



저작자표시-비영리-변경금지 2.0 대한민국

이용자는 아래의 조건을 따르는 경우에 한하여 자유롭게

- 이 저작물을 복제, 배포, 전송, 전시, 공연 및 방송할 수 있습니다.

다음과 같은 조건을 따라야 합니다:



저작자표시. 귀하는 원저작자를 표시하여야 합니다.



비영리. 귀하는 이 저작물을 영리 목적으로 이용할 수 없습니다.



변경금지. 귀하는 이 저작물을 개작, 변형 또는 가공할 수 없습니다.

- 귀하는, 이 저작물의 재이용이나 배포의 경우, 이 저작물에 적용된 이용허락조건을 명확하게 나타내어야 합니다.
- 저작권자로부터 별도의 허가를 받으면 이러한 조건들은 적용되지 않습니다.

저작권법에 따른 이용자의 권리는 위의 내용에 의하여 영향을 받지 않습니다.

이것은 [이용허락규약\(Legal Code\)](#)을 이해하기 쉽게 요약한 것입니다.

[Disclaimer](#)

2014년 2월
석사 학위논문

편마비환자의 보행과 정상인 느린 보행 사이의 족저압의 비교

조선대학교 대학원

의학과

정 병 준

편마비환자의 보행과 정상인 느린 보행 사이의 족저압의 비교

Comparison between hemiplegic slow gait and healthy
slow walking speed in foot pressure parameters

2013년 10월 21일

조선대학교 대학원

의학과

정 병 준

편마비환자의 보행과 정상인 느린 보행 사이의 족저압의 비교

지도교수 장 인 엽

이 논문을 의학 석사학위신청논문으로 제출함

2014년 2월

조선대학교 대학원

의학과

정 병 준

정병준의 석사학위논문을 인준함

위원장 조선대학교 교수 유희진 (인)

위 원 조선대학교 교수 전제열 (인)

위 원 조선 대학교 교수 장인엽 (인)

2014년 2월

조선대학교 대학원

목 차

List of Figure	ii
Abstract	iii
I. 서 론	1
II. 연구 대상 및 방법	2
1. 연구 대상	2
2. 연구 방법	3
(1) 보행 속도	3
(2) 족저압 분석	3
(3) 통계처리	4
III. 결 과	5
1. 모두 느린 걸음의 정상인과 편마비환자 대칭지수 비교	5
2. 모두 편안한 보행속도 걸음의 정상인과 편마비환자 대칭지수 비교	8
3. 정상인의 느린 걸음과 빠른 편안한 걸음 대칭지수 비교	10
IV. 고 찰	13
1. 정상인의 느린 걸음과 편마비 환자의 느린 경우의 시공간적지표 및 수직지면 반발력 대칭지표	14
2. 모두 편안한 보행속도 걸음의 정상인과 편마비환자 대칭 지수 비교	15
3. 정상인에서 빠른 편안한 보행과 의도적으로 천천히 걷는 느린 걸음 비교	15
V. 결 론	18
참고문헌	19

List of figures

Fig.1.	Distribution of self-preferred speed in hemiparesis group	5
Fig.2-A.	Temporospatial symmetry between hemiparesis and non-disabled in slow-speed matched gait.	7
Fig.2-B.	Vertical ground reaction force symmetry between hemiparesis and non-disabled in slow-speed matched gait.	7
Fig.3-A.	Comparison of temporospatial symmetry between hemiparesis and non-disabled in preferred-speed gait.	9
Fig.3-B.	Comparison of vertical ground reaction force symmetry between hemiparesis and non-disabled in preferred-speed gait.	10
Fig.4-A.	Comparison of temporospatial symmetry of non-disabled Persons between slow-speed gait and preferred gait.	11
Fig.4-B.	Comparison of vertical ground reaction force symmetry of non-disabled between slow-speed gait and preferred gait.	12

ABSTRACT

Comparison between hemiparetic slow gait and healthy slow walking speed in foot pressure parameters

Jung ByoungJun

Advisor: Prof. Chang In youb, M.D. Ph.D.

Department of medicine

Graduate School, Chosun University

Symmetry is a gait characteristic that is increasingly measured and reported, particularly in the stroke patient population. Post-stroke gait asymmetry: a prevalent issue and one that has a number of associated negative consequences such as challenged balance control, gait inefficiencies, increased risk of musculoskeletal injury to the non-paretic limb and decreased overall activity levels.

However, there is no accepted speed-matched standard for assessing symmetry making it difficult to compare across studies and establish criteria to guide clinical decision making.

Treadmill walking was used to assess the consistent gait differences between 152 individuals with post-stroke hemiparesis and 26 non-disabled healthy controls at matched speeds. temporospatial variant and plantar pressure data were collected from multiple, steady-state gait cycles. A large set of gait differences found between hemiparetic and non-disabled subjects was consistent, A symmetry index was calculated for temporospatial variants(stance time, swing time, step length) and vertical ground reaction force for all groups. Treadmill walking facilitated the matching of speed between hemiparetic and non-disabled subjects.

We compared the gait of individuals with post-stroke hemiparesis and non-disabled controls while they walked on a treadmill at matched speeds. These results suggest that consistent gait differences exist between hemiparetic and non-disabled subjects walking at matched speeds, thereby the differences will provide insights, concerning hemiparetic patients in term of neuroplasticity evidenced gait rehabilitation.

I. 서론

보행에 있어 균형이란 지지면에 몸의 무게 중심을 유지시키기 위하여 근육의 활동과 관절의 위치를 일정하게 조절하는 정적 기립안정성, 정상보행속도를 유지하기 위해 중력중심점의 배열 조절, 선택적인 근육조절의 동적 안정성으로 구성된다. 나아가 일상생활 동작과 이동을 안전하고 독립적으로 수행하는데 필요한 중요한 요소이다. 그러므로 양측 하지간의 대칭은 균형 보행(balanced gait)의 주요한 특징이다.^[1] 뇌졸중으로 인한 병적보행은 보행속도가 현저하게 감소되며 입각기 시간(stance time)이 짧아지고 유각기 시간(swing time)은 늘어나고, 마비측 지면 반발력감소의 특징이 있다. 결과적으로 균형이 깨진 보행을 하게 된다. 보행의 비대칭은 장기적으로 많은 나쁜 결과들과 연관되어 있기 때문에 임상적으로 중요하다. 예를 들면 에너지의 비효율성증가, 비마비 하지측 반복사용으로 인한 근골격계 손상, 마비측의 불용성 골다공증 등이 초래된다. 보행 치료시 속도가 증가되는 것 뿐만 아니라 양측이 대칭적이 된다. 이런 변화는 임상적으로 치료결과의 판단에 사용된다.^[2]

