

보행시 신발 밑창 형태가 하지 근활성도에 미치는 영향

김종선¹, 최현희^{2*}

¹단국대학교 체육학과, ²동서대학교 운동처방학전공

The Effect of Form of Outsole on Lower Leg Electromyography during Gait

Jong-Sun Kim^{1*} and Hyun-Hee Choi^{2*}

¹Division of Physical Education, Dankook University

²Division of Exercise Prescription, Dongseo University

요약 이 연구에서는 최근 국내에서 개발된 보행용 기능성 신발 중 걷기 효율성을 변화시키는 복합적 기능성 신발(double rocker sole; CDR)과 negative-heel rocker sole(NR)형태 신발의 근육 활성도를 비교하였다. 연구대상은 하지정형외과적 질환이 없는 40-50대 중년여성 11명을 대상(연령 47.33±4.4, 신장 158.00±3.3cm, 체중 59.50±6.1, BMI 23.80±1.8kg/m²)으로 하였다. 연구결과 좌,우측의 내측광근, 비복근, 반건양근에서는 근활성도의 수준은 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았지만, CDR신발이 전경골근에서 통계적으로 유의하게 높은 결과가 나타났다($p<.05$). 걷기운동시 동일한 조건속에 운동을 실시할 경우 신발 밑창의 변화를 통해 인위적으로 운동량을 증가시킬 수 있을 것이다.

Abstract The purpose of this study was to analysis the effect of form of outsole on lower leg Electromyography (EMG) during gait. The subject were 11 women(mean age 47.33±4.4 years, height 158.00±3.3cm, weight 59.50±6.1, body mass index 23.80±1.8kg/m²), who had no serious foot musculoskeletal disease within 3 years prior to study. The vastus medialis, gastrocnemius, semitendinosus, tibialis anterior were compared during gait with 2 types of shoe(complex function double rocker sole, negative-heel rocker sole) by using pair t-test($p<.05$). The vastus medialis, gastrocnemius, semitendinosus were not found to be significantly different among the 2 types of shoe but tibialis anterior were found($p<.05$). The complex function double rocker sole shoe caused a significant change in energy expenditure compared to the negative-heel rocker sole shoe.

Key Words : Double rocker sole, Negative-heel rocker sole, EMG, Outsole

1. 서론

신체활동과 건강관의 연관성이 학계 그리고 사회전반에 중요하게 인식되면서 일상적인 신체활동에 대한 지침들이 제시되어 왔다. ACSM (American College of Sports Medicine)보고에 따르면 미국 인구의 일일 보행수는 평균 5,117회에 불과해, 건강한 삶을 위해 이보다 두배에 해당되는 일일 만보를 권장하고 있다[1]. 국내에서는 1998년부터 건강증진사업을 실시하면서 다양한 분야에 걸친 영역별 사업을 시행하고 있으며, 특히 2008년부터는 중점적인 지역특화 건강행태 개선사업이 실시되어 걷기 동아리 활동을 통한 신체활동증진 방안을 모색하고

있다[2-3]. 이와 같이 국내외에서 건강증진을 위한 목적의 걷기 운동이 급속도로 전파되고 있으며 활동시 편안하고 효율적인 기능성 신발에 대한 관심이 증폭되고 있다[4-5].

걷기운동의 효율성에 영향을 미치는 요인으로는 주행 형태[6], 신발 밑창 두께[7], 신발 보정물[8], 지면[9] 등이 있으며, 걷기운동 시 운동수행능력을 향상시키기 위한 방안으로 효율성에 대한 연구가 많이 수행되었다. 특히 기능성 신발 분류는 밑창형태로 구분할 수 있으며, double rocker sole, negative-heel rocker sole으로 분류될 수 있다(Fig. 1). 이중 double rocker sole은 중족부 부위의 밑창이 제거되어 가장 얇은 형태를 띠는 독특한 구조로서 2개의

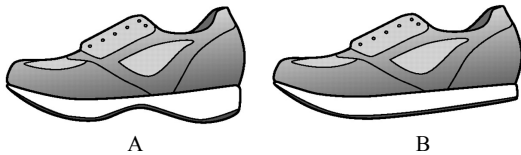
*교신저자 : 최현희(durichh@hanmail.net)

접수일 11년 11월 11일

수정일 (1차 11년 12월 12일, 2차 11년 12월 22일)

게재확정일 12년 01월 05일

rocker sole이 발전후면에 위치함으로써 저측굴곡 압력을 경감시켜주는 역할을 할 수 있어 말초신경계 질환을 동반한 당뇨병자들에게 권장되는 신발이다[10-11]. negative-heel rocker sole은 앞꿈치와 뒤꿈치의 부분이 rocker sole의 기울어진 형태와 유사하나 사람이 서 있을 때 발뒤꿈치가 발볼과 같은 높이이거나 더 낮은 위치에 있게 하였다. 이러한 밑창의 형태는 발의 배측굴곡(dorsi flexion)을 자연스럽게 유도하며, 전족부위에 쏠린힘을 뒤쪽이나 중족부로 이동할 수 있게 한다[12]. 따라서 보행시 전족부(forefoot)에 집중된 힘이 보다 넓은 부위로 재분할 수 있으며, 보행패턴에는 영향을 미치지 않는다 [11,13].



