

후진 보법을 이용한 전방향 보행의 생체역학적 연구

하중규¹, 정왕수^{2*}, 홍수연¹, 장영관³, 기재석⁴
¹강원대학교 산학협력단, ²국민대학교 생체역학 및 스포츠공학 연구소,
³강원대학교 산업경영공학과, ⁴상명대학교 전기전자제어학과

Biomechanical Research on Forward Gait with Backward Mechanism

Chong-Ku Hah¹, Wang-Soo Jeong^{2*}, Su-Yeon Hong¹, Young-Kwan Jang³, Jae-Sug Ki⁴

¹Industry-University Collaboration Foundation, Kangwon National University

²Biomechanics & Sport Engineering Laboratory of Kookmin University

³Department of Industrial & Management, Kangwon National University

⁴Electrical, Electronics and Control Engineering, Sangmyung University

요 약 본 연구의 목적은 생체역학적 변인을 근거로 하여 후진보법의 전방향 보행(댄스보행)이 후방보행처럼 재활과 걷기운동으로써의 가능성을 규명하는 것이다. 실험대상자는 13명의 여성댄스 전문가로 자료수집을 위하여 12대의 적외선카메라와 2대의 지면반력기가 동조되어 사용되었다. 연구결과에 따르면 댄스보행의 보폭, 활보장과 양 하지지지시간은 후방보행보다 크고, 활보폭은 작았으며 관절각범위, 관절모멘트와 관절과위의 최대치 출현 빈도에서 댄스보행이 후방보행보다 더 많았다. 이러한 결과들은 댄스보행이 재활과 걷기운동에 후방보행에 버금가는 훌륭한 도구임을 판단하는데 충분하다.

Abstract The purpose of this study was to investigate possibility of a forward gait with backward mechanism(dance gait) as rehabilitation and/or walking exercise by means of biomechanical variables. Thirteen professional women dancers(age, 21.1±1.3 yrs; height, 159.3±7.2 cm; body mass, 45.1±8.4 kg)participated in this study. We found that speed, stride length and double limb support time of a dance gait were more greater than backward gait, but stride width of dance gait less than a backward gait. Maximum RoMs, moments and powers of the lower limb joints on a dance gait were more frequent than a backward dance. These results were judged to be sufficient by the possibility of dance gait as rehabilitation and walking exercise.

Keywords : Backward gait, Dance gait, Forward gait, Gait parameters, Joint moment & power

1. 서론

지금까지 보행에 관한 연구 주제는 보행의 방향(전방, 후방, 방향전환 등), 보행환경(장애물, 계단, 요철로, 급작스런 장애물 출현, 미끄러운 도로, 오르막 도로, 내리막 도로 등), 보행의 메카니즘(마사이 워킹, 고양이 워킹, 노르딕워킹, 파워워킹 등)과 보행자의 신체특성(노인, 어

린이, 여성, 남성, 임산부, 정상인, 비정상인 등)에 따라 다양하게 이루어져 왔다.

특히, 후방보행은 하지 관절에 스트레스를 최소화시키면서 하지 근력을 증가시킬 수 있기 때문에 현재 스포츠의학, 정형외과, 재활의학 분야에서 많은 연구가 이루어지고 있으며 전방십자인대 손상, 엉덩관절 및 슬괵근 손상, 발목염좌, 무릎관절염, 슬괵대퇴통증후(PFP,

본 논문은 2012년도 정부(교육부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 연구되었음(NRF-2012S1A5B5A07037705).

*Corresponding Author : Wang-Soo Jeong(Kookmin Univ.)

Tel: +82-2-910-5253 email : kingwater37@kookmin.ac.kr

Received August 7, 2015

Revised (1st September 25, 2015, 2nd October 26, 2015)

Accepted November 6, 2015

Published November 30, 2015

patellofemoral pain), 요통, 편마비 환자 등의 재활운동으로 이용되고 있다[1].

2000년 이후 후방이동(backward locomotion) 관련 생체역학연구들을 살펴보면 다음과 같다. 뇌졸중 환자의 3주간 후방보행 운동효과로서 보행속도, 활보장과 대칭지수가 통계적으로 유효하게 증가하였으며 특히, 대칭적인 보행에 효과적이었다[2].

또한 후방보행 훈련은 전방십자인대(ACL, anterior cruciate ligament) 재건술을 시행한 환자뿐만 아니라 무릎관절의 안정성이 요구되는 무릎관절 인대 및 무릎관절 주변 근육 손상 환자에게도 무릎관절의 부하를 감소시키면서 관절 기능을 향상 시킬 수 있는 유용한 운동이다[3].