대칭지수(symmetrical index)를 이용하여 균형보행을 정량적으로 측정할 수 있으며, 양측하지의 분속수 및 보행속도 등의 시공간지표(temporospatial parameter)와 수직지면 반발력(ground reaction force)을 이용하였다. Robinsone 등에 의해 제시된 대칭성 지수에 의해 산출하였으며 그 공식은 다음과 같다.^[1]

$$SI(\%) = 100\% \times (V_{\text{paretic}} - V_{\text{non-paretic}}) / 0.5 \times (V_{\text{paretic}} + V_{\text{non-paretic}})$$

위 대칭지수 0%은 마비측 비마비측 양측 하지의 완전한 대칭을 의미하고^[2]정상인은 6%미만으로 알려져 있다.^[3] 대칭지수로 뇌졸중 환자에서 운동회복 및 기능의 향상을 알기 위해 많은 연구들이 있었으나, 시공간지표대칭지수는 자주 분석되는 반면에 지면 반발력대칭지수는 많이 사용되지 않은 실정이다. 최근에 수직지면반발력대칭지수(vertical ground reaction force symmetry index)를 중요시하는 연구도 있다.^[2]

본 논문에서는 힘판(force plate)을 이용한 족저압 측정기로 시공간지표대칭지수가 수직지면반발력대칭지수와 의 연관성을 살펴보고, 또한 속도조절 트레드밀 보행을 이용하여 정상인의 느린 걸음과 편마비환자의 느린 걸음은 차이를 비교하였다.

II. 연구 대상 및 방법

1. 연구 대상

병적보행을 초래할 수 있는 신경 근골격계 질환의 병력이 없는 평균연령 49.7세의 건강한 성인남녀 26명과 한 번의 뇌졸중(뇌경색, 뇌출혈)이 발병한 편마비환자들로 2011년 11월 20일부터 2013년 9월 14일까지 원광대학교 광주 원광병원에서 족저압 측정을 했던 평균 발병 160일인 아급성기 환자 152명을 대상으로 하였다.

Table 1 Non-disabled Persons

Variant	Mean	SD	Range
Number of Person (26)			
Age	49.7	18.8	22-81
Speed			
Slow Gait	1.02 km/hr	0.57	0.44 - 2.01
Preferred Gait	2.62 km/hr	0.41	2.18 - 3.58

Table 2 Post-stroke Hemiparesis

Variant	Mean	SD	Range
Number of Person(152)			
Age	63.9	12.70	31-90
Speed			
Preferred Gait	0.75km/hr	0.43	0.26-2.09
Affected side			
Right	72		
Left	76		
Bilateral	4		
Onset(day)	160.18	415.62	3-3190
0-21	42(29.8%)		
22-99	62(44%)		
91-180	14(9.9%)		
180	23(16.3%)		

2. 연구 방법

(1) 보행 속도

보행속도에 따른 시공간지표, 운동역학적 지표(kinetic data)를 보기 위하여 Zebris FDM-T(Zebris inc. German)는 재활치료용 트레드밀에 족부압력 힘판을 부착, 보행분석과 균형분석을 수행할 수 있다.

편마비환자들은 자신에게 편안한 속도로 트레드밀 위에서 걷도록 한 후 편한 속도를 의사표시하면 측정이 시작되었다. 피로에 따른 측정의 오류를 막기 위해 2분간 1회 측정하였다.

정상인은 트레드밀 보행 속도를 미리 고정(0.4km/hr, 0.7km/hr, 1.0km/hr, 2.0km/hr)하고 각기 다른 속도의 2.0km/hr 이하의 느린 속도와 본인이 편안한 빠른 보행속도 총 5회 걸쳐 측정하였다. 측정의 순서는 느린 걸음은 무작위로 행하였으며, 편안한 속도의 측정은 느린 걸음 측정 후 느린 보행에 익숙해져서 속도가 느려지는 것을 방지하기 위해 잠깐 휴식시간을 가진 후 트레드밀위에서 걷도록 한 후, 편한 속도를 의사표시하면 측정이 시작되었다. 시공간적 지표로는 분속수, 보행속도, 활보장, 보행주기 중 입각기의 비율 및 양하지 지지기에 대한 단하지 지지기의 비율을 측정하였다.

(2) 족저압 분석

트레드밀의 보행 벨트 밑에 힘판이 있는 FDM-T(Zebris Inc. German)을 이용하여 환측 하지로의 체중부하 정도를 정적 족저압 분석 및 동적 족저압 분석을 통하여 평가하였다. 측정방법은 다음과 같이 실시하였다. 먼저 안정된 기립 자세를 8초간 유지한 상태에서 정적 족저압 분석을 통하여 정적 체중부하비를 측정하였으며, 다음으로 트레드밀 위에서의 보행시의 족저압 분석을 통하여 동적 입각기 체중부하압력을 측정하였다.

본 연구에서의 양측하지 동작과 관련한 비대칭성은 Robinsone 등에 의해 제시된 대칭성 지수에 의해 산출하였으며 그 공식은 다음과 같다.^[1] Symmetrical Index는 SI 로 표시되며 swing time일 경우는 SI swing이라고 표시한다.

$$SI(\%) = 100\% \times (V_{\text{paretic}} - V_{\text{non-paretic}}) / 0.5 \times (V_{\text{paretic}} + V_{\text{non-paretic}})$$

V_{paretic} 과 $V_{\text{non-paretic}}$ 은 각각 우측, 좌측 편마비 측과 병변이 없는 하지측으로 구분하였으며 여기의 대칭성 지수는 본 연구에서 산출된 각 변인에 대하여 공통적으로 적용하였다. 대칭성 지수 0은 완전한 대칭을 의미하는데 관련변인에 대하여 통계적으로 유의한 평균차가 있을 경우에 비대칭이 인정된다.

(3) 통계처리

환자군과 정상군의 SI 평균 차이는 독립표본 t-검정(Independent t-test)을 이용하였으며, 통계적 유의성은 신뢰수준 95%($P < 0.05$)로 하였다. 통계패키지 SPSS 21.0을 이용하여 결과를 산출하였다.

Ⅲ. 결 과

1. 모두 느린 걸음의 정상인과 편마비환자 대칭지수 비교

트레드밀 위에서 본인이 편안하다고 선택한 속도에서 편마비 환자는 평균 0.75km/hr 의 느린 걸음을 기록하였다(Fig. 1). 모두 2.0km/h 이하의 느린 걸음으로 보행 속도를 맞춘 정상인의 느린 걸음과 편마비 환자 느린 보행은 시공간 지표 및 수직지면 반발력 지표 대칭지수 SI에서 분명한 차이가 있었다(Table 3-A, Table 3-B, Fig. 2-A, Fig. 2-B). 발의 외회전(foot rotation)을 제외한 모두 양측군에서 차이를 보였는데 편마비환자의 비대칭이 크게 나타났다. 부호로 표현되는 비대칭의 방향성은 임상적으로 의미가 있지만, 음의 값 대칭지수(Negative SI)는 절대치만 취하여 비대칭의 크기(amplitude of asymmetry)를 비교하였다.

