 1984
- [27] J.A. Raymakers et al., "The Assessment of Body Sway and The Choice of The Stability Parameters(s)", Gait and Posture, in Press, 2004
- [28] M. Gregoric et al., "Statokinesimetric Analysis of The Postural Control on Parkinsonian", Agressologie 18A, pp. 45-48, 1977
- [29] H.C. Diener et al., "Quantification of Postural Sway in Normals and Patients with Cerebellar Disease", EEG Clin. Neurophysiol, Vol. 57, pp. 134-142, 1984
- [30] L. Chiari et al., "Stabilometric Parameters are Affected by Anthropometry and Foot Placement", Clinical Biomechanics, Vol. 17, pp. 666-677, 2002
- [31] R.B. Davis et al, "A Gait Analysis Data Collection and Reduction Technique", Human Movement Science, Vol. 10, pp. 575-587, 1991
- [32] D.A. Winter, Biomechanics and Motor Control of Human Movement, John Wiley & Sons, Inc., 1990
- [33] J. Perry, Gait Analysis: Normal and Pathological Function, SLACK Inc., 1992
- [34] D.C. Lay, Linear Algebra and Its Applications, Addison-Wesley, pp. 399-402, 1996
- [35] A.L. Hof, "On the interpretation of the support moment", Gait and Posture , Vol. 12, pp. 196-199, 2000

ABSTRACT

Gait Analysis on Recognized and Unexpected Step-Down Walkings

Keum, Young Kwang
Dept. of Biomedical Engineering
The Graduate School
Yonsei University

Falls are a serious problem among the elderly, frequently resulting in physical injury and significant costs for health care and the unexpected walking is the most frequently mentioned cause of falls in the elderly. To understand unexpected walking and develop methods for avoiding falls that it is important to find the postural recovery mechanism.

The purpose of the present study was to examine the recovery strategy during recognized and unexpected step-down walkings. To investigate the stability of gait in healthy subjects, we designed a movable platform to apply a perturbation during gait. The platform could be moved in the vertical direction by a hydraulic pump controlled an AC servo motor. Three-dimensional motion analyses were performed to determine biomechanical characteristics of the lower extremity during both recognized and unexpected step-down walking in ten young healthy volunteers. Kinematics of the lower extremity, three-dimensional ground reaction forces, electromyography and COP displacements were analyzed before and after step-down. Two types of recognized walking were considered. In recognized walking I forefoot contact was made during stair descent, and in recognized walking II heel contact was found at the same period.

Firstly, in recognized walking I, ankle plantarflexion and hip extension were noted during terminal swing. On the opposite foot, at the same time, ankle dorsiflexion in terminal stance and knee flexion in swing were significant. In addition, ankle moment and power were significantly reduced, since the propulsive force decreased during pre-swing. Right after the forefoot contact during the step-down, a significant dorsiflexion was observed with increased breaking force. However, the propulsive force during pre-swing significantly decreased. Especially, ankle plantarflexion moment increased, which made a significant energy absorption in loading response.

Secondly, in recognized walking II, ankle dorsiflexion and hip extension were observed during stair-descent. The opposite foot showed similar motions to those in recognized walking I. Both breaking and propulsive forces increased, and significant lateral forces were developed in mid-stance. Right after the heel contact during the step-down, ankle dorsiflexion was reduced during stance period. A strong impact was generated due to heel contact, which resulted in significant increases in breaking force. However, propulsive forces during pre-swing decreased. Significant energy absorptions at both knee and hip were observed during loading response.

Finally, in unexpected step-down walking, the whole plantar surface of the foot or the heel contacted to the ground. A rapid ankle dorsiflexion was found right after the unexpected step-down and increased plantarflexion moment was generated during loading response. After the unexpected situation, the break force was rapidly showed the increase. At this time, both tibialis anterior and soleus were simultaneously activated. Less energy was consumed than in recognized walking I. Moreover, the range of motion at ankle, knee and hip were significantly small during stance period. In pre-swing, rectus femoris and biceps femoris prevented the collapse of the lower limbs. As gluteus medius was activated in swing phase, hip adduction and internal rotation of the thigh were noted. During late stance, propulsive forces decreased and thus, both plantarflexion moment and power generation were significantly reduced. On the opposite side, compared with both recognized walkings, hip extension and pelvic

upward motion during terminal swing were significant. The opposite foot showed forefoot contact due to ankle plantarflexion in swing phase with significant knee and hip flexions. Due to the shortened pre-swing, the energy generation at the ankle to push sufficiently off the ground was greatly reduced.

In summary, in this study provided kinematic and kinetic results in recognized and unexpected step-down walkings were presented. This preliminary study will be helpful to understand the biomechanics of unexpected dynamic perturbations and valuable to prevent frequent falling of the elderly and patients with gait disorders.

Key words : unexpected walking, recognized walking, gait analysis, postural balance, kinetic, kinematic, electromyography(EMG), center of pressure(CoP), falling, elevating strategy, lowering strategy