전방보행과 후방보행의 속도변화에 따른 근전도를 비교·분석한 결과 후방보행이 전방보행보다 대퇴부위 및 하퇴부위의 근력을 많이 증가시키며 임상에서 저속도의 후방보행은 하지에 관련된 질환자에게 유용한 방법이다[4]. 시속 4km/h로 통제된 경사진 트레드밀에서 전방걸기 보다 후방걸기가 넙다리내갈래근의 근력을 증가시키는데 효과적이며, 경사도 10%일 때 넙다리내갈래근의 근전도 활성도가 가장 높아, 임상에서 넙다리 무릎뼈 통증증후군, 전방십자인대 손상 등 하지에 문제를 가지고 있는 환자들에게 전방걸기 보다 후방걸기가 재활운동으로써 보다 효과적이며[5], 후방걸기는 하지의 근력과 신체균형 및 보행능력을 증가시키는 것으로 나타났다[6, 7].

따라서 만약 전방 시야를 확보한 후방보행으로 전방향 보행을 할 수 있다면 안전성을 확보 할 수 있기 때문에 새로운 보행운동으로 자리매김 할 수 있을 것이다. 이미 일반적인 보행과는 다르게 댄스에서 이루어지는 보행은 대부분 후방보행을 이용한 전방보행(이하 댄스보행)이며, 댄스스포츠 종목 중 라틴댄스 룸바 경기에서 여성이 가장 자주 사용하는 대표적인 보행으로 이러한 댄스보행은 전방향 보행이므로 시야확보가 자유로워 낙상의 위험을 획기적으로 감소시킬 수 있을 것이다[8].

그러므로 본 연구는 보행운동으로써의 댄스보행의 가능성을 규명하고자 댄스보행, 후방보행과 전방보행의 생체역학적 변인을 비교·분석하는데 그 목적이 있다.

2. 연구방법

2.1 연구대상자

연구대상자는 경력 5년 이상의 20-30대 현직 여성댄스 전문가 13명을 선정하였으며 그 특성은 Table 1과 같다.

Table 1. Characteristics of subjects

Subjects	Age (yrs)	Height (cm)	Body mass (kg)
M±SD	21.1±1.3	169.3±7.2	55.1±8.4

2.2 분석동작의 국면과 이벤트

각 보행의 분석 국면(Phase)과 이벤트(Event)는 [Fig. 1, 2]와 같다.

2.2.1 전방보행(Forward gait)

- P1: E1(heel contact: 후족의 Fz 생성시점) - E2(foot flat: 스탠스에서 Fz 최소시점)
- P2: E2(foot flat: 스탠스에서 Fz 최소시점) - E3(toe off: 전족의 Fz가 0되기 직전 시점)

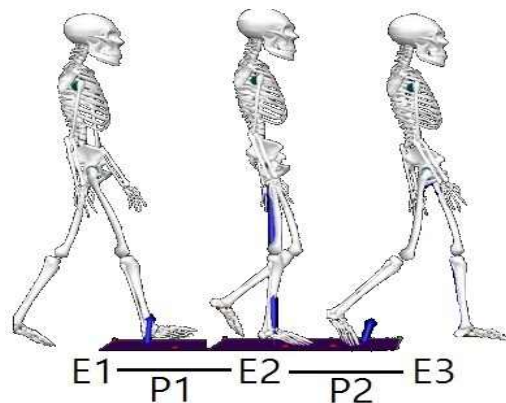


Fig. 1. Forward gait event

2.2.2 후방보행(Backward gait)과 댄스보행(Dance gait)

- P1: E1(toe contact: 전족의 Fz 생성시점) - E2(foot flat: 스탠스에서 Fz 최소시점)
- P2: E2(foot flat: 스탠스에서 Fz 최소시점) - E3(toe off: 전족의 Fz가 0되기 직전 시점)

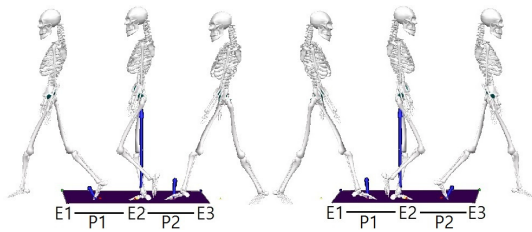


Fig. 2. Left: Backward gait, Right: Dance gait

2.3 실험절차

실험 전 대상자들에게 실험의 목적과 주의사항 및 실험 절차를 충분히 설명한 후, 실험참여 동의서를 획득한 후 실험을 실시하였다.