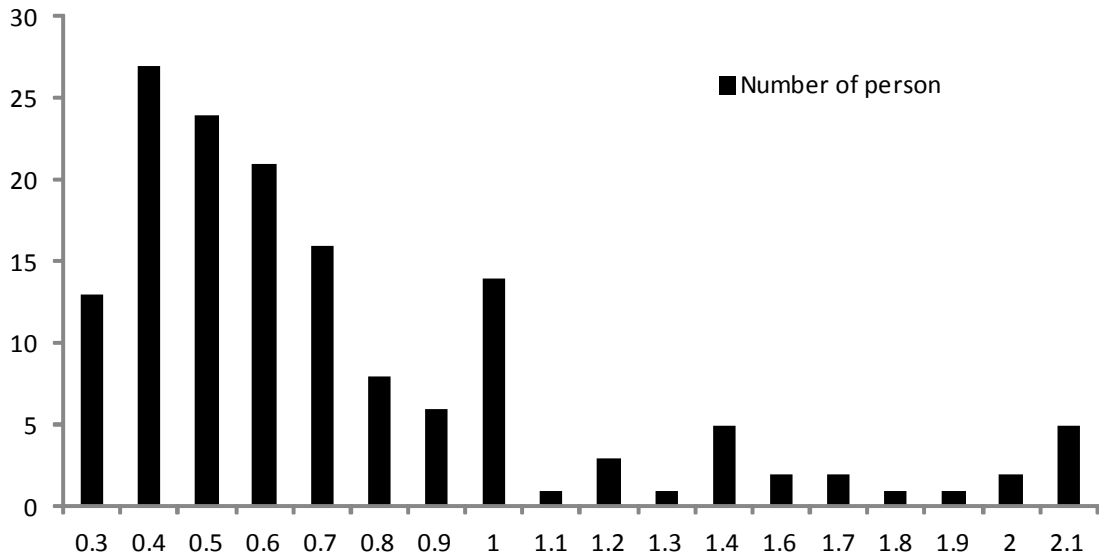


Fig 1. Distribution of self-preferred speed in hemiparesis group

Table 3-A. Temporospacial Symmetry between Hemiparesis and Non-disabled in Solw-Speed Matched Gait

Symmetry index	Non-disabled	Hemiparesis	p-value
Foot Rotation(degree)	31.15±26.42	63.13±196.25	0.107
Step Length(mm)	16.63±17.07	75.50±91.52	***
Step Time (sec)	3.87±2.93	24.01±38.7	***
Stance Phase(%)	2.29± 1.68	11.07±12.39	***
Loading Response(%)	7.80±6.63	25.80±25.26	***
Single Support(%)	22.54±19.34	49.91±43.9	***
Pre Swing (%)	7.74±6.68	26.21±26.34	***
Swing Phase(%)	5.87±4.3	38.01±59.55	***
Gait Line Length(mm)	14.46±13.55	24.20±23.34	***
Contact Time Stance Forward Foot(%)	8.56±7.33	31.15±29.64	***
Contact Time Stance Mid Foot(%)	18.03±11.95	28.10±25.07	***
Contact Time Stance Heel Foot (%)	16.05±13.42	34.08±30.68	***
Time Change Heel To Foot (%)	33.91±29.86	82.93±63.28	***

Data represent mean±S.D., *** : Significant at P < 0.001

Table 3-B Vertical Ground Reaction Force Symmetry Between Hemiparesis And Non-Disabled In Slow-Speed Matched Gait

Symmetry index	Non-disabled	Hemiparesis	p-value
Average Maximal Pressure Forward Foot(N/cm ²)	2.63±1.8	12.24±13.84	***
Average Maximal Pressure Mid Foot(N/cm ²)	5.07±3.7	16.50±16.53	***
Average Maximal Pressure Heel Foot(N/cm ²)	6.42±5.74	21.91±26.28	***
Average Force Pressure Forward Foot (N)	1.08±1.17	4.23±14.07	***
Average Force Pressure Mid Foot (N)	4.46±3.77	7.38±8.01	***
Average Force Pressure Heel Foot (N)	5.68±5.97	20.72±34.27	***

Data represent mean±S.D., *** : Significant at P < 0.001

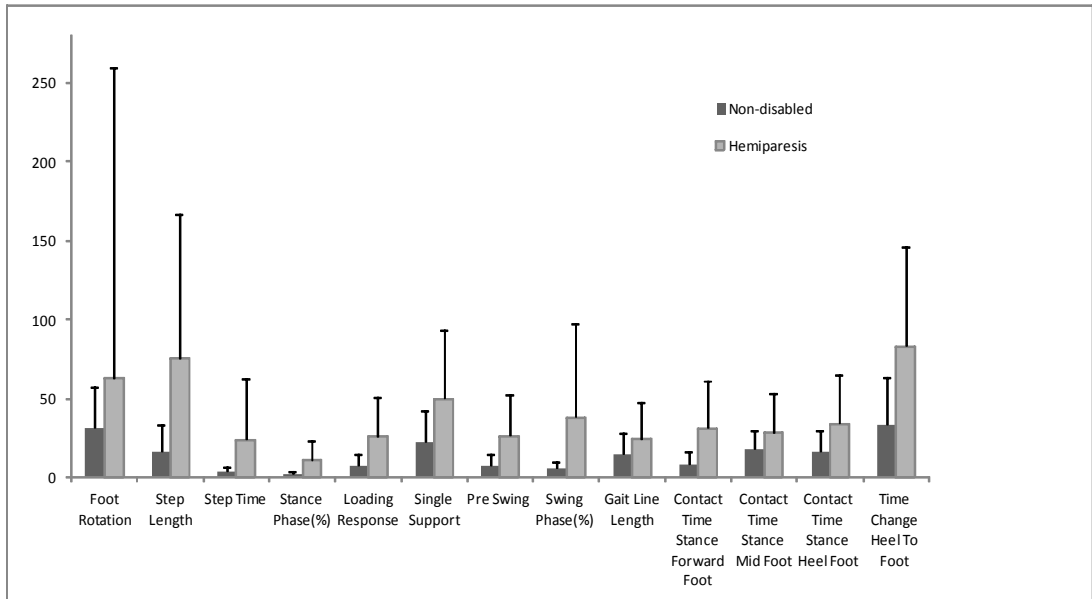


Fig.2-A. Temporospacial symmetry between hemiparesis and non-disabled in slow-speed matched gait.