[그림 1] 워킹화 A: 이중밑창신발 B: 동근밑창신발
[Fig. 1] walking shoes
A; double rocker shoes, B; negative rocker shoes

신발 안정성은 일반적으로 내외측면에 의존하나 최근 연구에서는 신발밑창 및 발과 발목에 최소한의 불안정성을 통해 동적 및 정적 안정성을 제공하여 근력 및 근육 자극을 증진시키는 방법을 연구하고 있으며, 오직 걷는 동안에 내외측면이 아닌 전후면의 발목 관절 적응을 유발하는데 집중하고 있다[14-16]. Long et al[17]은 double rocker sole이 보행시 측면으로의 무게 중심이동을 최소화하며, 걷는 속도를 증가시키는 효과가 있다. 이는 보행 단계 중 발뒤꿈치가 닿는 순간(heel strike)의 발목에서의 저측굴곡 증가 및 발끝을 때는 순간(toes-off)동작을 감소시키며, 슬관절 및 고관절 신전근 근력이 전방 rocker을 조절하기 위한 근력 효율성 증가라고 보고하였다. negative heel rocker sole은 double rocker sole과 같이 발끝을 때는 순간(toes-off)동작을 감소시키지만, 중간 입각기(heel lift)시 배측굴곡을 감소시키고, 보행주기 동안 슬관절의 굴곡을 감소시킨다고 보고하고 있으며[13], 비복근과 전경골근의 근활성도가 증가되는 것으로 보고되고 있으며 [14-15], 김연정와 채원식[18] 보고에서는 유선형 신발이 일반신발에 비해 내측광근, 외측광근 및 전경골근에서 높은 증가를 보고하였다. 이와 같이 신발 밑창의 형태는 신체적 활동의 기본동작인 후외측의 뒤꿈치로부터 외측으로 체중이동을 변화시키게 되며[19], 이는 근활성도에 영향을 미치게 된다[20].

따라서 본 연구에서는 최근 국내에서 개발된 보행용

기능성 신발 중 걷기 효율성을 변화시키는 복합적 기능성 double rocker sole과 negative -heel rocker sole형태 신발의 근육 활성도를 비교하여 걷기동작에 보다 효율적인 기능성 신발에 대한 기초자료를 제시하는데 그 목적이었다.

2. 연구방법

2.1 연구대상자

본 연구대상자는 정상족(normal foot)이며, 하지 수술 경험 및 최근 3년간 하지통증으로 인해 병원을 내원하지 않은 체질량지수(BMI)가 정상인($20 < BMI < 25$) 40대-50대 중년여성 11명으로 하였다. 연구대상자의 평균연령은 47.3 ± 4.4 세, 평균신장 158.0 ± 3.3 cm, 평균체중 59.5 ± 6.1 kg이며, 평균 체질량지수는 23.8 ± 1.8 kg/m²이었다.

2.2 실험 신발

double rocker sole의 적용과 더불어 신발 무게중심을 전족(forefoot)과 중족(midsole)위치로 이동시켜 타의적 빠른 보행이 가능하도록 설계한 복합적 기능 double rocker sole(complex function double rocker; CDR)신발로서 중량은 260mm의 경우 375g이다(Fig. 2(A), Fig 3). negative-heel rocker sole(NR)을 적용한 보행신발은 260 mm의 경우 중량은 500g이다(Fig. 2(B))



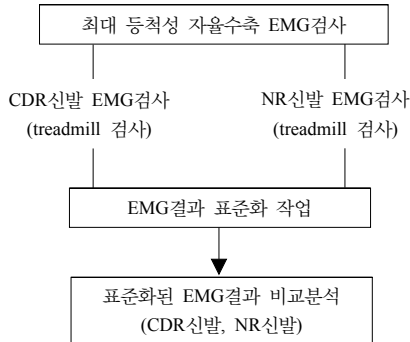
[그림 2] 연구에 사용된 신발
A: 이중밑창신발, B: 동근밑창신발
[Fig. 2] Shoe conditions used in this study. A: double rocker sole, B: negative rocker sole.



[그림 3] B사의 워킹화 신발 원리
[Fig. 3] Walking shoes principle of a B company

2.3 연구절차

이 연구는 2011년 3월부터 8월까지 시행되었으며, 연구절차는 Fig. 4에서 보는 바와 같다.



[그림 4] 연구진행과정
[Fig. 4] Study process

2.4 측정방법

2.4.1 최대 등척성 자율수축 EMG 측정

표준화 작업을 위해 최대 등척성 자율 수축운동(maximum voluntary isometric contraction; MVIC)을 근육별로 2회 실시하였으며, 각 근육에 대한 측정은 Hislop와 Montgomery[38]가 제안한 방법으로 등속성장비(biodex, USA)에 대상자가 앉은 자세에서 슬관절을 60도 신전시킨 다음 최대근력을 발휘하는 동안 최대근력 EMG 결과를 수집하였다. 각 시기 당 샘플링 주파수는 1000hz로 5초간 측정하였다.