영상과 지면반력 자료 수집을 위해 Fig. 3과 같이 12대의 적외선 카메라(Proreflex MCU-240)와 지면반력기(9286AA) 2대를 보행주루에 설치한 후 기준좌표계를 동작범위를 설정하였다.

실험 전 모든 대상자들에게 상·하의 타이즈를 착용시킨 후 전신의 관절점 및 분절 표면에 총 77개의 반사 마커를 부착하고, 보행 측정에 앞서 대상자 신체의 해부학적 정렬 상태를 측정하기 위해 스탠딩 캘리브레이션(standing calibration)을 한 후 분절의 위치추적을 위한 45개의 트래킹마커(tracking marker)를 제외하고 모두 제거하였다. 정확한 동작이 나오도록 충분한 연습을 한 후 맨발로 후방보행, 전방보행과 댄스보행을 개인의 선택속도(self-selected velocity)로 각 3회 실행하였다.

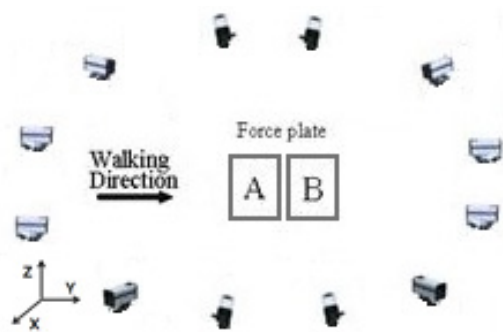


Fig. 3. Camera Set up

2.4 자료획득 및 처리방법

2.4.1 자료 획득 방법

적교좌표계는 Fig. 4 과 같이 오른손 나사법칙에 준하

여 좌우방향(F_x), 전후방향(F_y), 수직상방향(F_z)을 (+)로 설정하였으며, 해부학적 자세를 기준(0°)으로 각변위 방향은 발목관절의 배측굴곡, 무릎관절과 엉덩관절의 굴곡을 양의 방향(+)으로 그 반대를 음의 방향(-)으로 정의하였다. 특히, 후방보행의 F_y 는 전방보행과 반대로 하였다.

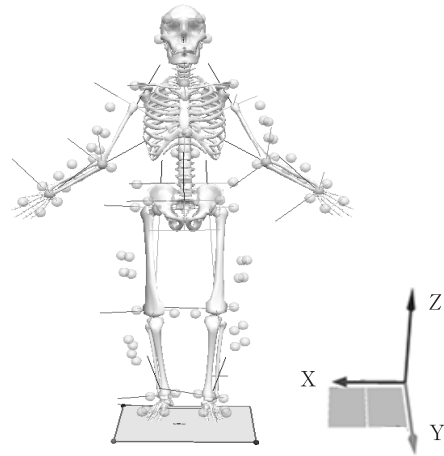


Fig. 4. Directions of axes & standing calibration

QTM(Qualisys, Sweden)을 이용하여 획득한 2차원 평면상의 자료는 NLT(nonlinear transformation) 방법에 의해서 3차원 공간상의 자료로 변환되며 응용프로그램, Visual-3D(C-motion Inc, USA)를 이용하여 인체 모델링한 후 연구변인을 도출하였다.

운동역학적 연구변인 산출을 위해 지면반력기 9286AA(Kistler, Switzerland)는 총 8채널의 아날로그 볼티지(voltage)값으로 저장되며, QTM 프로그램 내에서 디지털 변환과정을 거쳐 총 3개의 디지털 값 (F_x , F_y , F_z , 단위: N)으로 도출하였으며 순간절 모멘트를 구하기 위하여 역동역학방법(inverse dynamic method)을 사용하였다.

2.4.2 자료 처리 방법

획득된 3차원 자료는 노이즈에 의한 오차를 제거하기 위하여 저역통과필터(low-pass filtering)를 이용하여 필터링을 하였고 필터링 시 발생하는 위상지연을 제거하기 위하여 ‘버터워스의 2차 양방필터(second order Butterworth Bidirectional Filter)를 사용하였다. 차단주파수(cut-off frequency)는 PSD(Power Spectrum

Density)를 계산하고 99.9%에 해당하는 신호력을 갖는 차단주파수 6Hz로 설정하였다. 보행별 연구변인의 특성을 도출하기 위하여 3회의 원자료 중 중앙값을 선택하였으며, 통계는 SPSS18.0을 이용하여 반복측정분산분석(repeated measured ANOVA)을 사용하였다.

