

직선 및 회전 보행 시 편마비에 따른 고령자의 보행 특성 변화

정호현¹ · 이범기¹ · 전경진² · 임도형¹

¹세종대학교 기계공학과, ²한국생산기술연구원 스마트복지기술연구그룹

Alteration of Gait Characteristics in Hemiplegic Elderly during Straight and Revolution Gaits

HoHyun Jung¹, BumKee Lee¹, Kyeong Jin Chun² and Dohyung Lim¹

¹Department of Mechanical Engineering, Sejong University, Seoul, Korea

²Smart Welfare Technology Research Group, Korea Institute of Industrial Technology, Cheonan, Korea

(Manuscript received 24 February 2014; revised 20 March 2014; accepted 28 March 2014)

Abstract: Little information is available about the characteristics in revolution gait of hemiplegic elderly, which is frequently represented in daily life. It is also hard to elucidate purely the characteristics due to hemiplegia because of no consideration of aging factors. The aim of study is to identify the alteration characteristics of lower extremity joint angles in both straight and revolution gaits together due to hemiplegia through comparing healthy with hemiplegic elderly. Following Institutional Review Board approval, twelve healthy and hemiplegic elderly were participated and the center of body mass (COM) and lower extremity joint angles were measured during straight and revolution gaits using a computer-aided video motion capture system. The results showed that the gait characteristics were generally altered in both straight and revolution gaits due to hemiplegia ($p < 0.05$). The gait characteristics were then different between the straight and revolution gaits each other. This study may be valuable by identifying for the first time the alterations of the lower extremity joint angles in both straight and revolution gaits due to pure hemiplegia through comparing healthy elderly with hemiplegic elderly.

Key words: Hemiplegia, Lower Extremity Joint Angles, Revolution Gait, Rehabilitation Strategy

1. 서 론

편마비는 신경계의 손상으로 오른쪽 또는 왼쪽 상지 또는 하지의 근력이 저하되어 한쪽이 운동을 수행 할 수 없는 상태를 뜻하며, 뇌성마비, 뇌의 손상, 뇌혈관 장애 등 신경근의 질병을 가진 환자에게서 나타날 수 있는 질환이다[1,2]. 뇌졸중 후 편마비가 발병할 확률은 88%으로 보고되고 있으며 [3] 특히, 다른 연령층에 비해 노인층에서 가장 일반적으로 발생할 수 있는 질환으로 미국 NIH(National Institutes

of Health)의 통계에 따르면 1990년대 중반 20-44세의 뇌졸중 발병률은 10,000명당 2명, 45세 이상에서는 10,000명당 56명으로 노인층이 청년층 및 중년층 보다 발병률이 28배 높음을 발표하였다[4]. 이러한 편마비 환자의 회복을 위하여 주당 2~3번 이상의 물리치료, 작업요법, 정형외과적 치료 등을 포함한 다양한 재활 훈련이 권장되고 있는 실정이며[5], 이로 인한 사회 경제적 부담이 2009년 약 4700억 달러(2009년 뇌졸중 환자 간호 비용) 이상인 것으로 미국의 NHLBI(American Heart Association and the National Heart, Lung and Blood Institute)가 보고하였으며 인구 고령화로 인하여 매년 그 비용이 증가 할 것으로 예측하고 있는 실정이다[6].

편마비 환자의 약 52%에서 85%는 재활 정도에 따라 보행 능력을 다소 회복 할 수 있는 것으로 보고되고 있지만, 정상인과 비교 시 보행 패턴에 있어서는 일반적으로 차이점

Corresponding Author : Dohyung Lim
Department of Mechanical Engineering, Sejong University
98, Gunja-Dong, Gwangjin-Gu, Seoul 143-747, Korea
Tel: +82-2-3408-3672 / Fax: +82-2-3408-4333
Email: dli349@sejong.ac.kr

본 연구는 보건복지부의 재원으로 한국보건산업진흥원의 보건 의료 기술연구개발사업 지원에 의하여 이루어진 것임(HI12C1496).

을 보이는 것으로 보고되고 있다[7,8]. 일반적으로 편마비 환자의 경우 신체의 한쪽을 원활히 사용하지 못하기 때문에, 점진적으로 강직성 마비와 관절운동범위 감소가 발생하고, 이에 따른 독립적 일상생활 활동에 제약을 받는 것으로 보고되고 있다[9,10]. 따라서 편마비 환자는 정상인과는 다른 보행 특성을 보이므로 편마비 환자의 보행 특성을 다양한 환경에서 평가하고 이에 관련된 요소들을 분석할 필요가 있는 것으로 보고되고 있다[11]. 최근까지 다양한 평가 방법을 통하여 편마비 환자의 보행 특성 분석을 위한 많은 연구가 진행되고 있다[1,7,12-14]. 이 중 Winter[1]등은 46명의 다양한 연령층에서의 편마비 환자를 대상으로 직선 보행에서의 보행 속도와 하지 관절 각도 변화에 대한 특성을 평가하여, 편마비 환자의 보행 특성을 다양한 관점에서 분석하고자 하였다. Mulroy 등[12]은 편마비 환자의 10 m의 직선 보행에서 보행 속도에 따른 족관절, 슬관절, 고관절 각도 측정을 통하여 보행 패턴의 분류체계를 제안하였으며, Kollen 등[13]은 10 m의 직선 보행에서 편마비 환자의 최대 보행 속도와 가장 편안한 속도에 대한 편마비 환자의 보행 특성을 분석하였다. Guo 등[14]은 5 m 직선 보행에서 청년층 편마비 환자의 보행 균형과 무릎의 신장성에 대해서 평가하였으며, Boudarham 등[7]은 10 m 직선 보행에서의 고령자 편마비 환자와 20대 정상 피검자의 관절 각도, 보행 속도 그리고 보행 패턴 특성 변화를 비교 분석하였다. 그러나 기존 연구에서는 보행 능력과 밀접한 관련이 있는 편마비 환자 개인별 균형 능력에 대한 고려 없이 실험이 진행되었다[1,7,12-14]. 편마비 환자의 경우, 일반적으로 균형 능력 손상 정도에 따른 보행 능력의 차이를 보일 수 있기 때문에, 편마비 환자 개인별 균형 능력에 대한 평가 후 보행 특성을 분석하는 것이 보다 정확한 결과를 확보 할 수 있다고 보고되고 있다[15,16]. 또한, 기존 연구에서는 정상 청년층과 고령자 편마비 환자 사이의 보행 특성을 주로 비교 평가하고 있는데[1,7,14], 이러한 비교 평가는 편마비 고령자에 있어 순수 편마비에 따른 보행 특성 변화만을 추출하는데 한계가 있음을 의미한다. 즉 정상 청년층의 경우 고령화에 따른 보행 속도 감소, 균형 능력 쇠퇴 등의[17] 보행 특성 변화를 내포하고 있지 않기 때문에, 순수 편마비에 따른 보행 특성 변화를 평가 하는데 한계점을 가질 수 있다. 또한 앞서 언급한 대부분의 기존 연구들의 경우[1,7,12-14], 주로 직선 보행에 따른 보행 특성만을 주로 분석하였기 때문에,

일상 생활 속에서 발생할 수 있는 보행 패턴의 하나인 회전 보행 특성에 대한 연구가 다소 부족한 실정이다.