2.4.2 EMG 분석

보행과 관련된 근육의 표면 근전도를 측정함에 있어서 신호대 잡음비율(S/N): 96dB이고, 동상신호 제거비(CMRR;common mode rejection ratio)값은 123dB인 FREEEMG(BTS co. Italy)를 사용하였으며, 측정시 1KHz의 샘플링주파수를 사용하였다. EMG 측정부위는 8채널을 사용하여 내측광근, 비복근, 반건양근, 전경골근의 좌우에 각각 전극을 1-2.5cm 간격으로 부착하였으며, 이후 무선전극을 부착하였다. 검사방법은 우측발이 toes-off 되는 지점부터 2분간 측정 하였으며[21], 측정된 자료 중 1분 지난 지점부터 15초간 자료를 분석하였다. 각 피험자들은 무작위로 두 가지 신발 중 한가지를 측정한 후 다른 신발을 측정하였으며, 각 신발실험 과정마다 휴식시간은 5분으로 시행하였다. 실험결과는 FREEEMG에서 사용되는 MYOLAB (software, BTS co. Italy) 소프트웨어에서 raw data를 처리하여, integration 시행하였으며, 이후 2분간 검사범위를 marker하여 Integrates EMG 분석을 시행

하였다.

2.4.3 EMG 분석시 treadmill 경사 및 속도

신발 착용후 트레드밀 속도 5km/h 경사 1도로 3분간의 적응훈련을 거친 후 2분간 EMG 분석을 시도하였으며, 총 5분간의 트레드밀 걷기를 시행하였다.

2.4.4 EMG 표준화

EMG분석은 각 대상자들간의 근력차이에 따른 오차를 줄이기 위하여 표준화를 실시하였다.표준화 방법은 최대 등척성 자율 수축운동시 측정된 EMG결과값에 treadmill에서 측정된 데이터 값을 백분율로 산출하였으며, 공식은 아래와 같다.

$$\frac{\text{신발착용 후 EMG 측정결과}}{\text{최대 등척성 수축 EMG 측정결과}} = \text{표준화}(\%)$$

2.5 자료처리

연구의 자료처리는 SPSS for windows (version 18.0, SPSS Inc., Chicago, IL, USA) 프로그램을 사용하였고, 각 항목별로 평균과 표준편차를 계산하였다. CDR신발과 NR신발의 근전도 활성도 비교를 검증하기 위해 대응 표본 t-검증(paired t-test)를 실시하였으며, 모든 통계적 유의수준은 $p < .05$ 로 설정하였다.

3. 결과

걷기 운동을 위한 기능성 신발에 따른 근육 활동의 변화를 알아보기 위해 측정된 하지 근육의 표준화된 근전도 값을 분석한 결과는 Table 1, 2에서 보는바와 같다. 좌, 우측 내측광근의 각 신발에 따른 근육 활동은 분석된 15초를 각 1초단위로 비교해본 결과 CDR신발과 NR신발간의 통계적 유의한 차이가 나타나지 않았으나 NR신발이 표준화된 EMG결과 평균이 다소 높은경향이 나타났다(Fig. 5). 좌, 우측 비복근 근육 활동 역시 각 1초단위로 비교해본 결과 CDR신발과 NR신발간의 통계적 유의한 차이가 나타나지 않았으나, CDR신발이 표준화된 EMG결과 평균이 다소 높은경향이 나타났다(Fig. 6). 반건양근 근육 활동은 좌,우측 모두 각 초당 근활동량에 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았으며, 우측의 경우 두 신발간 유사한 양상을 나타낸 반면, 좌측은 CDR신발이 높은 결과가 나타났다(Fig. 7). 전경골근의 경우 우측의 경우 측정된 15초 중 9초간, 좌측은 11초간 EMG결과값이 통계적으로 유의한 차이($p < .05$)가 나타났으며, CDR신발이 좌우측 모두 높은 평균값이 나타났다(Fig. 8).