3. 연구결과

3.1 보행별 시공간 파라메타(Parameter)

보행별 속력(speed)은 전방보행>댄스보행>후방보행 순으로 보행방법에 따라 통계적으로 유의한 차이를 보였다($p<.05$). 활보장(stride width)은 보행 방법에 따라 유의한 차이를 보이지 않았고, 활보폭(step length)은 후방보행>전방보행=댄스보행 순으로 통계적으로 유의한 차이가 나타났다. 그리고 양하지 지지기(double limb support time)는 댄스보행>후방보행>전방보행 순으로 통계적으로 유의한 차이가 나타났다($<.05$).

Table 2. Gait parameter

Parameter(unit)	Forward gait	Backward gait	Dance gait	p-value
Speed(m/s)	1.32±0.18	1.08±0.13	1.14±0.15	.002
Stride Wid(m)	0.09±0.02	0.14±0.16	0.09±0.03	.553
Stride Len(m)	1.38±0.10	1.28±0.10	1.35±0.10	.014
Double Limb Support Time(s)	0.14±0.04	0.19±0.05	0.20±0.05	.001

3.2 하지관절의 가동범위(ROM)

하지관절의 가동범위는 다음과 같이 나타났다[Table 3]. 보행별 엉덩관절의 동작범위는 국면1에서 댄스보행>전방보행>후방보행 순으로 나타났지만 통계적으로 유의한 차이를 보이지 않았으며($>.05$), 국면2에서 후방보행>전방보행>댄스보행 순으로 나타났고, 통계적으로 유의하지 않았다($>.05$).

무릎관절의 동작범위는 국면1에서 후방보행>전방보행>댄스보행 순으로 나타났으며, 통계적으로 유의한 차이가 나타났다($<.05$). 특히, 전방보행과 후방보행($p=.008$), 후방보행과 댄스보행($p=.003$)에서 차이를 보였다. 국면2에서 무릎관절은 댄스보행>전방보행>후방보행 순으로 나타났으며, 통계적으로 유의한 차이($<.05$)를 보였고, 전방보행과 후방보행($p=.000$), 후방보행과 댄스보행($p=.000$)에서 차이를 보였다.

발목관절의 동작범위는 국면1에서 댄스보행>후방보행>전방보행으로 통계적으로 유의한 차이($<.05$)를 보였으며, 전방보행과 후방보행($p=.005$), 후방보행과 댄스보행($p=.041$), 전방보행과 댄스보행($p=.000$)에서 모두 차이를 보였다. 국면2에서 댄스보행>전방보행>후방보행으로 통계적으로 유의하지 않았다($>.05$).

3.3 모멘트(Moment)와 파워(Power)

3.3.1 하지관절의 최대모멘트

보행별 엉덩관절의 회전력을 나타내는 최대 모멘트

Table 3. ROM of joint angle

Joints	(Unit: degree)									
	Forward gait		Backward gait		Dance gait		F		p-value	
	P1	P2	P1	P2	P1	P2	P1	P2	P1	P2
Hip	11.61±0.48	9.08±0.37	9.95±5.26	10.85±4.37	12.23±0.84	9.04±0.53	.900	1.099	.385	.321
Knee	10.13±0.69	24.26±0.56	18.09±9.02	8.86±4.11	9.11±0.91	25.59±0.83	11.288	76.888	.003	.000
Ankle	9.46±0.81	10.96±0.57	13.41±3.73	10.47±5.07	18.69±1.30	12.42±0.76	14.035	.750	.001	.437

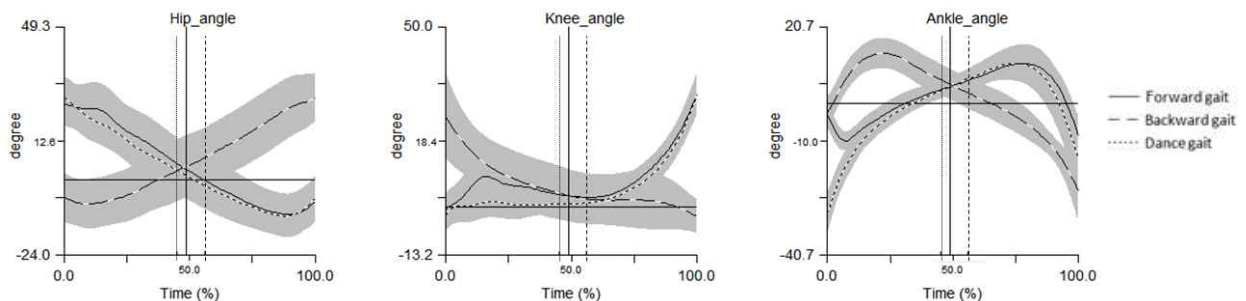


Fig. 5. Angle of Forward, Backward & Dance gait ; The vertical line is the point foot flat K

(max moment)는 다음과 같이 나타났다[Table 4].