본 연구에서는 가능한 비슷한 균형 능력을 가진 정상 고령자 군과 편마비 고령자군을 선정해 직선과 회전 보행에서의 보행 특성인 상체동요(Sway), 하체 관절 각도 특성 변화를 분석하여, 직선과 회전 보행에서의 편마비에 따른 편마비 고령자의 보행 특성 변화를 평가하고자 하였다.

II. 연구 방법

1. 피검자 선정

본 연구에 참여한 피검자는 대조군으로서 하지의 근골격계 관련 질병이 없으며 특히 정상 보행 동작이 가능한 건강한 노인 남성 6명과 시험군으로서 정상 보행 동작이 어려운 왼쪽 편마비 노인 남성 6명으로 선정하였다. 피검자의 신체적 특성(나이, 평균신장, 체중)은 표 1에 나타내었다. 모든 피검자를 대상으로 시험 시 발생할 수 있는 위험 사항 및 시험 방법에 대하여 충분히 숙지 시키고, 최종적으로 시험동의서에 서명한 후 시험을 진행하였다. 또한 본 연구에서 수행된 실험의 방법 및 피검자 선정에 관한 내용을 (재)국가생명윤리정책연구원에서 심의 받았다(IRB No.: PIRB12-038-02).

2. 직립 상태 자세 안정성 측정

정상 고령자군과 편마비 고령자군 사이의 보행 기초 능력 차이를 확인하기 위하여, 균형능력측정기구(Balance System SD, Biodex Medical Systems, USA) 활용하여 직립 상태에서의 자세안정성(Postural Stability)을 측정하였다. 이때 피검자가 편안한 자세로 직립 상태를 유지하고 낙상 위험성을 방지하기 위하여 신체견인장치(Unweighing system, Biodex Medical Systems, USA)을 사용하였다. 시험은 정적 직립 상태 단계 및 12가지 동적 직립 상태 단계(1단계 ~ 12단계)에 대하여 수행되었으며, 각 단계에서 10초 동안 자세안정성 특성을 측정하였다. 여기서 정적 직립 상태 단계란 균형능력측정기구의 발판이 고정되어 있는 상태를 의미하며, 12가지 동적 직립 상태 단계란 발판이 12단계의 난이도별로 움직이는 상태를 의미한다(1단계: 낮은 난이도, 12단계: 높은 난이도를 의미함). 최종적으로 자세안정성 평가는 각 단계에 대해 전체적인 안정성 정도를 나타내는 Overall Stability Index(OSI), 전후방측의 안정성 정도를 나타내는

표 1. 피검자의 신체적 특성.

Table 1. Physical characteristics of the participants.

Subject	Age(yrs)	Height(cm)	Weight(kg)	Body Mass Index(kg/m ²)
Normal Elderly(N = 6)	71.3 ± 4.7	161.6 ± 5.2	59.8 ± 9.8	22.9 ± 3.9
Hemiplegic Elderly(N = 6)	63.1 ± 9.2	167.3 ± 5.2	74.1 ± 9.5	26.3 ± 1.9

표 2. 자세 안정성 평가 결과. (a) 정상 고령자군에 대한 평균값, (b) 편마비 고령자군에 대한 평균값, (c) 유의확률 값.

Table 2. Results of postural stability for Overall Stability Index (OSI), Anterior/Posterior Index (API) and Medial/Lateral Index (MLI) (a) Average of Healthy elderly (b) Average of Hemiplegic elderly (c) p value.

	OSI		API		MLI			OSI		API		MLI	
	AVERAGE	SD	AVERAGE	SD	AVERAGE	SD		AVERAGE	SD	AVERAGE	SD	AVERAGE	SD
Static	0.75	0.54	0.43	0.40	0.50	0.41	Static	1.53	0.77	1.12	0.79	0.83	0.42
1	1.78	0.92	1.00	0.62	1.23	0.76	1	3.52	1.26	2.88	1.84	2.44	1.15
2	1.72	0.85	1.15	0.68	1.03	0.60	2	3.98	1.88	2.68	2.18	2.34	0.88
3	1.93	0.86	1.47	0.69	1.15	0.58	3	3.04	0.97	1.84	0.97	2.14	0.48
4	1.48	0.90	0.92	0.69	0.95	0.59	4	2.76	1.11	0.98	0.57	2.28	1.16
5	1.97	1.13	1.22	0.60	1.30	0.84	5	2.54	0.97	1.52	0.75	1.70	0.60
6	1.72	0.75	1.38	0.74	1.13	0.38	6	3.28	2.17	1.92	1.61	2.32	1.35
7	1.95	0.86	1.18	0.53	1.28	0.55	7	3.32	2.20	2.08	1.97	2.08	1.05
8	2.22	0.81	1.43	0.34	1.37	0.88	8	3.92	0.85	2.42	0.90	2.62	0.28
9	2.13	0.79	1.42	0.55	1.30	0.51	9	4.92	2.52	3.10	2.03	3.32	1.62
10	2.15	0.94	1.30	0.52	1.42	0.77	10	4.30	2.22	2.26	1.10	3.20	1.86
11	2.78	1.69	1.50	1.00	2.00	1.09	11	6.80	1.37	6.74	3.12	4.88	1.60
12	4.52	4.54	2.43	1.97	1.72	0.58	12	6.63	3.25	5.06	2.43	5.03	2.48

(a)

(b)

	OSI	API	MLI		OSI	API	MLI
	p value	p value	p value		p value	p value	p value
Static	0.11	0.04	0.36	Static	0.11	0.04	0.36
1	0.05	0.03	0.03	7	0.25	0.21	0.19
2	0.05	0.08	0.03	8	0.02	0.01	0.03
3	0.04	0.04	0.03	9	0.05	0.04	0.03
4	0.12	0.21	0.07	10	0.08	0.02	0.10
5	0.56	0.03	0.59	11	0.02	0.00	0.02
6	0.21	0.10	0.11	12	0.60	0.05	0.04

(c)

28

Anterior/Posterior Index(API), 내외측의 안정성 정도를 나타내는 Medial/Lateral(MLI) Index를 분석하여 수행하였다. 이때 분석된 지표 점수는 중심에서 벗어난 정도의 크기를 의미한다.