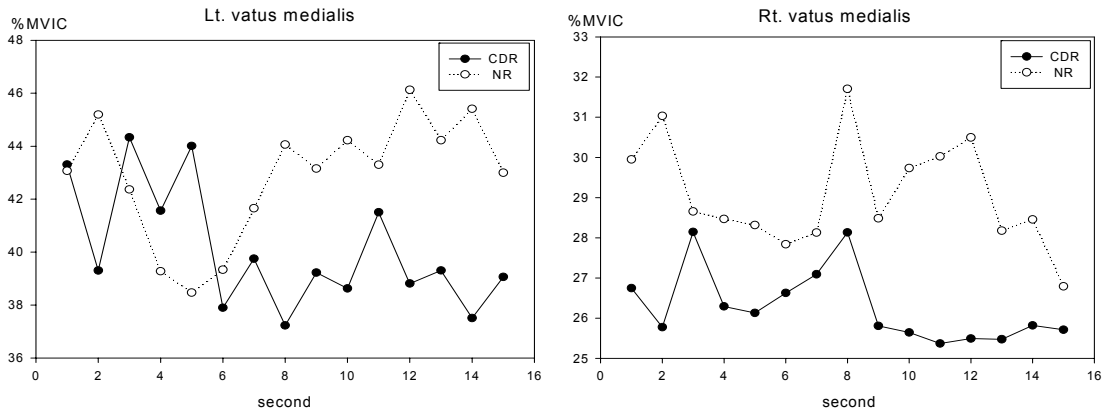
[표 1] CDR신발과 NR신발의 EMG 비교 (우측)

[Table 1] Comparison of CDR and NR for EMG (right leg)

s	VM			GAS			ST			TA			unit; %
	CDR	NR	Sig.	CDR	NR	Sig.	CDR	NR	Sig.	CDR	NR	Sig.	
1	26.75 ±12.80	30.00 ±20.00	.589	22.54 ±7.92	21.30 ±5.80	.296	33.60 ±21.10	33.14 ±20.80	.723	21.70 ±10.41	17.10 ±7.00	.011*	
2	25.78 ±11.11	31.03 ±20.20	.318	22.31 ±7.60	21.60 ±5.73	.452	33.03 ±20.62	33.22 ±20.82	.928	23.71 ±13.30	17.40 ±7.42	.025*	
3	28.14 ±14.28	28.70 ±14.81	.909	22.90 ±7.64	22.70 ±7.00	.862	34.84 ±19.84	36.28 ±24.10	.587	21.30 ±9.00	16.54 ±6.20	.005*	
4	26.29 ±11.50	28.50 ±13.53	.572	22.80 ±7.72	21.54 ±5.10	.281	34.21 ±19.32	33.20 ±20.50	.587	20.50 ±6.80	15.90 ±6.84	.031*	
5	26.13 ±12.58	28.31 ±13.90	.570	24.26 ±8.60	21.80 ±5.71	.090	35.06 ±20.20	32.71 ±21.50	.293	20.20 ±6.83	17.60 ±9.06	.222	
6	26.63 ±13.73	27.83 ±14.00	.812	23.00 ±7.80	21.60 ±4.90	.247	32.92 ±19.23	34.10 ±22.63	.592	18.64 ±7.04	20.34 ±12.53	.604	
7	27.09 ±13.23	28.12 ±14.41	.806	22.20 ±5.30	21.42 ±5.40	.416	33.13 ±19.20	33.80 ±21.84	.745	21.31 ±8.92	17.50 ±8.01	.058	
8	28.13 ±14.78	31.70 ±19.30	.540	23.44 ±7.84	21.20 ±5.90	.090	33.82 ±19.41	32.01 ±19.62	.225	19.30 ±7.50	17.60 ±7.43	.190	
9	25.81 ±12.25	28.50 ±15.31	.553	22.34 ±6.80	22.30 ±6.24	.974	33.90 ±20.94	32.00 ±19.40	.223	22.10 ±8.50	19.70 ±13.61	.478	
10	25.64 ±13.18	29.73 ±17.84	.475	21.90 ±7.20	22.72 ±6.63	.438	32.62 ±19.32	32.93 ±20.71	.835	19.80 ±8.50	16.02 ±6.30	.025*	
11	25.37 ±12.54	30.02 ±14.90	.305	21.90 ±7.32	21.60 ±6.40	.783	32.70 ±18.74	32.80 ±20.81	.951	19.42 ±8.51	16.34 ±6.83	.136	
12	25.50 ±11.60	30.50 ±17.80	.338	22.20 ±7.13	21.70 ±6.34	.568	32.40 ±18.34	33.03 ±20.40	.677	19.54 ±7.51	16.81 ±7.62	.063*	
13	25.50 ±11.00	28.20 ±15.41	.586	22.03 ±6.71	21.40 ±5.34	.459	33.90 ±19.90	34.90 ±23.10	.633	20.90 ±9.20	17.00 ±10.22	.035*	
14	25.82 ±11.63	28.50 ±17.00	.642	22.11 ±7.11	21.60 ±5.40	.577	33.20 ±18.70	34.64 ±21.60	.266	21.53 ±9.60	16.83 ±7.79	.009*	
15	25.71 ±11.64	26.80 ±13.60	.769	23.94 ±9.00	21.10 ±4.83	.082	33.70 ±20.14	33.80 ±20.82	.921	19.10 ±7.30	16.52 ±7.20	.040*	

VM; vastus medialis, GAS; gastrocnemius, ST; semitendinosus, TA; tibialis anterior