국면1과 국면2에서 모두 굴곡모멘트를 보였으며, 국면1에서 엉덩관절의 최대모멘트는 전방보행>댄스보행>후방보행 순으로 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았다(>.05). 국면2에서의 최대 모멘트는 전방보행>댄스보행>후방보행 순으로 통계적으로 유의한 차이가 나타났다(<.05), 전방보행과 후방보행(p=.000), 후방보행과 댄스보행(p=.000)에서 차이가 나타났다.

보행별 무릎관절의 최대 모멘트는 전방보행에서 국면1과 국면2 모두 신전모멘트를 보였으며, 국면1의 후방보행은 신전모멘트, 국면2의 후방보행은 굴곡 모멘트를 보였다. 그리고 댄스보행은 국면1에서 굴곡 모멘트, 국면2에서 신전 모멘트를 보였다. 무릎관절의 최대 모멘트는 국면1에서 신전 모멘트가 나타났으며, 후방보행>전방보행>댄스보행 순으로 통계적인 차이를 보이지 않았다

(>.05). 또한 국면2의 최대모멘트의 크기는 댄스보행과 후방보행이 유사한 결과 값을 보였다. 무릎관절의 신전 모멘트는 전방보행>댄스보행>후방보행 순으로 나타났으며(<.05), 전방보행과 후방보행(p=.000), 후방보행과 댄스보행(p=.000)에서 차이가 나타났다.

보행별 발목의 최대 모멘트는 국면1에서 후방보행>전방보행>댄스보행 순으로 통계적으로 유의한 차이를 보였다(<.05). 전방보행과 후방보행(p=.000), 후방보행과 댄스보행(p=.000), 전방보행과 댄스보행(p=.001)에서 차이가 나타났다. 또한 국면2에서 댄스보행>전방보행>후방보행 순으로 나타났고, 통계적으로 유의한 차이를 보였으며(<.05), 전방보행과 후방보행(p=.000), 후방보행과 댄스보행(p=.000)에서 차이가 나타났다.

Table 4. Moments and Powers of joints

Joints	Forward gait		Backward gait		Dance gait		F		p-value		
	P1	P2	P1	P2	P1	P2	P1	P2	P1	P2	
Moment (N*m/BM)	Hip	0.87±0.08	1.12±0.05	0.73±0.12	0.56±0.15	0.74±0.04	0.97±0.04	2.340	66.603	.128	.000
	Knee	0.54±0.04	0.89±0.04	0.55±0.22	0.44±0.11	0.47±0.03	0.86±0.03	.602	53.666	.498	.000
	Ankle	0.75±0.06	1.47±0.02	1.49±0.22	0.58±0.13	0.51±0.05	1.51±0.03	91.747	139.352	.000	.000
Power (Watt/BM)	Hip	2.21±0.23	1.78±0.12	1.27±0.52	0.90±0.29	1.75±0.17	1.51±0.14	5.327	12.026	.017	.000
	Knee	1.31±0.18	2.07±0.13	0.99±0.64	0.56±0.28	1.15±0.08	1.65±0.08	.744	29.932	.433	.000
	Ankle	0.76±0.10	4.02±0.18	3.56±1.02	1.37±0.40	1.64±0.15	4.30±0.20	58.168	70.974	.000	.000