3. 보행 시 상체 동요 및 하체 관절 각도 변화 측정

10대의 적외선 카메라를 이용한 삼차원 모션 캡처 시스템 (T-10s, VICON Motion System Ltd., UK)을 통하여 피검자의 직선 및 회전 보행 시 내외측방향 상체 동요 및 하체 관절(발목관절, 슬관절, 고관절) 각도 변화를 실시간으로 측정하였다(Sampling rate: 100 Hz). 이때 피검자의 내외측방향 상체 동요 및 하체 관절 각도는 plug-in-gait marker set 기반으로 Nexus(NEXUS, VICON Motion System Ltd., UK)을 이용하여 분석하였다. 또한 직선 및 회전 보행의 분석을 위하여, 출발 지점에서 시작하여 직선로를 3 m 회전로 2 m를 반복적으로 수행하여 총 30 m 중 직선 보행(80%, 24 m,) 및 회전 보행(20%, 6 m)를 걷게 하였다. 보

행 속도는 피검자들이 편안함을 느끼는 속도(정상 고령자군: 0.6 ± 0.3 m/s, 편마비 고령자군: 0.3 ± 0.1 m/s)에 맞추어

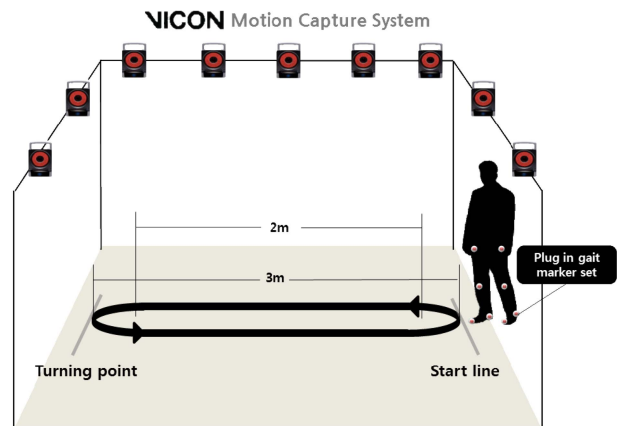


그림 1. 직선 보행 및 회전 보행 분석을 위한 시험 환경. Fig. 1. Experiment configuration for straight and revolution gaits.

보행을 수행 할 수 있도록 하였고, 피검자 당 동일한 시험을 총 3번 반복적으로 수행하였다(그림 1). 그리고 측정 에러, 이전 시험의 영향, 그리고 피검자의 근육피로도 영향을 가능한 최소화하기 위하여, 각 시험 사이간 10분의 휴식 시간을 피검자에게 부여하였다. 최종적으로 직선 보행 시에는 Perry[18]에 의해 제시된 7개의 보행 단계(부하 반응기>Loading Response), 중간 입각기(Mid stance), 말기입각기(Terminal stance), 전유각기(Pre-swing), 초기유각기(Initial swing), 중간 유각기(Mid swing), 말기유각기(Terminal swing))에 따라 하체 관절 각도 변화에 대해 평가하였고, 회전 보행 시에는 최적의 한 보행 주기를 시간에 따라 표준화(0~100% 표현)하여 20%의 간격으로 분석하였다.

4. 통계분석

직선 및 회전 보행 구간에서 정상 고령자군과 편마비 고령자군 사이의 상체동요와 하지 관절 각도 변화의 유의한 차이를 확인하기 위하여 SPSS 프로그램(IBM SPSS Software, USA)을 사용하여 Student. T-Test를 실시하였다. 유의수준 $p < 0.05$ 에서 통계적 유의성을 검증하였으며 비교 대상간의 유의한 차이를 가질 때 결과 그래프에 기호(*)로 표시하였다.

III. 연구 결과

1. 직립 상태 자세 안정성 측정을 통한 균형 능력 평가

정적 직립 상태의 자세 안정성 실험에서 정상 고령자군과 편마비 고령자군의 OSI, API, MLI 결과를 그림 2에 나타내었다. 이때 결과에서 값이 클수록 발판의 중심에서 벗어난 정도가 크고 균형 능력이 낮을 수 있음을 의미한다. 일반적으로 정적 직립 상태보다 동적 직립 상태에서의 균형 능력이 감소하였으며($p < 0.05$), 동적 직립 상태에 있어서는 난이도가 높을수록 균형 능력이 감소하는 것을 확인 할 수 있었다($p < 0.05$). 정상 고령자의 경우 비교적 각 개인별 균형 능력이 모든 난이도에서 유사함을 보임을 확인 할 수 있었다($p > 0.05$). 편마비 고령자군의 경우 정적 직립 상태 및 난이도가 낮은 동적 직립 상태에 있어서는 각 개인별 균형 능력이 유사하였으나($p > 0.05$), 난이도가 높은 동적 직립 상태에 있어서는 상대적으로 각 개인 별 균형 능력의 차이가 있음을 확인 할 수 있었다($p < 0.05$). 또한 정상 고령자군과 편마비 고령자군의 비교에 있어서는, 정상 고령자군이 편마비 고령자군보다 전반적으로 균형 능력이 높음을 확인 할 수 있었다($p < 0.05$)(정상 고령자군 OSI: 1.94 ± 0.5 , API: 1.2 ± 0.4 , MLI: 1.2 ± 0.3 ; 편마비 고령자군 OSI: 3.8 ± 1.5

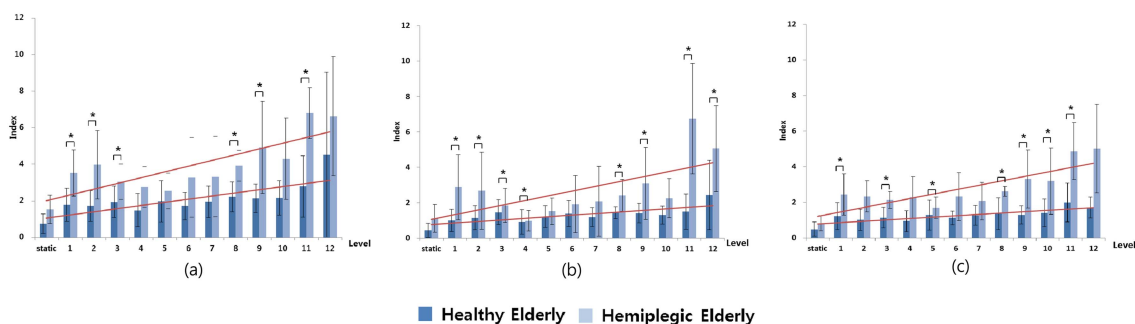


그림 2. 직립상태 자세 안정성 평가 결과. (a) Overall stability index, (b) Anterior/Posterior index, (c) Medial/Lateral index.