* $p < .05$



[그림 5] 내측광근 EMG 연구결과

[Fig. 5] Results of vastus medialis

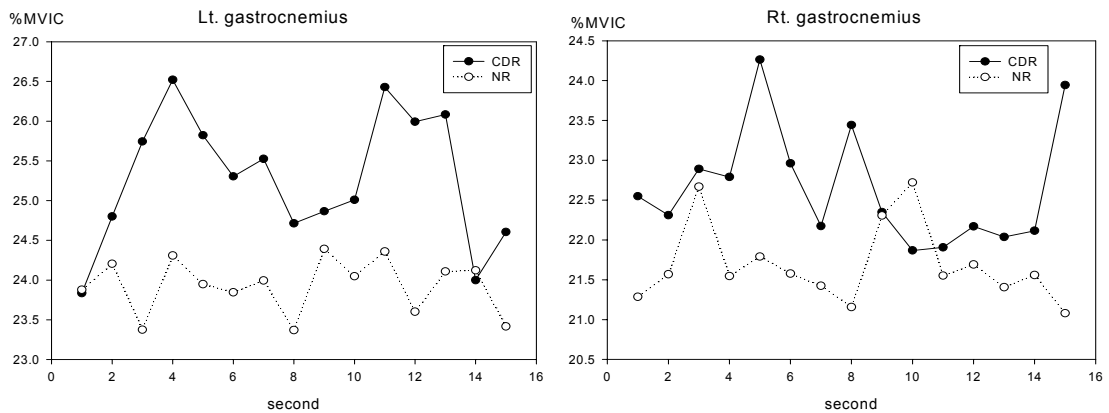
[표 2] CDR신발과 NR신발의 EMG 비교(좌측)

[Table 2] Comparison of CDR and NR for EMG (left leg)

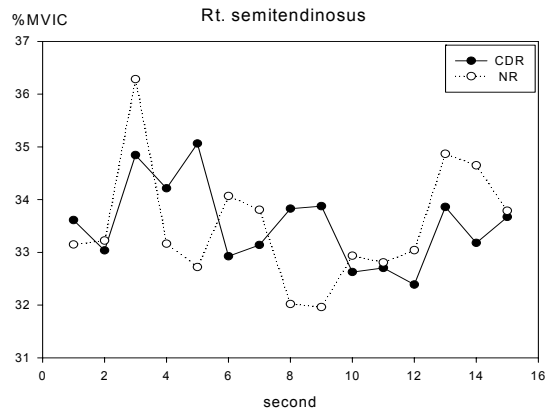
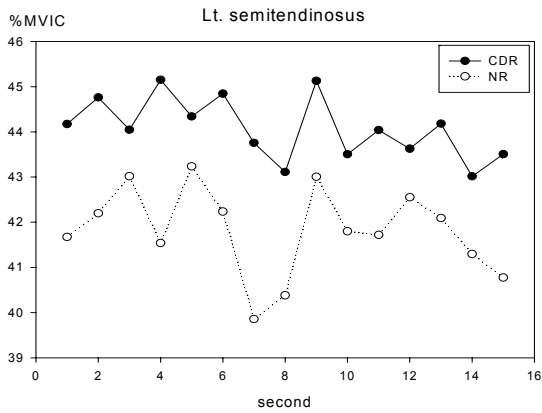
												unit; %
s	VM		Sig.	GAS		Sig.	ST		Sig.	TA		Sig.
	CDR	NR		CDR	NR		CDR	NR		CDR	NR	
1	43.30 ±40.40	43.10 ±29.43	.977	23.83 ±3.91	23.90 ±4.02	.963	44.20 ±21.43	41.70 ±21.02	.553	18.82 ±7.00	15.52 ±3.81	.038*
2	39.30 ±29.49	45.20 ±33.70	.267	24.80 ±4.27	24.20 ±3.80	.444	44.80 ±20.50	42.20 ±20.61	.560	17.00 ±4.92	15.82 ±5.42	.335
3	44.33 ±42.94	42.40 ±29.02	.827	25.74 ±5.10	23.40 ±3.12	.087	44.04 ±19.80	43.01 ±21.11	.770	18.13 ±5.80	15.52 ±6.40	.088
4	41.56 ±36.97	39.27 ±26.00	.786	26.52 ±5.73	24.30 ±4.05	.246	45.20 ±21.41	41.53 ±20.83	.351	19.24 ±7.00	15.91 ±5.80	.023*
5	44.00 ±47.13	38.50 ±23.93	.585	25.82 ±5.63	23.94 ±4.00	.277	44.33 ±20.61	43.23 ±22.84	.840	18.70 ±5.84	15.11 ±4.42	.005*
6	37.89 ±31.14	39.33 ±26.50	.795	25.30 ±4.80	23.84 ±3.63	.306	44.84 ±21.00	42.23 ±23.54	.626	19.01 ±7.12	14.52 ±4.70	.003*
7	39.75 ±40.41	41.70 ±26.52	.775	25.52 ±5.80	24.00 ±3.33	.400	43.80 ±19.53	39.90 ±21.43	.402	18.82 ±6.84	15.40 ±4.22	.005*
8	37.23 ±25.83	44.05 ±31.02	.259	24.71 ±5.25	23.40 ±3.90	.147	43.11 ±18.60	40.40 ±21.53	.548	19.00 ±7.03	15.23 ±3.60	.019*
9	39.22 ±29.38	43.15 ±29.33	.532	24.90 ±5.60	24.40 ±3.80	.747	45.12 ±19.00	43.00 ±21.00	.487	19.50 ±6.80	14.92 ±4.31	.008*
10	38.63 ±33.36	44.22 ±30.32	.418	25.01 ±6.40	24.04 ±4.00	.534	44.00 ±19.26	41.80 ±21.11	.617	18.01 ±5.70	14.10 ±4.00	.001*
11	41.50 ±40.83	43.30 ±31.61	.826	26.42 ±6.40	24.40 ±3.74	.180	44.03 ±19.60	41.72 ±19.50	.385	17.80 ±6.10	15.64 ±4.33	.030*
12	38.81 ±30.82	46.12 ±29.60	.312	26.00 ±6.50	23.60 ±3.40	.268	43.62 ±20.20	42.60 ±21.70	.744	18.50 ±7.02	14.94 ±4.14	.037*
13	39.30 ±32.07	44.22 ±29.60	.552	26.10 ±7.30	24.10 ±3.70	.440	44.20 ±20.50	42.10 ±20.53	.519	18.70 ±6.50	16.00 ±4.80	.028*
14	37.51 ±31.16	45.41 ±31.74	.373	24.00 ±4.07	24.12 ±3.50	.915	43.01 ±19.20	41.30 ±19.22	.417	17.70 ±6.00	16.33 ±4.72	.117
15	39.06 ±32.50	43.00 ±29.31	.651	25.00 ±4.44	23.41 ±4.40	.379	43.50 ±18.80	40.80 ±19.32	.399	18.42 ±6.42	16.16 ±4.71	.066