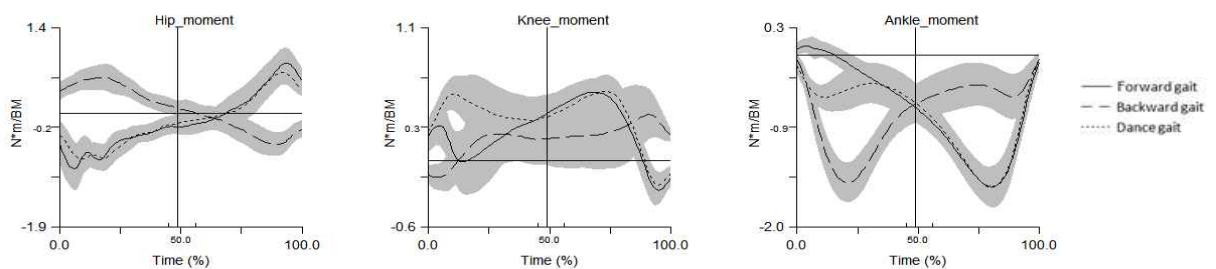


Fig. 6. Moment of Forward, Backward & Dance gait ; The vertical line is the point footflat

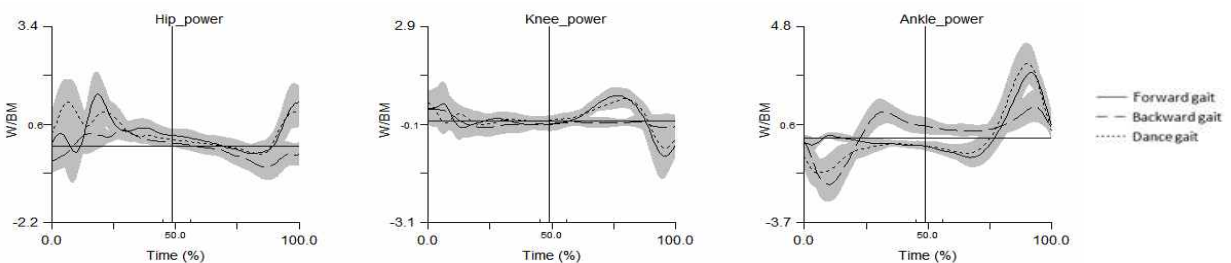


Fig. 7. Power of Forward, Backward & Dance gait ; The vertical line is the point footflat

3.3.2 하지관절의 최대과워

보행별 엉덩관절의 순발력을 나타내는 최대과워(max power)는 Table 4 과 같은 결과를 보였다. 국면1에서 전방보행>댄스보행>후방보행 순으로 나타났으며, 통계적으로 유의한 차이가 나타났고(<.05), 전방보행과 후방보행(p=.012) 두 그룹에서 차이가 나타났다. 국면2에서 전방보행>댄스보행>후방보행 순으로 나타났으며, 통계적으로 유의한 차이가 나타났고(<.05), 전방보행과 후방보행(p=.001), 후방보행과 댄스보행(p=.011)으로 두 그룹에서 차이가 나타났다.

무릎관절의 최대과워에서는 국면1에서 전방보행>댄스보행>후방보행 순으로 나타났으며, 통계적으로 유의한 차이를 보였다(<.05). 국면2에서의 결과 값은 전방보행>댄스보행>후방보행 순으로 나타났으며, 통계적으로 유의한 차이를 보였고(<.05), 전방보행과 후방보행(p=.000), 후방보행과 댄스보행(p=.000)에서 차이가 나타났다.

발목관절 최대 과워는 댄스보행의 국면1에서 저측굴곡, 국면2에서 배측굴곡을 보인 반면 전방과 후방보행은 모든 국면에서 배측굴곡을 보였다. 국면1에서 후방보행>댄스보행>전방보행 순으로 나타났으며 통계적으로 유의한 차이를 보였고(<.05), 전방보행과 후방보행(p=.000), 전방보행과 댄스보행(p=.000), 후방보행과 댄스보행(p=.000)에서 모두 차이가 나타났다. 국면2에서는 댄스보행>전방보행>후방보행으로 나타났으며, 통계적으로 유의한 차이가 나타났고(<.05), 전방보행과 후방보행(p=.000), 후방보행과 댄스보행(p=.000)에서 차이가 나타났다.

소하고 보행율이 증가한다[11, 12]는 보고와 유사한 결과를 보였다. 또한 관절가동범위의 최대치가 전방보행보다 댄스보행과 후방보행에서, 후방보행보다 댄스보행이 더 많이 나타났고 이는 댄스보행의 관절 운동효과가 전방 또는 후방보행보다 더 커질 수 있다는 것을 보여준다. 이러한 결과는 댄스보행이 후방보행보다 안정적으로 보행을 하는 것으로 보이며, 후방보행의 단점인 어려운 시야확보는 STF(slip, trip, fall)를 야기시킬 수 있는 것으로 사료된다. 따라서 이러한 위험요소가 제거된 댄스워킹은 매우 바람직한 보법이라고 생각된다.