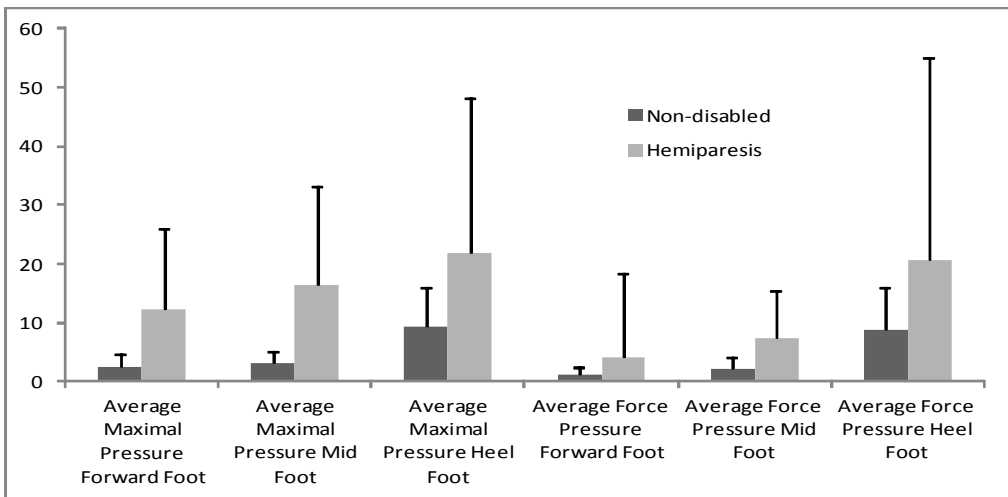


Fig.2-B. Vertical ground reaction force symmetry between hemiparesis and non-disabled in slow-speed matched gait.

2. 모두 편안한 보행속도 걸음의 정상인과 편마비환자 대칭지수 비교

트레드밀에서의 평균 0.75km/h의 편안한 보행속도의 편마비 환자와 평균 2.62km/hr 이상의 정상인의 편안한 보행 속도의 걸음은 시공간지표 및 수직지면반발력 모두에서 정상과 비정상을 구별할 수 있는 대칭지수(symmetry index)에서 통계적으로 유의한 차이가 있었다(Table 4-A, Table 4-B, Fig.3-A, Fig.3-B). 정상인과 편마비 환자를 비교한 결과로 당연한 차이이지만, 대칭지수의 유용성을 설명할 수 있다. 음의 값 대칭지수 (Negative Symmetry index)는 비대칭의 크기(amplitude of asymmetry)만 절대치로 비교하였다.

Table 4-A. Comparison Of Temporospacial Symmetry Between Hemiparesis And Non-Disabled In Preferred-Speed Gait.

Symmetry index	Non-disabled	Hemiparesis	p-value
Foot Rotation(degree)	36.11±36.64	63.13±196.25	0.595
Step Length(mm)	9.02±6.86	75.50±91.52	***
Step Time (sec)	2.11±1.94	24.01±38.7	***
Stance Phase(%)	2.10±1.21	11.07±12.39	***
Loading Response(%)	7.63±4.67	25.80±25.26	***
Single Support(%)	16.15±14.3	49.91±43.9	***
Pre Swing (%)	7.63±4.77	26.21±26.34	***
Swing Phase(%)	3.75±2.17	38.01±59.55	***
Gait Line Length(mm)	15.52±14.16	24.20±23.34	0.035*
Contact Time Stance Forward Foot(%)	6.48±5.62	31.15±29.64	***
Contact Time Stance Mid Foot(%)	12.98±9.35	28.10±25.07	***
Contact Time Stance Heel Foot (%)	17.96±18.85	34.08±30.68	0.045*
Time Change Heel To Foot (%)	29.99±24.76	82.93±63.28	***

Data represent mean±S.D., * : Significant at P < 0.05, *** : Significant at P < 0.001

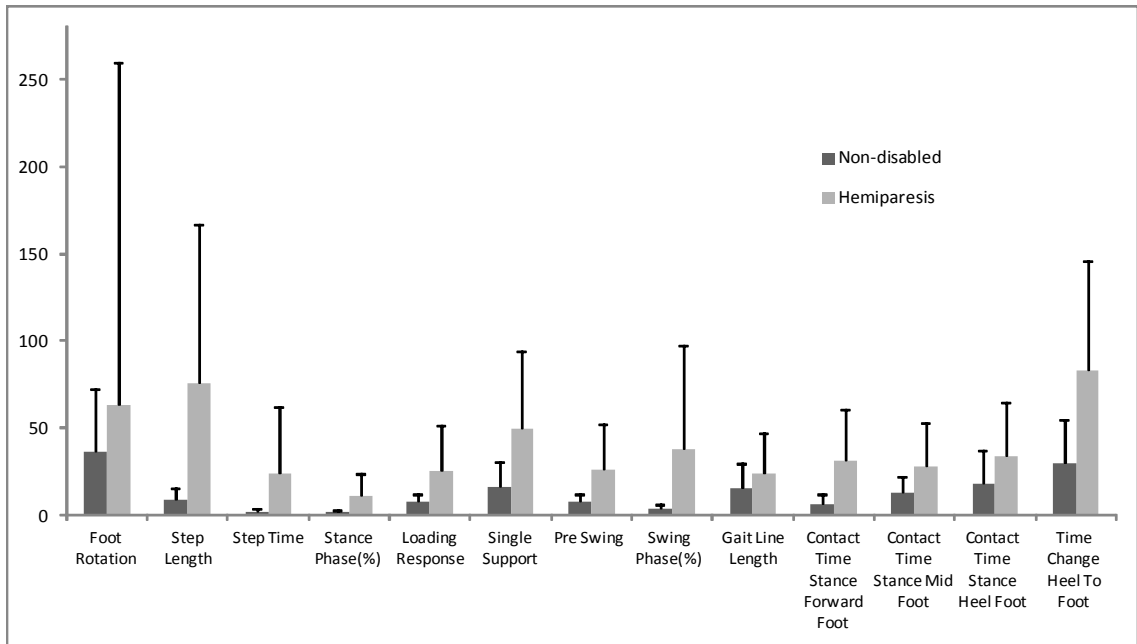


Fig3-A. Comparison of temporospatial symmetry between hemiparesis and non-disabled in preferred-speed gait.

Table 4-B. Comparison Of Vertical Ground Reaction Force Symmetry Between Hemiparesis and Non-Disabled in Preferred-Speed Gait.