VM; vastus medialis, GAS; gastrocnemius, ST; semitendinosus, TA; tibialis anterior

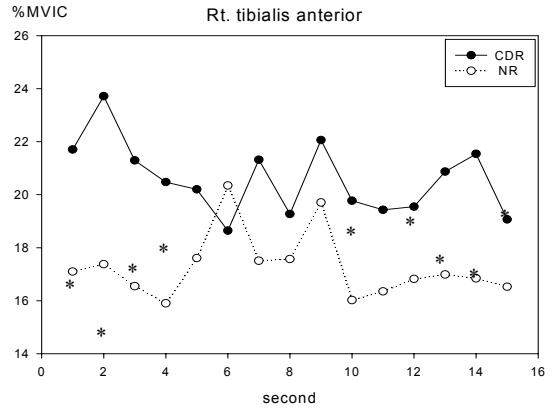
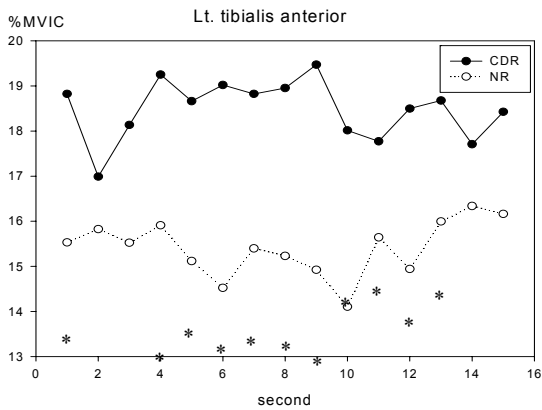
* $p < .05$



[그림 6] 비복근 EMG 연구결과
[Fig. 6] Results of gastrocnemius



[그림 7] 반건양근 EMG 연구결과
[Fig. 7] Results of semitendinosus



[그림 8] 전경골근 EMG 연구결과
[Fig. 8] Results of tibialis anterior

4. 고찰

신발밑창은 디자인에 변화를 통해 발의 저측 압력 및 근활성도에 유의한 변화를 일으킬 수 있다고 하였다. 이에 rocker sole 형태의 신발이 신경병증 합병증을 가진 당뇨병환자들에게 내측 및 전족 중심압력을 경감시키고 편안한 보행을 도울 수 있다고 보고 하였으며[37], negative-heel rocker sole은 "불안정한 기저면"을 통해 하지의 전후방에서의 하지 근육균형을 잡아주는 역할을 함으로써 노약자 및 당뇨병환자에게 근육트레이닝에 적절한 신발로 보고하고 있다[30]. 따라서 본 연구에서는 보행시 두 가지 형태의 기능성 신발이 근활성도 및 에너지 소비형태를 분석하여 보다 안전하고 효과적인 걷기운동에 알맞은 기능성 신발을 선택하는 기초자료를 제시하는데 그 목적이 있다.