최대 모멘트의 결과에서 국면과 관절에 따른 최대모멘트가 생성되는 보행보법의 빈도는 댄스보행과 후방보행이 각각 3관절에서 전방보행은 2관절에서 생성되어 댄스보행과 후방보행이 전방보행보다 회전 효과가 클 수 있는 가능성이 큰 것으로 보였다. 이러한 결과는 후방달리기와 전방달리기의 연구에서 슬개대퇴통증을 유발하는 슬개대퇴관절 압축력(PFJCF, patellofemoral joint compression forces)이 작게 나타나는데[13], 이는 지면 반력 벡터의 작용점과 크기의 차이로 인하여 무릎 모멘트를 증가시키기 때문으로 후방보행은 슬개대퇴통증을 감소시키는 운동으로 사용할 수 있을 것으로 사료된다.

최대 과워의 결과에서 국면과 관절에 따른 최대과워가 생성되는 보행보법의 빈도는 전방보행(3관절)>댄스보행(2관절)>후방보행(1관절) 순으로 나타났으며, 과워면에서 댄스보행은 전방보행 차순 이지만 후방보행 보다 크게 나타났다. 이는 댄스보행이 후방보행보다 관절의 효과적인 순발력을 발휘할 수 있음을 반영한 것이라 생각된다.

4. 논의

본 연구는 후진보법을 이용한 전방향 보행(댄스보행)의 효과를 과학적으로 분석하는 것으로 선행연구에서 후방보행은 뇌졸중 환자에게 균형능력 및 보행에 향상[9]을 보였으며, 균형능력을 증가시킨다[10]고 보고하였다.

연구결과에서 댄스보행의 보속, 활보장과 양하지지지 시간은 후방보행보다 큰 반면, 활보폭은 작아졌고 관절가동범위, 최대 모멘트, 최대 과워에서 더 큰 결과 값을 보였다. 이는 Vilensky(1987)와 Kramer(1981)의 선행연구에서 후방보행은 전방보행과 다르게 활보폭이 감

5. 결론

후진보행을 이용한 전방향보행(댄스보행)의 생체역학적 연구의 결론은 다음과 같다.

첫째, 보행의 시공간적 측면에서 댄스보행이 후방보행보다 보속이 빠르고, 활보 길이는 길고, 너비는 좁고, 두발 지면접지시간이 길게 나타났다.

둘째, 관절의 ROM, 모멘트와 과워에서도 댄스보행이 후방보행보다 더 많은 관절에서 최대치가 생성되었다.

결론적으로 댄스보행은 후방보행보다 역동성과 안전성 면에서 더 효율적이라고 판단되며 맨발 또는 굽이 없

는 신발을 착용한 댄스보행은 재활동 및 걷기운동으로써의 충분한 가능성이 있다고 판단된다.

이렇듯 후방보행의 긍정적인 효과를 강조하면서 평형을 위한 작용에 대한 반작용은 전방보행 보다 크고 시야가 확보되지 않아 낙상의 위험이 매우 높기 때문에 임상 현장에서 후방보행이 재활훈련프로그램으로 널리 보급되어야 하나 다소 소극적인 경향이다.

References

[1] Bobath, B. Adult Hemiplegia: Evaluation and Treatment. Butterworth-Heinemann, London, 1970

[2] Yang, Y. R., Yen, J. G., Wang, R. Y., Yen, L. L., & Lieu, F. K. Gait outcomes after additional backward walking training in patients with stroke: a randomized controlled trial. Clin Rehabil March, 19(3), 264-273, 2005.

[3] Kong, S. J., Kim, S. H., Huyn, K. S., Jee, Y. S., Kim, Y. P., Nam, H. C., & Kim, C. J. Effects of backward walking on muscular functions of knee joint in ACL reconstructive patients. Journal of Coaching Development, 9(4), 103-114, 2007.

[4] Cho, K. K., Kim, Y. S., & Cho, S. H. The Comparative Analysis of EMG Depending on Variations of Speed in Forward Walking and Backward Walking. Korean Journal of Sport Biomechanics, 17(3), 1-10, 2007. DOI: <http://dx.doi.org/10.5103/KJSB.2007.17.3.001>

[5] Han, S. W. The Effect of Forward Walking and Backward Walking on Quadriceps Muscles With Treadmill Inclination: Surface Electromyographic Analysis. Korean Academy Of University Trained Physical Therapy, 12(1), 63-70, 2005.