Symmetry index	Non-disabled	Hemiparesis	p-value
Average Maximal Pressure Forward Foot(N/cm ²)	2.38±2.22	12.24±13.84	***
Average Maximal Pressure Mid Foot(N/cm ²)	3.05±1.95	16.50±16.53	***
Average Maximal Pressure Heel Foot(N/cm ²)	9.26±6.61	21.91±26.28	***
Average Force Pressure Forward Foot (N)	1.13±1.23	4.23±14.07	***
Average Force Pressure Mid Foot (N)	2.28±1.90	7.38±8.01	***
Average Force Pressure Heel Foot (N)	8.71±7.19	20.72±34.27	***

Data represent mean±S.D *** : Significant at P < 0.001

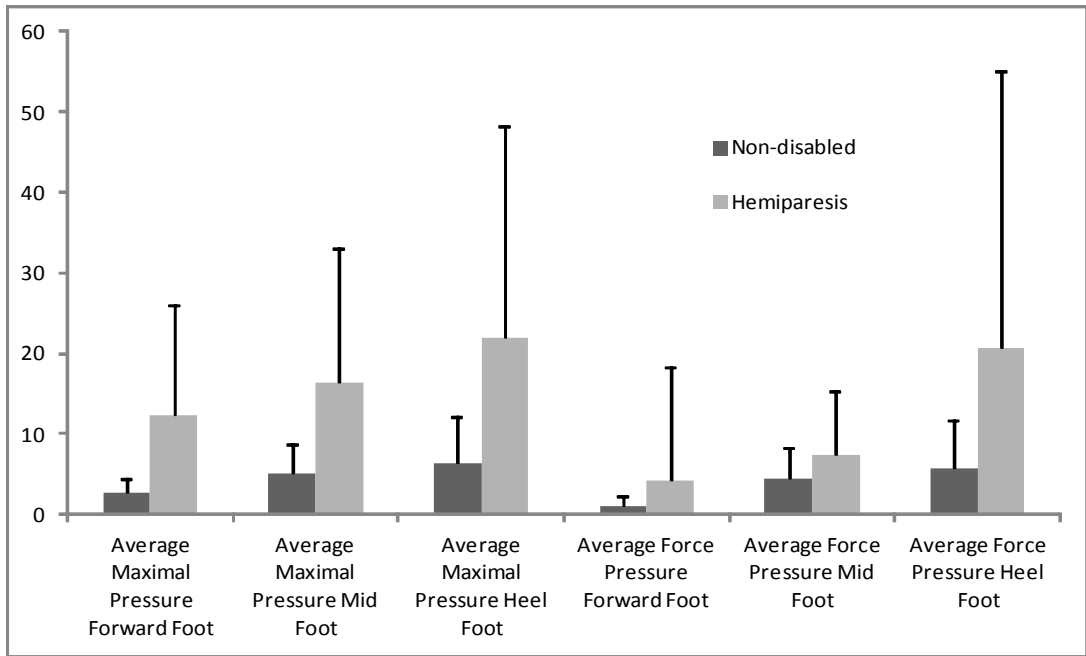


Fig3-B. Comparison of vertical ground reaction force symmetry between hemiparesis and non-disabled in preferred-speed gait.

3. 정상인의 느린 걸음과 빠른 편안한 걸음 대칭지수 비교

정상인에서 의도적으로 천천히 걸을 때, 시공간 지표에서는 모두에서 대칭적이었고, 빠른 편안한 속도의 걸음과 차이가 없었다. 양하지의 체중부하를 알 수 있는 수직지면 반발력지표 대칭지수 비교시 느린 걸음이나 빠른 편안한 걸음에서 모두 대칭적이고, 비교시 차이가 없었다(Table 5-A, Table 5-B, Fig. 4-A, Fig. 4-B).

Table 5-A. Comparison Of Temporospacial Symmetry Of Non-Disabled Persons Between Slow-Speed Gait and Preferred Gait

Symmetry index	Slow speed	Preferred speed	p-value
Foot Rotation(degree)	31.15±26.42	36.11±36.64	0.620
Step Length(mm)	16.63±17.07	9.02±6.86	0.092
Step Time (sec)	3.87±2.93	2.11±1.94	0.027
Stance Phase(%)	2.29 ±1.68	2.10±1.21	0.647
Loading Response(%)	7.80±6.63	7.63±4.67	0.927
Single Support(%)	22.54±19.34	16.15±14.30	0.140
Pre Swing (%)	7.74±6.68	7.63±4.77	0.936
Swing Phase(%)	5.87±4.30	3.75±2.17	0.064
Gait Line Length(mm)	14.46±13.55	15.52±14.16	0.779
Contact Time Stance Forward Foot(%)	8.56±7.33	6.48±5.62	0.295
Contact Time Stance Mid Foot(%)	18.03±11.95	12.98±9.35	0.121
Contact Time Stance Heel Foot (%)	16.05±13.42	17.96±18.85	0.709
Time Change Heel To Foot (%)	33.91±29.86	29.99±24.76	0.630

Data represent mean±S.D.

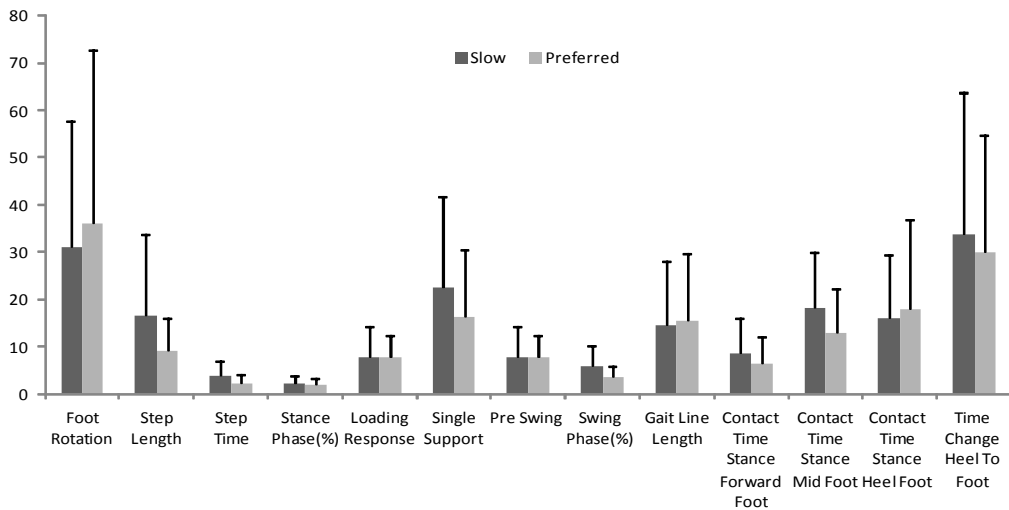


Fig.4-A. Comparison of temporospacial symmetry of non-disabled Persons between slow-speed gait and preferred gait.

Table 5-B. Comparison Of Vertical Ground Reaction Force Symmetry Between Non-Disabled Between Slow Speed Gait and Preferred Gait.

Symmetry index	Slow speed	Preferred speed	p-value
Average Maximal Pressure Forward Foot (N/cm ²)	2.63±1.80	2.38±2.22	0.632
Average Maximal Pressure Mid Foot (N/cm ²)	4.24±3.70	3.05±1.95	0.103
Average Maximal Pressure Heel Foot (N/cm ²)	6.42±5.74	9.26±6.61	0.083
Average Force Pressure Forward Foot (N)	1.08±1.17	1.13±1.23	0.874
Average Force Pressure Mid Foot (N)	3.41±3.77	2.28±1.90	0.078
Average Force Pressure Heel Foot (N)	5.68±5.97	8.71±7.19	0.078

Data represent mean±S.D.