밑창이 불안정한 NR신발의 특징은 heel- strike과정에

서 증가된 발목관절의 배측굴곡을 stance phase까지 유지 시킴으로써 시상면에서의 발목관절의 움직임을 감소시킨다. 이에 따라 배측굴곡 주동근의 활성화는 감소하고 길항근의 활성화 시간이 증대됨으로써 관절부하를 감소시키는 역할을 하며[20], 이러한 발목관절의 push-off 동작이 지연시킴으로써 보행시 불필요한 수행동작을 감소시키고, 보행동안 무게 중심을 잡는 역할을 수행한다[14, 22]. 이러한 특징으로 인해 NR신발은 무게중심 및 균형을 잡기 위한 근활동으로 기저면이 안전한 신발과 비교할 때 내측광근 11%, 비복근 38%의 높은 근활성도가 나타날 수 있으며, 이러한 현상은 일상적인 보행시에 전체 에너지 소비량의 4.1%를 증가시킬 수 있다는 특징이 있다[23]. 이 연구결과 내측광근은 NR신발이 CDR신발보다 다소 높은 경향이 나타났으나, 통계적으로 유의한 차이는 나타나지 않았다. Park et al[24]의 보고에 의하면 내외측에 신발보장구(orthotic)가 있을 경우 내측광근의 활성도

가 높아지며, 특히 뒷굽이 높을 경우 내측광근과 외측광근의 근활성도 높아진다고 보고하고 있다. 이러한 사전연구로 보아 CDR신발은 전족부위에 내측으로 경사진 무게침을 이용함과 동시에 뒷굽이 높은 키피이 형태의 신발 안창을 이용하여 내측광근의 활성도를 증가시키므로써 불안정한 기저면을 가진 NR신발과 유사한 효과가 나타난 것으로 생각된다.

비복근은 CDR신발과 NR신발보다 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았지만 CDR신발이 다소 높은 경향이 나타났다. NR신발은 일반적인 신발에 비해 불안정한 기저면을 가지고 있어 기립 및 보행시에 안정성을 유지하기 위해 전경골근과 비복근 근활성도를 높이게 된다[15,25]. 따라서 NR신발이 안전한 기저면을 가진 CDR신발보다 낮은 경향이 나타난 것은 사전연구에 상반된 결과로 생각할 수 있다. *midsole* 형태변화로 인한 전족부위의 무게중심 및 높은 뒷굽은 배측굴곡을 증대시킴으로써 전경골근의 역할이 높아질 수 있으며[14,15,27,28], 이와 동시에 전경골근의 길항근인 비복근의 역할도 증대될 수 있다[15]. 또한 Martin[26]은 체간 쪽으로 신발중량의 부착형태는 원위부로 이동될 수록 에너지 소비양상이 증가될 수 있다고 보고하여, 사전연구로 유추해볼때 CDR신발의 무게중심으로 인한 빠른보행으로 전경골근의 역할이 증대되고 이로 인해 길항근인 비복근 역할 역시 비례적으로 증가한 것으로 생각할 수 있다.

반건양근은 근전도 분석결과 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았으며, 밀창형태가 다른 두 가지 신발간 유사한 결과가 나타났다. 슬굴곡근은 NR신발 착용시 큰 변화가 없는 것으로 보고하고 있다[14]. 따라서 보행에서 역할이 낮은 반건양근의 경우 신발 밀창에 따른 근전도 활성에 변화가 없는 것으로 생각된다.

전경골근은 근전도 분석결과 구간별 좌우측에서 통계적으로 유의한 차이($p < 0.05$)가 나타났다. 일반적으로 다수의 사전연구에서는 *negative -heel rocker sole*을 이용한 불안정한 기저면은 기립시, 보행시에 안정성을 유지하기 위해 일반신발과 비교했을 때 전경골근과 비복근 근활성도가 높게 나타나며, 말기 유각기나 초기 입각기에 서로 길항근과 주동근으로서 동시에 활성화되면서 발목관절의 안정성을 유지하는 역할을 한다[15,25,29,30]. 이는 발목의 저측, 배측 굴곡을 담당하고 있는 거퇴관절(*talocrural joint*)의 움직임이 감소함으로써 다른 근육들의 근활성도가 감소하고 전경골근의 역할이 증대된 것으로 해석할 수 있다[14,15]. 또한 신발의 밀창을 딱딱하게 할 경우 발목 관절의 뻣뻣함 증가되어 전경골근의 근활성도가 증가된다[31]. 이러한 결과로 예측해 볼 경우 NR의 전경골근의 높은 근활성 결과가 나타나야 하지만 본 연구에서는

이와 상반되는 결과가 나타났다. 일반적으로 신발 중심부위에 무게중심이 있는 *rocker sole*을 사용할 경우 중간 입각기(*mid-stance*)나 유각기동안 전경골근 활성도가 낮아질 수 있다[32-33]. 그러나 *midsole*이 내측부위가 높거나 높은 뒷굽은 배측굴곡을 증대시킴으로써 전경골근의 역할이 높아질 수 있다[14,15,27,28]. 이는 전경골근과 비복근은 신발굽 높이에 영향을 가장 많이 받는 근육이기 때문에[28,35,36], 신발의 뒷굽을 높여 줌으로써 신체 안정성을 유지하기 위한 기능으로 운동효과를 유발한다고 보고하고 있으며[34], 최대압력의 차이는 *midsole* 밀도와 쿠션의 차이로 변화될 수 있기 때문에[36] 일반적인 *double rocker sole*의 기능이 변화되어 진 것으로 생각된다.