Fig. 2. Results of evaluation of upright postural stability (a) Overall stability index, (b) Anterior/Posterior index, (c) Medial/Lateral index for postural stability evaluation.

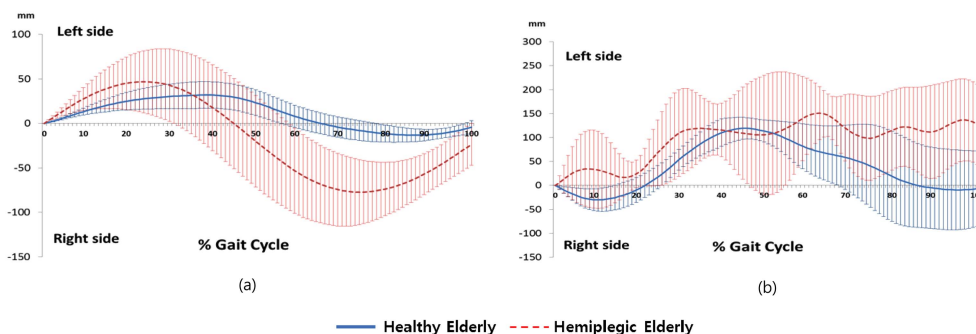


그림 3. 직선 및 회전 보행 동안 정상 고령자군과 편마비 고령자군에서의 상체 동요. (a) 직선 보행, (b) 회전 보행.

Fig. 3. Sway of upper body in healthy and hemiplegic elderly during straight and revolution gaits (a) Straight gait (b) Revolution gait.

API: 2.6 ± 1.6 , MLI: 2.7 ± 1.1).

2. 보행 특성 측정을 통한 보행 시 상체 동요 특성 변화 평가

정상 고령자군과 편마비 고령자군의 직선 및 회전 보행에서 질량 중심(Center of Mass)을 계산하여 상체 동요 특성을 표현한 결과를 그림 3에 나타내었다. 정상 고령자군과 편마비 고령자군을 비교하였을 때, 직선보행과 회전보행 모두에서 통계적으로 유의한 차이를 보였다($p < 0.05$). 편마비 고령자군의 상체 동요 범위는 정상 고령자군의 약 $174.3\% \pm 97.0\%$ 증가로, 보행 시 편마비 고령자군이 내외측으로 더 많은 상체 동요를 보였다(정상 고령자군: 45.2 ± 7.7 mm, 편마비 고령자군: 124.0 ± 1.7 mm). 직선 보행 시 정상 고령자

군은 보행주기 60%에서 발가락 들기(Toe-off)가 나타난 반면 편마비 고령자군은 조금 앞선 약 45%에서 발가락 들기가 발생됨을 확인 할 수 있었으며, 전반적으로 편마비 고령자군의 경우 발가락 들기 발생 이후 비마비측으로 더 많은 움직임이 나타나는 것을 확인 할 수 있었다(발가락 들기 전: 29.3 ± 15.3 mm, 후: -52.6 ± 11.1 mm). 회전 보행의 경우에 있어서도 편마비 고령자군이 내외측으로 더 많은 상체 동요를 보였다(정상 고령자군: 119.2 ± 30.3 mm, 편마비 고령자군: 150.9 ± 55.0 mm). 또한 회전 보행이 50% 이상 진행 되었을 때, 정상 고령자군은 회전 보행의 초기 상태로 상체 중심이 돌아오는 반면, 편마비 고령자군에서는 상체 중심이 마비측으로 최대 122 mm \pm 14.7 mm 만큼 이동한 상태