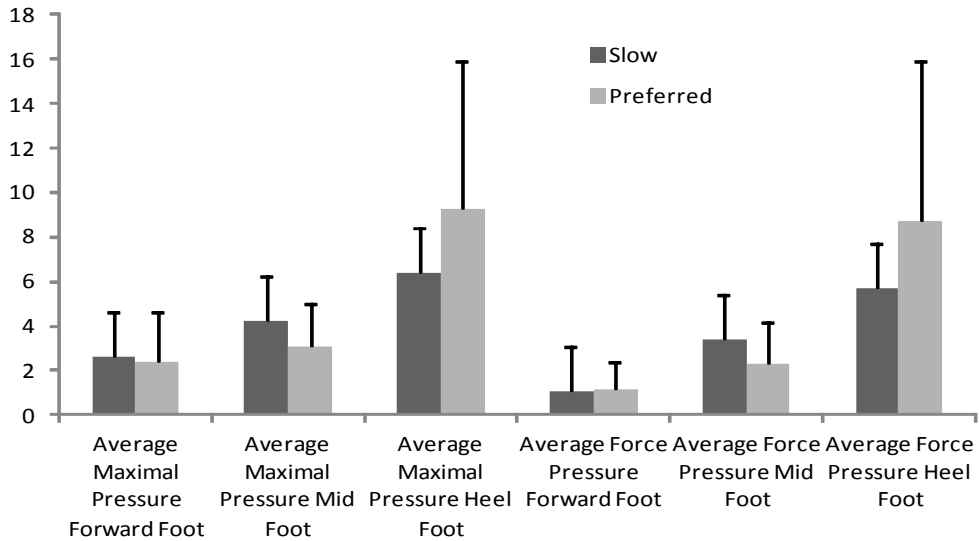


Fig.4-B. Comparison of vertical ground reaction force symmetry of non-disabled between slow speed gait and preferred gait.

IV. 고찰

편마비 환자는 정상인에 비해 보행 속력이 느리고, 환측과 건측 모두 입각기가 유각기에 비해 더 길어진다. 특히 건측의 입각기(stance time)가 환측의 입각기보다 더 길어지게 된다. 반대로 환측 유각기(swing time)가 건측보다 더 길어지며, 보장의 길이가 짧아진다. 또한 보행치료시 동작이 정확하지 않은 빠른 보행보다 천천히 정확한 동작으로 걷는 연습이 요구된다. 그러므로 뇌졸중환자의 걸음속도는 느릴 수 밖에 없다. 본 연구에서도 환자들의 가장 편안하다고 느끼는 속도는 평균 0.75km/hr의 아주 느린 속도였고, 가장 빨리 걷는 환자도 2.09km/hr 정도였다(Fig. 1). 이는 Dickstein의 분류에서 0.43-0.79m/s의 제한된 실외보행만 가능한 중증도 보행 장애의 속도이며, 최소 0.8m/이상이 되어야 독립적인 실외보행이 가능하므로 이상적인 보행치료의 목표치이다.^[5]

Van Hedel 등의 보고에 따르면 느린 보행인 2.0km/hr 이하 속도에서 보행 단계들의 상대적 구성비율, 관절의 운동형상학적 지표 및 근육의 활성화도가 크게 변하며, 2.5km/hr 이하의 속도 걸음에서는 하지의 신장근과 굴곡근의 근육 활동 시간이 길어지게 되어 결과적으로 동시 수축(co-contraction) 지속시간이 늘어난다고 알려져 있다.^[6] 본 연구에서는 이러한 병적 보행에 보행 속도 자체가 미치는 영향을 보기 위해 Goldie 등의 연구를 참조하여 절반인 2 km/hr 이하를 느린 걸음으로 정의하였다.^[7]

본 연구에서의 편안한 보행속도 (preffered walking speed)는 단위거리당 에너지 소모가 최소화되는 속도이기 때문에 생리적으로 의미가 있으며, 또 이는 환자의 보행능력과 보행에 대한 자신감을 반영한다. 그러므로 보행기능의 변화를 측정하는데 있어서 최대속도보다 편안한 보행속도 측정이 더 유용하다.^[8]

1. 정상인의 느린 걸음과 편마비 환자의 느린 경우의 시공간적 지표 및 수직지면반발력 대칭지표

환자군에서 두 가지 모두 대칭지수가 증가했다. 즉 비대칭이 심하다는 뜻이다. 예외적으로 차이가 보이지 않았던 발외회전은 toe-out이라고 하며, 보행의 진행방향선과 발바닥 기준선과의 각도이다. 남자의 정상 평균 각도는 약 7도, 여자는 5도이며 입각기 중간 지점에서 체간의 정렬을 통해 안정된 정적 기립자세가 될 때 측정된다.^[9]

정상측에서도 비대칭이 증가한 이유는 일부로 느리게 걸었기 때문에 균형 감각이 떨어져 팔자(八字) 걸음이 증가했을 것으로 추측된다. 편마비 환자에서 발외회전의 증가는 고관절 내회전근의 약화, 고관절 외회전근의 관절구축이 있거나 균형능력이 저하된 경우 보상을 위해 발생하는 것으로 사료된다.^[9] 고관절이 외회전하면 입각기 안정성은 증가하지만, 보행속도가 감소하고 보행에 더 많은 노력이 필요하다. 이를 방지하기 위해 경직치료 및 근력강화를 시켜야 한다.

보장(step length)은 하지의 추진력(propulsive force)을 나타낸다. Balasubramanian 등은 보장대칭(step length symmetry)을 통해 마비측 다리에서 나오는 추진력을 알 수 있다고 한다.^[10] 시간적 지표 중 유각기 시간, 입각기 시간, 유각기시간/입각기시간 비율(sw/st ratio)은 서로 높은 연관 관계이고, 보장도 연관이 있다고 밝혀져 있다.^[11] 유각기 시간대칭(swing time symmetry)을 예전부터 중요시 여긴 이유는 반대 하지의 단하지 지지기 시간(single limb support time)과 동시에 일어나므로 보행의 안정성을 알 수 있기 때문이다. 최근에는 입각기 대칭(stance symmetry)도 유각기 대칭(swing symmetry)과 밀접한 상관관계가 있다는 보고도 있었지만,^[11] 본 연구에서는 일치된 결과를 얻지 못했다. 이러한 차이는 각기 다른 보행조절기(gait control)가 작용하는 것으로 생각된다. 유각기 시간 비대칭은 마비측 다리가 마비측 다리를 유각(swing)하기에 부족한 힘을 의미하며 또는 발의 착지에 필요한 시간이 늘어난 것을 의미한다. 반대로 단하지 지지, 양하지 지지 둘 다 포함하는 입각기 시간의 비대칭은 균형 조절과 연관이 있기 때문이라고 판단된다.

2. 모두 편안한 보행속도 걸음의 정상인과 편마비환자 대칭 지수 비교

시공간적 지표에서는 발외회전을 제외한 모두 양측군에서 차이를 보였다. 즉 편마비 환자의 비대칭이 크게 나타났다. 정상인과 편마비 환자의 차이로 대칭지수의 유용성을 설명할 수 있다.