[6] Threlkeld A. J., Horn T. S., Wojtowicz G. M., Rooney J. G., Shapiro R. Kinematics, ground reaction force, and muscle balance produced by backward running. J Orthop Sports Phys Ther. 11(2), 56-62, 1989. DOI: <http://dx.doi.org/10.2519/jospt.1989.11.2.56>

[7] Thomas MA, Fast A. One step forward and two step back: The dangers of walking backwards in therapy. Am J Phys Med Rehabil. 79(5), 459-461, 2000. DOI: <http://dx.doi.org/10.1097/00002060-200009000-00011>

[8] Yoo, H. S., In, H. K., & Choi, I. A., Analysis of the Ground Reaction Forces by the Dancesport Rumba Backward Walk Step. Korean Journal of Sport Biomechanics, 18(1), 129-135 2008. DOI: <http://dx.doi.org/10.5103/KJSB.2008.18.1.129>

[9] Choi, H. S., & Jeon, S. B. Effect of Backward Walking Training on Balance Capability and Gait Performance in Patients With Stroke. Journal of digital convergence, 13(1), 367-373. 2014.

[10] Thomas M. A., Fast A. One step forward and two step back: The dangers of walking backwards in therapy. Am J Phys Med Rehabil. 79(5):459-461, 2000. DOI: <http://dx.doi.org/10.1097/00002060-200009000-00011>

[11] Vilensky J. A., Gankiewicz E. & Gehsen G. A. kinematic comparison of backward and forward walking in humans. J Hum Move Study. 13:29-50. 1987.

[12] Kramer J. F., & Reid D. C. Backward walking: A cinematographic and electromyographic pilot study. Physiother. 33(2):77-86. 1981.

[13] Roos, P. E., Barton, N., Robert, W. M. & Van Deursen. Patellofemoral joint compression forces in backward and forward running. Journal of Biomechanics, 45(9), 1656-1660, 2012. DOI: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2012.03.020>

하 중 규(Chong-Ku Hah)

[정회원]



- 1990년 2월 : 한양대학교 일반대학원 산업공학과 (산업공학석사)
- 2005년 8월 : 한국체육대학교 일반대학원 체육학과 (이학박사)
- 2012년 2월 ~ 현재 : 한국 스포츠 클리닉 & 공학 연구소 대표
- 2013년 6월 ~ 현재 : 강원대학교 산학협력단 연구교수

<관심분야>

스포츠공학, 스포츠클리닉, 인간공학, 생체역학

정 왕 수(Wang-Soo Jeong)

[정회원]



- 2010년 2월 : 한국체육대학교 일반대학원 체육학과 (체육학석사)
- 2008년 2월 ~ 2010 2월 : 한국체육대학교 체육과학연구소(운동역학실)연구원
- 2013년 9월 ~ 현재 : 국민대학교 일반대학원 체육학과 박사과정(운동역학 전공)

• 2013년 9월 ~ 현재 : 국민대학교 스포츠과학연구소 연구원

<관심분야>

스포츠공학, 생체역학, 축구(화)

홍 수 연(Su-Yeon Hong)

[정회원]



- 2009년 2월 : 서울여자대학교 일반대학원 체육학과(운동역학석사)
- 2015년 2월 : 국민대학교 일반대학원 체육학과 (운동역학박사)
- 2011년 2월 ~ 현재 : 국민대학교 스포츠과학연구소 연구원
- 2015년 2월 ~ 현재 : 스포츠클리닉&공학연구소연구원

<관심분야>

스포츠공학, 스포츠클리닉, 스포츠재활, 생체역학

장 영 관(Young-Kwan Jang)

[정회원]



- 1990년 2월 : 한양대학교 일반대학원 산업공학과 (산업공학석사)
- 1996년 8월 : 한양대학교 일반대학원 산업공학과 (산업공학박사)
- 1996년 9월 ~ 현재 : 강원대학교 산업경영공학과 교수

<관심분야>

물류정보시스템, MIS, ERP, SCM, 인간공학

기 재 석(Jae-Seok Ki)

[정회원]



- 1987년 8월 : 한양대학교 일반대학원 산업공학과 (산업공학석사)
- 1993년 2월 : 한양대학교 일반대학원 산업공학과 (산업공학박사)
- 1993년 2월 ~ 2000년 6월 : 강원대학교 산업경영공학과 교수
- 2014년 3월 ~ 현재 : 상명대학교 전기전자제어학과 교수

<관심분야>

인간공학, VR, 스포츠산업