30

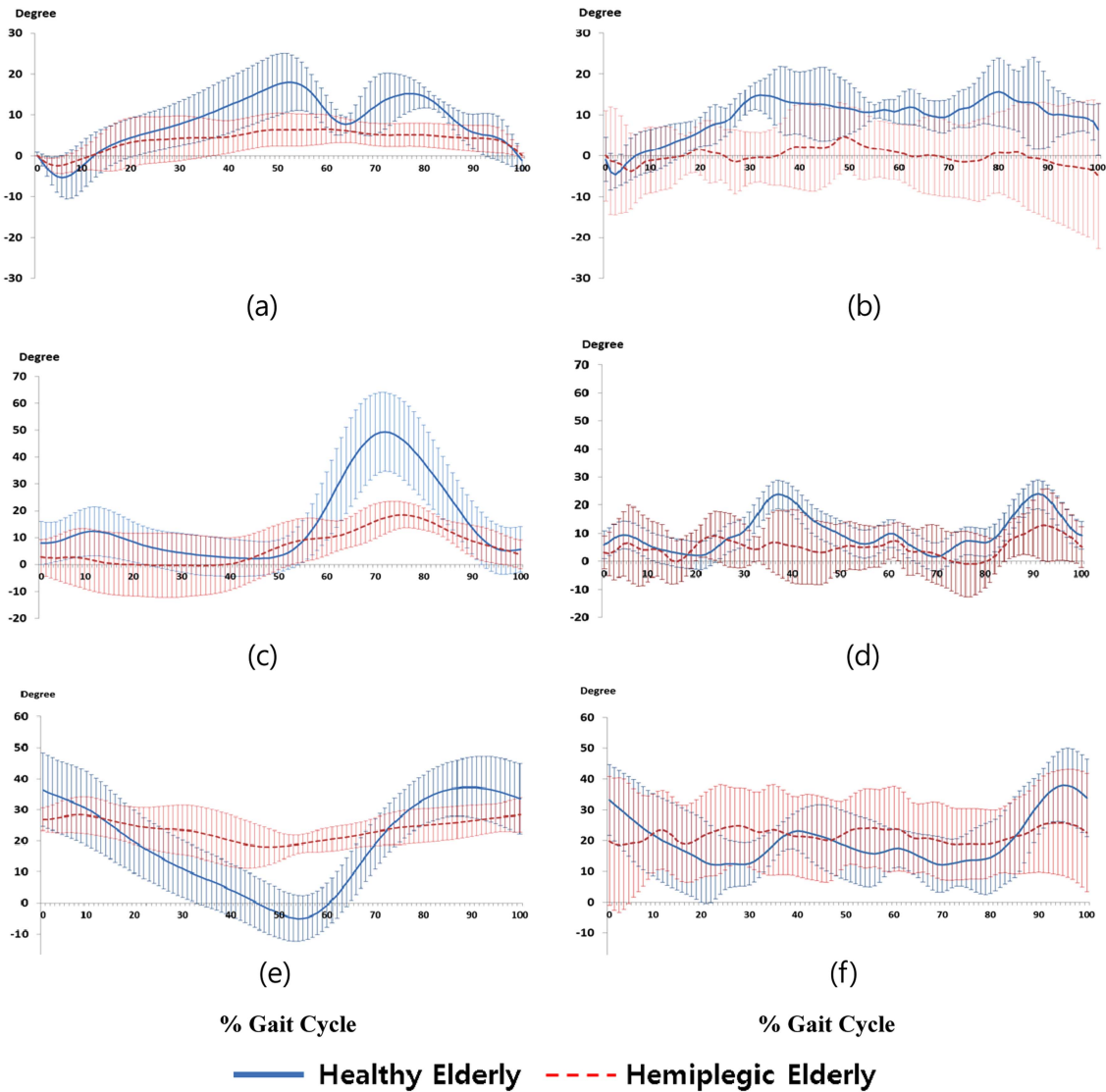


그림 4. 직선 및 회전 보행 동안 정상 고령자군의 왼쪽 하지 관절 각도와 편마비 고령자군에서의 마비측 하지 관절 각도 : 직선 보행 시 (a) 족관절, (c) 슬관절, (e) 고관절 각도, 회전 보행 시, (b) 족관절, (d) 슬관절, (f) 고관절 각도.

Fig. 4. Joint angle of lower extremity in healthy and hemiplegic elderly during straight and revolution gaits: (a) ankle joint, (c) knee joint, (e) hip joint for straight gait, (b) ankle joint, (d) knee joint, (f) hip joint for evolution gait.

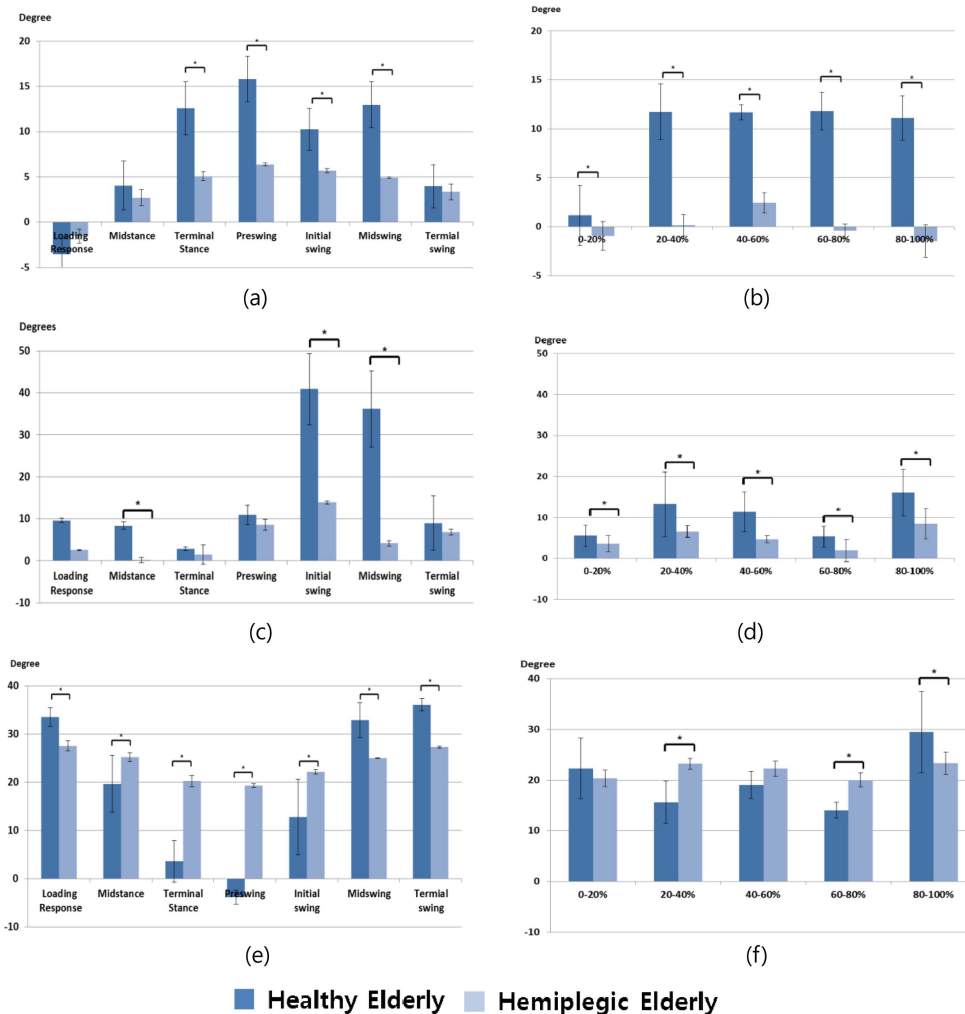


그림 5. 직선 및 회전 보행 시 보행 단계 별 정상 고령자군과 편마비 고령자군의 하지 관절 각도 : 직선 보행 시 (a) 족관절, (c) 슬관절, (e) 고관절 각도, 회전 보행 시, (d) 족관절, (d) 슬관절, (f) 고관절 각도.

Fig. 5. Joint angle of left lower extremity of healthy and left affected lower extremity of hemiplegic elderly in gait phases during straight and revolution gaits: (a) ankle joint, (c) knee joint, (e) hip joint for straight gait, (b) ankle joint, (d) knee joint, (f) hip joint for evolution gait.

로 회전 보행을 진행하였다.

3. 보행 시 하체 관절 각도 특성 변화 평가

직선 보행과 회전 보행 시 정상 고령자군과 편마비 고령자군의 전반적 하지 관절 각도(족관절, 슬관절, 고관절) 변화를 그림 4에 나타내었으며, 보행 단계별 하지 관절 각도 변화 특성은 그림 5에 나타내었다. 직선보행에서 정상 고령자군과 편마비 고령자군 비교 시 모든 관절에서 관절 각도에 유의한 차이를 보였으며, 전반적으로 편마비 고령자군의 관절 각도 변화 범위가 정상 고령자군과 비교 시 상대적으로 작음을 확인 할 수 있었다(족관절: 61.8% ± 1.7 감소, 슬관절: 60.1% ± 23.5 감소, 고관절: 75.7% ± 8.7 감소) (p < 0.05). 특히 직선 보행에서 족관절의 경우, 하지의 전진을 촉진시키기 위한 초기 유각기(Initial swing)의 발가락 들