3. 정상인에서 빠른 편안한 보행과 의도적으로 천천히 걷는 느린 걸음비교

느린 걸음과 빠르고 편안한 걸음의 각기 다른 속도에서 양측 하지의 대칭지수는 통계적 유의한 차이가 나타나지 않았다. 즉 정상인은 걸음속도와 관계없이 대칭적이다. 정상인은 본인이 선택한 편안한 걸음보다 느린 걸음을 걷기 위해서는 분속속도(cadence), 활보장(stride length)의 감소를 의도적으로 만들어야 한다. 그럼에도 불구하고 정상인에서 의도적인 느린 걸음과 자유스러운 편안한 걸음을 비교시 편마비 환자와의 연구와는 달리 양하지 대칭성을 보였다.

단순하게 보행속도가 빨라진 것으로는 마비측 하지의 보행장애(gait impairment)가 마비에서 호전되었다고 평가하기 어렵기 때문에 뇌졸중 보행대칭은 1980년초부터 연구되었다. 주로 시간공간지표가 널리 연구되었는데, 정상인에 비해 편마비 환자는 유각기, 입각기, 보장의 비대칭이 증가한다고 잘 알려져 있다.^[11] 그러나 시간공간지표 역시 실제 마비된 하지가 얼마나 기능을 하는지에 대한 평가가 어렵고, 표면근전도 및 광전자 장비 및 카메라가 필요한 관절 움직임(kinematics)을 이용한 보행분석이 발전되었지만, 이 방법 또한 복잡하고 시간이 많이 소요되는 제약점이 있다.^[12] 임상에서는 수분 내 짧은 시간 안에 힘판을 이용한 간편한 검사로 관절에 작용하는 힘(Kinetics)을 측정하여 얻어지는 지면반발력 대칭지수가 유용할 것으로 생각된다.

본 연구에서 보행 기능을 평가하는 시간공간적 지표의 대칭지수, 마비된 하지의 보행 장애정도를 알 수 있는 체중부하 능력을 간접적으로 평가할 수 있는 수직지면반발력의 대칭지수를 구하였는데, 그 결과 정상인과 다르게 속도에 관계없이 편마비 환자에서만 비대칭이 특징적으로 증가함을 확인했다.

편마비환자는 체중의 많은 부분을 건축에 부하하게 되며, 이러한 비대칭적인 체중부하는 기립자세에서 뿐만 아니라, 보행 시에도 나타나게 되어 편마비 환자는 비대칭적, 비효율적 보행을 하게 된다. 이와 관련하여 Brunt 등은 체중부하 능력과 보행을 시작할 수 있는 힘의 상관관계를 보고하면서 보행 능력의 향상을 위해서는 대칭적인 체중부하에 대한 치료의 중요성을 강조하였다.^[13]

박 등은 보행시 체중의 부하를 알 수 있는 족저압 분포를 통해 Perry의 분류법^[9]과 비교시 입각기의 각 시기가 바뀔 때 발바닥에서 압력 중심점이 발의 어느 곳에 위치하는가를 알 수 있다고 하였다.^[14] 입각기동안 족관절에서 무게중심의 원만하고 유연한 진행을 위해 구름작용(rocker)이 발생하는데, 체중 부하기(loading response)에는 뒷꿈치 구름(heel rocker), 중립 입각기(mid stance)에는 발목관절 구름(ankle rocker), 말기 입각기(terminal stance)에는 전족(forefoot rocker)이 작용한다.^[9] 본 연구에서는 이러한 구름작용을 간접적으로 힘판을 통해 평가하고자 중심압력점(center of gravity)의 원활한 이동을 알 수 있는 발과 힘판의 접촉 시간(contact time stance ; forward foot, mid foot, heel foot), 뒷꿈치에서 전족까지의 몸의 무게중심 이동시간(time change heel to foot)을 세분해서 측정하였고, 수직지면반발력지표 대칭지수 비교시 느린 보행시 중족의 최대족저압(average maximal pressure mid-foot)과 중족(mid foot)의 평균 족저압(average force pressure mid-foot)을 측정하였다. Hong 등은 정상인에서 보행속도가 감소될 경우 입각기 시간의 증가와 함께 중간 입각기 시간의 증가가 관찰된다고 하였는데,^[15] 본 연구에서도 일치하였다. 또한 양하지 간의 수직지면반발력 대칭 지수를 비교시 정상인은 빠른 편안한 걸음과 느린 걸음 둘 다 모두 대칭적이었으나, 편마비 환자에서는 정상인과 비교시 의도적인 느린 걸음, 빠른 편안한 걸음 모두에서 비대칭이 증가되는 특징적인 소견이 관찰되었다. 본 연구에서는 편마비 환자에서는 양 하지의 시간공간적 지표 및 수직지면반발력지표에서 구한 대칭지수 모두 정상인의 느린 걸음, 빠르고 편안한 걸음 각각 비교시에도 모두 통계적으로 유의한 차이가 있었다. 결과적으로 편마비 환자에서는 보행의 속도와 관계없이 대칭적이지 못한 보행을 한다는 것을 알 수 있다.

Kara 등은 많은 대칭지수를 구하는 방법이 있으나 어떠한 대칭지수를 구하여 측정해도 임상적 의미는 같은 것으로 밝혔다.^[16] 우리 연구에서는 Robinson 등에 의해 제시

된 대칭성 지수에 의해 산출하였는데 그 공식은 다음과 같다. symmetrical index는 SI로 표시되며 swing time일 경우는 SI swing이라고 표시한다.^[1]

$$SI(\%) = 100\% \times (V_{\text{paretic}} - V_{\text{non-paretic}}) / 0.5 \times (V_{\text{paretic}} + V_{\text{non-paretic}})$$

대칭지수 0은 마비측 비마비측 양측 하지의 완전한 대칭을 의미한다.