기 단계에서, 정상 고령자는 10.2 ± 4.6° Flexion이 발생한 반면, 편마비 고령자군은 5.6 ± 2.8° Flexion이 발생하여, 배측 굴곡(Dorsiflexion)을 위한 충분한 족관절 각도가 발생되지 않음을 확인 할 수 있었다. 슬관절의 경우 편마비 고령자군의 초기 유각기에서 66.0% ± 2.5의 감소, 중간유각기(Mid-swing)에서 56.2% ± 3.1의 가장 큰 관절 각도 범위의 감소를 보였다. 고관절의 경우, 신전이 발생하는 말기 입각기와 초기유각기에서 큰 관절 각도 차이를 보였다(말기 입각기: 458.7% ± 112.7, 초기유각기: 606.7% ± 209.8). 회전 보행에 있어서도, 전반적으로 편마비 고령자군의 관절 각도 변화가 정상 고령자군에 비해 작음을 확인 할 수 있었다(족관절: 52.2% ± 9.6 감소, 슬관절: 37.8% ± 9.1 감소, 고관절: 72.0% ± 7.1 감소) (p < 0.05). 족관절의 경우, 모든 보행 구간에서 유의한 차이를 보였으며, 특히 20~40%에서 편마비

고령자의 관절 각도 감소가 정상 고령자군에 비해 $98.7\% \pm 61.0$ 로 가장 큰 차이를 보였다. 슬관절의 경우에 있어서는 보행 60~80%구간에서 관절 각도의 가장 큰 감소를 보였으며($63.4\% \pm 8.6$), 고관절에 있어서는 20~40%, 60~80% 구간에서 편마비 고령자의 관절 각도가 더 크게 발생하였으며(20~40%: $48.6\% \pm 74.9$, 60~80%: $42.6\% \pm 11.1$), 특히 20~40% 구간에서 정상 고령자와 가장 큰 관절 각도의 차이를 보였다.

IV. 고 찰

기존 연구에서는 정상 청년층과 편마비 고령자 사이의 보행 특성을 주로 비교 평가하여[1,7,14] 편마비 고령자에 있어 순수 편마비에 따른 보행 특성 변화만을 추출하는 데 한계가 있었다. 즉 정상 청년층의 경우 고령화에 따른 보행 속도 감소, 균형 능력 쇠퇴 등의[17] 보행 특성 변화를 내포하고 있지 않기 때문에, 편마비 고령자에 보행 특성 분석에 있어서 고령화 및 편마비에 따른 보행 특성 변화가 함께 포함될 수 있는 한계점을 가질 수 있었다. 즉 편마비 고령자의 편마비 자체에 따른 보행 특성 변화만을 추출 하는데 한계점을 가질 수 있었다. 또한 기존 연구에서는 보행 시 중요한 영향을 미칠 수 있는 피검자의 균형 능력을 고려하지 않고 피검자를 선정하여 연구를 주로 진행하였다[1,7,12-14]. 일반적으로 기존 연구들에서 편마비 발생 기간이나 설문 조사에 따른 분류를 통하여 연구가 진행되었다[1,7,13,19,20]. 그러나 비록 동일한 편마비 발생 기간을 경험하고 있더라도, 개인차에 따른 다양한 균형 능력을 보유 할 수 있고, 이에 따른 개인별 보행 특성의 차이가 발생 될 수 있기 때문에 일정한 결과를 확보하는데 한계점을 가질 수 있었다. 또한 추가적으로 앞서 언급한 대부분의 기존 연구들의 경우 [1,7,12-14] 주로 직선 보행에 따른 보행 특성만을 주로 분석하였기 때문에, 일상 생활 속에서 발생될 수 있는 보행 패턴의 하나인 회전 보행 특성에 대한 연구가 다소 부족한 실정이었다. 따라서 본 연구에서는 위에 언급된 한계점 등을 극복하기 위하여, 각각의 그룹 내에서 가능한 유사한 균형 능력을 가진 정상 고령자군과 편마비 고령자군을 선정하여, 직선 및 회전 보행 시 상체동요, 하체 관절 각도를 통하여 직선과 회전 보행에서 정상 고령자군 편마비 고령자군의 보행 특성 차이를 평가 하고자 하였다. 이를 통하여 직선과 회전 보행에서의 오직 편마비에 따른 편마비 고령자의 보행 특성 변화를 추출 평가하였다라는 점에 본 연구의 의의가 있을 것으로 사료된다.

편마비 고령자군의 경우, 직선 보행 시 정상 고령자군과 비교 시 상대적으로 비마비측으로 더 많은 상체 치우침을 보이며 일반적으로 보행을 진행하는 것으로 확인되었다. 이

는 Lorenze 등, lida 등, Tyson[21-23] 등의 연구결과와도 일치하며, 이러한 원인은 입각기 단계에서 마비측 다리의 움직임 동안 비마비측 다리가 무게의 중심을 보조하기 위함이라고 보고되고 있다[21,22,24]. 또한, 기존연구[25]에 근거하여 편마비에 따라 약화된 근육이 비마비측으로 치우치게 되는 상체동요 특성에 영향을 미칠 수 있다고 판단할 수 있다. 그리고 입각기와 유각기 단계에서 충분하지 않은 고관절의 굴곡을 확인 하였는데, 이는 보행 시 균형을 유지 하기 위해 상체를 기울여 마비측의 발을 바닥으로부터 들게 하기 위함이다[26]. 이러한 의도적인 편마비 고령자의 움직임 때문에 정상고령자군 보다 더 이른 보행주기 45%에서 발가락 들기가 발생되었을 것이라 판단되며 부족한 관절의 가동성과 편마비에 의한 근육 약화 등 복합적인 이유로 비마비측으로 더 많은 신체의 중심 이동이 발생되었을 것으로 생각된다. 회전 보행에 있어서도, 보행이 약 50% 진행 되었을 때, 정상 고령자군과는 달리, 편마비 고령자군의 신체 중심은 중심선으로 되돌아 가지 못하고 요동치며 마비측으로 치우치는 경향을 나타내었다. 이는 신체의 전체가 회전할 때, 마비측으로 중심이 치우치는 순간에 편마비 고령자의 근력 약화로 이를 지지할 수 있는 힘이 충분하지 않기 때문에 신체의 중심이 초기의 상태로 돌아가지 못한 것으로 사료된다. 또한 편마비 고령자군은 요동치는 상체 동요의 특성을 보였는데 이는 보행 시 낙상 방지를 위해 발생된 억지 보행에 의한 것으로 생각된다. 또한 신체의 중심점이 보행의 진행 선상에서 벗어나면 에너지 소비 또한 증가하기 때문에[27] 편마비 고령자군은 정상 고령자군 보다 필요 이상의 에너지를 보행에 사용했을 것으로 생각된다.

직선 보행에 있어, 일반적으로 편마비 고령자군은 상체 동요, 하체 관절 각도 변화 특성들이 정상 고령자군과 비교하여 상대적으로 차이가 있음을 보였다. 일반적으로 직선 보행의 경우 부하 반응기 단계에서 큰 슬관절 굴곡이 발생하게 되는데[28,29], 본 연구 결과에서는 편마비 고령자군의 슬관절 굴곡 각도가 감소됨을 보였다. 부하 반응기에는 보행 초기로써 발 뒤꿈치가 지면과 닿아 이에 의한 충격을 슬관절을 굴곡함으로써 흡수해 완충 작용을 하는 단계로 보고되고 있다[26]. 따라서 편마비 고령자군은 보행 시 슬관절의 안정성이 감소하여 지면에 대한 충격을 흡수 하지 못하였고 이로 인해 보행 초기의 안정성 또한 감소할 수 있음을 예상할 수 있다. 전유각기와 초기 유각기에서는 편마비 고령자군의 족관절의 배측 굴곡 및 저측 굴곡 또한 정상 고령자군의 비해 감소하였다. 일반적으로 족관절의 동작은 하지의 체중 지지 능력과 상관성이 높으며 신체의 균형을 보조하는 역할을 한다[26]. 또한 신체와 하지를 앞으로 전진하게 하기 위한 발가락 들기 동작이 이 단계에서 이루어지며 이를 위해 가자미근이 높은 기여를 한다고 보고 되고 있다[20,30].

따라서, 족관절의 각도 감소가 보행 시 신체의 균형을 치우치게 하여 상체동요의 특성에 영향을 줄 수 있음을 의미한다. 또한 이러한 결과로 편마비 고령자군의 가자미근이 약화되었음을 유추할 수 있을 것으로 생각된다. Olney 등, Takebe 등[31,32]은 유각기에서 편마비 고령자의 슬관절의 최대 굴곡 각도가 감소함을 보고한 바 있다. 이는 본 연구 결과와도 일치하며 슬관절의 최대 굴곡 각도는 고관절 굴곡 속도에 영향을 받는다는 사실[31]과도 부합되는 것으로 판단된다.

직선 보행뿐만 아니라 회전 보행의 경우에서도 편마비 고령자군은 상체 동요, 하체 관절 각도 변화 특성들이 정상 고령자군과 비교하여 상대적으로 차이가 있음을 보였다. 그러나, 회전보행이 직선 보행보다 정상 고령자군과 편마비 고령자군간에 차이가 작음을 보였는데 이는 축을 중심으로 회전하는 보행이기 때문에 직선 보행보다 관절가동범위가 작아 큰 차이가 나지 않은 것으로 사료된다. 20~40%, 40~60%, 60~80% 구간에서는 편마비 고령자군의 경우 고관절 굴곡 정도는 감소하였다. 이러한 결과는 고관절의 움직임과 관련이 있는 대둔근의 근력이 감소하여 회전보행을 촉진시키기 위한 적절한 고관절 굴곡 각도를 발생시키지 못하였을 것으로 예측할 수 있다. 또한 고관절 보다 슬관절과 족관절에서 관절 가동성이 더 많이 감소함을 보였다. 이러한 결과는 편마비에 따른 전반적인 회전 보행 특성 변화가 고관절 보다 슬관절과 족관절에서 주로 발생 될 수 있음을 의미한다. 특히 보행 균형과 관련된 슬관절과 족관절의 안정성의 약화로 편마비 고령자군의 경우 회전 보행 시 낙상의 위험성이 정상 고령자군보다 상대적으로 더 높아 질 수 있음을 의미할 것으로 판단된다. 그러나 피검자의 모집의 어려움으로 인해 적은 피검자의 수로 실험을 수행하였고, 많은 연구 [18,26,33-36]를 통하여 보행 단계에 대한 기준이 수립된 직선 보행과 달리 회전 보행에 대한 연구 자료 부족으로 인하여 일률적으로 회전 보행의 단계를 나누어 보행 특성을 분석한 한계점을 내포하고 있다. 따라서 이러한 부분에 대해서는 추가 연구를 통하여 회전 보행 특성에 맞는 보행 단계 기준을 설립하고 이에 대한 보행 특성에 대한 분석이 추가적으로 수행될 필요가 있을 것으로 판단된다.

본 연구에서 직선 및 회전 보행 시 편마비에 따라 다양한 보행 특성들이 변화 함을 확인 할 수 있었다. 편마비 고령자의 상체동요는 직선 보행에서 약 174%, 회전 보행에서 약 26%로 한쪽으로 더 치우친 상태로 보행을 진행하였고 하지 관절 각도는 각 단계에 따라 감소함을 나타내었다. 전반적으로 직선보행에서 60~70%, 회전보행에서 54~70% 감소 하여 보행 특성이 변화 됨을 확인 할 수 있었다. 또한 회전 보행 시 고관절 보다는 슬관절과 족관절의 관절 가동성이 더 큰 차이로 감소함을 확인할 수 있었다. 본 연구에서는 정

상 고령자군과 편마비 고령자군을 선정하는데 있어 가능한 유사한 균형 능력을 가진 피검자를 선정하였으며 보행에서 일반적으로 주로 발생하는 직선과 회전 보행 모두에 대한 보행 특성을 평가 하였다는 점에 의의가 있을 것으로 사료된다. 또한 직선 보행과 회전 보행 간에 상체 동요, 하지 관절 각도 변화 특성이 모두 다르기 때문에 직선 보행과 회전 보행 훈련이 구분된 효율적인 보행 재활훈련을 수립하는데 도움이 될 것으로 사료된다. 그리고 본 연구에서는 순수한 편마비 특성 변화를 추출하였기 때문에 편마비 고령자에 보다 특화된 보행 재활훈련을 수립하기 위한 유용한 기초 자료로 활용될 수 있을 것으로 사료된다.