최근에는 잘 계획된 운동치료로 뇌의 구조를 실질적으로 변화시킬 수 있다는 뇌가소성(neuroplasticity)에 근거한 보행재활치료가 강조되고 있다. 즉 마비 측 하지 장애를 실질적으로 회복시키고자 하는 전략으로 바뀌고 있다.^[17] 마비된 하지 보행의 비대칭성은 많은 부정적인 결과를 만든다. 즉, 비마비측 다리에 발생하는 과사용 증후군 등 근 골격계 질환, 마비측 다리에는 불용성 골다공증이 발생하게 된다. 그리고 뇌졸중후 시간이 지날수록 빨리, 멀리 걸을 수 있는 보행기능은 좋아지나 보행의 질을 나타내는 마비측 비마비측 양측 하지 움직임의 대칭은 더 나빠진다.^[18] 여러 가지 환자를 평가하는 방법(경직도 측정, 도수근력검사, 평형검사)은 모두 정적인 상태에서 실시되어 실제적으로 환자의 상태와 보행능력과 맞지 않는 경우가 많다. 따라서 Kara 등은 보행시 힘판을 이용한 수직지면반발력측정 대칭지수를 구해서 양측 하지에 대칭적인 무게를 두는 치료가 중요하다고 강조하였다.^{[17][19]}

본 연구에서와 같이 동적인 보행상태에서만 알 수 있는 양측 하지의 대칭지수를 측정하면, 빠른 생체 되먹이(biofeedback) 치료 및 마비측 다리에 대한 특정 작업적 치료(task specific)에 효과가 있으며 분석에 좋은 지표로 쓰일 수 있을 것이다.^[20]

본 연구에서는 아급성기(<160일) 환자군을 검사하였으므로, 6개월이상 만성기간 환자에서 자주 발생하는 보상작용의 영향을 덜 받을 수 있을 것이라 판단한다. 또 힘판이 설치된 트레드밀 측정 장비를 이용하여 수분간의 끊기지 않는 연속적인 보행이 가능하였고, 효율적인 측정을 할 수 있었다.

본 연구의 한계점으로는 동일한 나이와 신체조건을 가진 두 집단을 선택하여 비교할 수 없었다. 그러나 크게 다르지 않은 체형을 가진 한국인의 특성상 연구 결과가 달라지지 않았을 것이라 판단한다. 또한 정상인에게 느린 보행속도로 측정하고 휴식을 갖게 한 후 편안한 속도로 걷게 했을 때, 정상인의 보행속도인(4km/hr)에 미달하는 평균 속도 2.62km/hr(2.18-3.58km/hr)로 다소 느리게 측정된 점이다. 이는 느린 보행속도에 익숙해진 리듬을 바꾸기 위해 충분한 휴식시간이 더 필요하다는 것을 의미한다.

V. 결 론

총 29명의 정상성인과 152명의 뇌졸중 환자를 대상으로 느린 보행 속도와 편안한 보행 속도를 트레드밀에서 힘판을 이용하여 측정하고 양하지 간의 대칭지수를 구하여 비교한 결과는 다음과 같다.

- (1) 정상인은 느린 걸음으로 걸을 때도, 즉 환자와 보행속도에 의한 보행차이가 없더라도 보행시 동적인 균형상태를 잘 유지하였다. 이는 보행시 양하지 간 대칭지수에서 잘 관찰되었다.
- (2) 환자군에서는 수직지면반발력과 시공간지표의 대칭지수가 증가하였다. 이는 균형이라는 유사한 인자에 영향을 받는다는 뜻이다.

본 연구에서 사용한 대칭지수 특성을 고려할 때, 보상작용을 포함한 보행의 기능을 보는 시공간지표 뿐만 아니라 보행시 양하지간 수직지면 반발력 대칭지수도 유용할 것으로 생각한다. 보행의 장애 개선을 알 수 있는 동적인 균형 상태를 볼 수 있기 때문이다.

참고문헌

- [1] Robinson RO, Herzog W, Nigg BM. Use of force platform variables to quantify the effects of chiropractic manipulation on gait symmetry. *J Manipulative Physiol Ther.* 1987; 10:172-176.
- [2] Kim CM, Eng JJ. Symmetry in vertical ground reaction force is accompanied by symmetry in temporal but not distance variables of gait in persons with stroke. *Gait Posture.* 2003; 18:23-28.
- [3] Giakas G, Balzopoulos V. Time and frequency domain of ground reaction forces during walking; an investigation of variability and symmetry. *Gait posture.* 1997; 5:189-197.
- [4] Hof AL, Elzinga H, Grimmius W, Halbertsma JP. Speed dependence of averaged EMG profiles in walking. *Gait Posture.* 2002; 16:78 - 86.
- [5] Dickstein R. Rehabilitation of gait speed after stroke: a critical review of intervention approaches. *Neurorehabilitation and Neural Repair.* 2008; 22(6):649-660.
- [6] Van Hedel HJ, Tomatis L, Müller R. Modulation of leg muscle activity and gait kinematics by walking speed and bodyweight unloading. *Gait Posture.* 2006; 24:35-45.
- [7] Goldie PA, Matyas TA, Evans OM. Deficit and change in gait velocity during rehabilitation after stroke. *Arch Phys Med Rehabil.* 1996; 77: 1074-1082.
- [8] 이양수 ; 뇌졸중 환자의 보행훈련 ,청년 의사. 2012, P139.

- [9] Perry J. Gaitanalysis: Normal and pathological function.1st ed. Thorofare, NJ: SLACK. 1992.
- [10] Balasubramanian CK, Neptune RR, Kautz SA. Foot placement in a body reference frame during walking and its relationship to hemiparetic walking performance. Clin Biomech(Bristol, Avon). 2010;25(5):483-490.
- [11] Brandstater ME, de Bruin H, Gowland C, Clark BM: Hemiplegic gait: analysis of temporal variables. Arch Phys Med Rehabil. 1983; 64:583-587.
- [12] Yack HJ, Berger RC: Dynamic stability in the elderly: identifying a possible measure. J Gernotol. 1993; 48:225-230.
- [13] Brunt D, Vander Linden DW, Behrman AL.: The relation between limb loading and control parameters of gait initiation in persons with stroke. Arch Phys Med Rehabil. 1995 Jul;76(7):627-634.
- [14] 박시복 ,이상건 ,이강목 족저압 측정에 의한 편마비 환자의 입각기의 분석 대한재활의학회지. 1998; 22:1123-1128.
- [15] Hong DJ, Park SB, Lee SG, Lee GM. Analysis of stance phase in a hemiplegic patient by the measurement of plantar pressure. J Korean Acad Rehab Med. 1998; 22:1123-1128.
- [16] Kara K Patterson, William H. Gage, Dina Brooks, Sandra E. Black, William E. McIlroy. Evaluation of gait symmetry after stroke: A comparison of current methods and recommendations for standardization Gait & Posture. 2010; 31; 241 - 246.

- [17] Langhammer B, Stanghelle JK. Bobath or motor relearning programme? comparison of two different approaches of physiotherapy in stroke rehabilitation: a randomized controlled study. *Clitn Rehabbi*. 2000; 14: 361–369.
- [18] Kara K. Patterson, Lisa D. Alexander, Sandra E. Black, William E. McIlroy feasibility of a Rehabilitation Intervention to Influence Gait Symmetry in Subacute Ambulatory stroke Patients. *Arch Phys Med Rehabil*. 2008 Oct; 89(10):e39–e40.
- [19] Adegoke BO, Olaniyi O, Akosile CO. Weight bearing asymmetry and functional ambulation. performance in stroke survivors. *Glob J Health Sci*. 2012; 4(2):87–94.
- [20] Saposnik G, levin M. Virtual reality in stroke rehabilitation : a meta-analysis and implications for clinicians stroke; a journal of cerebral circulation. 2011; 42(5):1380–1386.