Reference

- [1] J. G. a. R. H. TF Winters, "Gait patterns in spastic hemiplegia in children and young adults," *Journal of Bone and Joint Surgery*, vol. 69, pp. 437-441, 1987.
- [2] D. Mukherjee and C. G. Patil, "Epidemiology and the global burden of stroke," *World neurosurgery*, vol. 76, pp. S85-S90, 2011.
- [3] R. Buschbacher, "Physical Medicine and Rehabilitation Board Review," ed: LWW, 2011.
- [4] K. e. al., "Stroke: Challenges, progress and Promise.," *NIH Ppublication*, 2009.
- [5] E. E. Lane, "National Stroke Association's Guide to Choosing Stroke Rehabilitation Services," *National Stroke Association*, 2006.
- [6] M. Safizadeh, M. Hussein, M. Yaacob, M. M. Zain, M. Abdullah, M. C. Kob, et al., "Kinematic Analysis of Powered Lower Limb Orthoses for Gait Rehabilitation of Hemiplegic and Hemiparetic Patients," *order*, vol. 7, p. 17, 2011.
- [7] J. Boudarham, N. Roche, D. Pradon, C. Bonnyaud, D. Bensmail, and R. Zory, "Variations in Kinematics during Clinical Gait Analysis in Stroke Patients," *PLOS ONE*, vol. 8, p. e66421, 2013.
- [8] L. Bensoussan, S. Mesure, J. Viton, G. Curvale, and A. Delarque, "[Temporal, kinetic and kinematic asymmetry in gait initiation in one subject with hemiplegia]," in *Annales de readaptation et de medecine physique: revue scientifique de la Societe francaise de reeducation fonctionnelle de readaptation et de medecine physique*, 2004, pp. 611-620.
- [9] H. C. Huang, M. L. Gau, W. C. Lin, and K. George, "Assessing risk of falling in older adults," *Public Health Nursing*, vol. 20, pp. 399-411, 2003.
- [10] Jeong Hwan Seo, Myung Hwan Ko, and Yun Hee Kim, "The Effects of Shoes Modification on Energy Consumption in Hemiplegic Gait," *Annals of Rehabilitation Medicine*, vol. 23, pp. 17-23, 1999.
- [11] M. D. Jong Woo Choi, Sei Joo Kim, M.D., Seong Beom Koh, M.D., Joon Shik Yoon, M.D., "The Result of Gait Analysis of Hemiplegic Patients with the Newly Developed Three Dimensional Electrogoniometer Domotion," *Korean J Clin Neurophysiol.*, vol. 6, pp. 35-38, 2004.
- [12] S. Mulroy, J. Gronley, W. Weiss, C. Newsam, and J. Perry, "Use of cluster analysis for gait pattern classification of

- patients in the early and late recovery phases following stroke," *Gait & posture*, vol. 18, pp. 114-125, 2003.
- [13] B. Kollen, G. Kwakkel, and E. Lindeman, "Hemiplegic gait after stroke: is measurement of maximum speed required?," *Archives of physical medicine and rehabilitation*, vol. 87, pp. 358-363, 2006.
- [14] Y. Guo, G. Zhao, Q. Liu, Z. Mei, K. Ivanov, and L. Wang, "Balance and knee extensibility evaluation of hemiplegic gait using an inertial body sensor network," *Biomedical engineering online*, vol. 12, p. 83, 2013.
- [15] S. Y. Hong, Lee, J. W., "The relationship between visual perception ability and balance ability," *Journal of the Korean Society of Occupational Therapy*, vol. 13 pp. 63-71, 2005.
- [16] P. Morgan, "The relationship between sitting balance and mobility outcome in stroke," *Australian Journal of Physiotherapy*, vol. 40, pp. 91-95, 1994.
- [17] J. Cwikel, A. Fried, D. Galinsky, and H. Ring, "Gait and activity in the elderly: implications for community falls-prevention and treatment programmes," *Disability & Rehabilitation*, vol. 17, pp. 277-280, 1995.
- [18] J. J. S. Lacuesta, J. Prat, and J. Sánchez-Lacuesta, *Biomecánica de la marcha humana normal y patológica*: Instituto de Biomecánica de Valencia, 1993.
- [19] M. Voigt and T. Sinkjær, "Kinematic and kinetic analysis of the walking pattern in hemiplegic patients with foot-drop using a peroneal nerve stimulator," *Clinical Biomechanics*, vol. 15, pp. 340-351, 2000.
- [20] C. Stewart, N. Postans, M. H. Schwartz, A. Rozumalski, and A. Roberts, "An exploration of the function of the triceps surae during normal gait using functional electrical stimulation," *Gait & posture*, vol. 26, pp. 482-488, 2007.
- [21] E. Lorenze, A. DeRosa, and E. Keenan, "Ambulation problems in hemiplegia," *Archives of physical medicine and rehabilitation*, vol. 39, pp. 366-370, 1958.
- [22] H. Iida and T. Yamamuro, "Kinetic analysis of the center of gravity of the human body in normal and pathological gaits," *Journal of biomechanics*, vol. 20, pp. 987-995, 1987.
- [23] S. F. Tyson, "Trunk kinematics in hemiplegic gait and the effect of walking aids," *Clinical rehabilitation*, vol. 13, pp. 295-300, 1999.
- [24] S. M. Woolley, "Characteristics of gait in hemiplegia," *Topics in stroke rehabilitation*, vol. 7, pp. 1-18, 2001.
- [25] J. Higginson, F. Zajac, R. Neptune, S. Kautz, and S. Delp, "Muscle contributions to support during gait in an individual with post-stroke hemiparesis," *Journal of Biomechanics*, vol. 39, pp. 1769-1777, 2006.
- [26] J. Perry and J. R. Davids, "Gait analysis: normal and pathological function," *Journal of Pediatric Orthopaedics*, vol. 12, p. 815, 1992.
- [27] S. Fisher and G. Gullickson Jr, "Energy cost of ambulation in health and disability: a literature review," *Archives of physical medicine and rehabilitation*, vol. 59, pp. 124-133, 1978.
- [28] D. A. Winter, *Biomechanics and motor control of human gait: normal, elderly and pathological*, 1991.
- [29] J. L. Lelas, G. J. Merriman, P. O. Riley, and D. C. Kerrigan, "Predicting peak kinematic and kinetic parameters from gait speed," *Gait & posture*, vol. 17, pp. 106-112, 2003.
- [30] D. A. Winter, "Human balance and posture control during standing and walking," *Gait & posture*, vol. 3, pp. 193-214, 1995.
- [31] G. M. Olney SJ, Monga TN, McBride ID, "Work and power in gait of stroke patients," *Arch Phys Med Rehabil*, vol. 72, pp. 309-314, 1991.
- [32] K. Takebe and J. Basmajian, "Gait analysis in stroke patients to assess treatments of foot-drop," *Archives of physical medicine and rehabilitation*, vol. 57, pp. 305-310, 1976.
- [33] M. P. Murray, R. C. Kory, and B. H. Clarkson, "Walking patterns in healthy old men," *Journal of Gerontology*, vol. 24, pp. 169-178, 1969.
- [34] M. P. Murray, "Gait as a total pattern of movement: Including a bibliography on gait," *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, vol. 46, pp. 290-333, 1967.
- [35] D. H. Sutherland, R. A. Olshen, and E. N. Bieden, *The development of mature walking*: Mac Keith Press, 1988.
- [36] C. Kirtley, *Clinical gait analysis: theory and practice*: Elsevier Health Sciences, 2006.