5. 결론

이 연구에서는 최근 국내에서 개발된 보행용 기능성 신발 중 걷기 효율성을 변화시키는 복합적 기능성 *double rocker sole*과 *negative-heel rocker sole*형태 신발의 근육 활성도를 비교하여 걷기동작에 보다 효율적인 기능성 신발에 대한 기초자료를 제시하고자 하였으며 결론은 다음과 같다.

근전도 연구결과를 종합해 보면 기저면이 불안정한 NR신발은 기저면이 안정되어 있는 CDR신발과 내측광근, 비복근 및 반건양근에서 유사한 근활성도가 나타났으며, 전경골근은 오히려 CDR신발이 높게 나타났다. 따라서 불안정한 면을 가진 기능성 신발로 보행시 족근골의 지지없이 불균형적 보행으로 인해 발생할 수 있는 자세 불안정성과 이에 따른 인체 부담을 안고 걷기 효율성을 증대시키는 것보다 정적인 자세에서도 안정적이면서 운동시 근활성도가 높은 신발을 사용하는 것이 신체 안정성 및 걷기 효율성에 더 높은 이점을 줄 것으로 생각된다. 추가적 연구에서는 여러 가지 기능을 가진 CDR신발의 보행패턴 및 자세에 대한 역학적 분석이 실시되어 올바른 걸음걸이에 대한 연구가 지속적으로 이루어져야 할 것이다.

References

- [1] Consumer Reports on Health. "Take a walk toward better health", 23(3), 7, 2011.
- [2] Y. J. Seo, A. S. Jeong, J. E. Lee, J. W. Shin & S. Y. Kang, "The Evaluation of Networking System between Health Promotion and Other Programs at Public Health

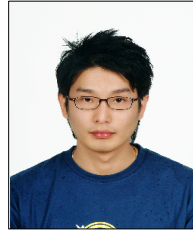
- Centers". Korea society for health education and promotion, 24(2); pp. 111-121, 2007.
- [3] Ministry of Health & Welfare. 2008` National Health Improvement Project, 2008.
- [4] D. T. Fong, et al., "Cushioning and lateral stability functions of cloth sport shoes", *Sports Biomech*, Sep;6(3): pp. 407-417, 2007
- [5] D. Wezenberg, et al., "Mind your step: Metabolic energy cost while walking an enforced gait pattern", *Gait Posture*, Apr;33(4): pp. 544-549, 2011.
- [6] J. M. VanSwearingen, et al., "A randomized trial of two forms of therapeutic activity to improve walking: effect on the energy cost of walking", *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, Nov;64(11): pp. 1190-1198, 2009.
- [7] K. Sekizawa, et al., "Effects of shoe sole thickness on joint position sense", *Gait Posture*, May;13(3): pp. 221-228, 2001.
- [8] G. S. Murley, et al., "Do foot orthoses change lower limb muscle activity in flat-arched feet towards a pattern observed in normal-arched feet?", *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, Aug;25(7): pp. 728-736, 2010.
- [9] C. Bosco, et al., "The influence of different floor stiffness on mechanical efficiency of leg extensor muscle", *Ergonomics*, Jun;40(6): pp. 670-679, 1997.
- [10] B. C. Albright, et al., "Rocker bottom soles alter the postural response to backward translation during stance", *Gait Posture*, Jul;30(1): pp. 45-49, 2009.
- [11] D. Brown, et al., "Effect of rocker soles on plantar pressures", *Arch Phys Med Rehabil*, Jan;85(1): pp. 81-86, 2004.
- [12] D. J. Janisse. "The diabetic foot", 1st ed., St. Louis, MO: CV Mosby, 1993.
- [13] K. A. Myers, et al., "Biomechanical implications of the negative heel rocker sole shoe: gait kinematics and kinetics", *Gait Posture*, Nov;24(3): pp. 323-330, 2005.
- [14] B. Nigg, et al., "Effect of an unstable shoe construction on lower extremity gait characteristics", *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, Jan;21(1): pp. 82-88, 2005.
- [15] J. Romkes, et al., "Changes in gait and EMG when walking with the Masai Barefoot Technique", *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, Jan;21(1): pp. 75-81, 2005.
- [16] J. X. Li, et al., "Kinematic and electromyographic analysis of the trunk and lower limbs during walking in negative-heeled shoes", *J Am Podiatr Med Assoc*, Nov-Dec;97(6): pp. 447-456, 2007.
- [17] J. T. Long, et al., "Biomechanics of the double rocker sole shoe: gait kinematics and kinetics", *J Biomech*, ;40(13): pp. 2882- 2290, 2007.
- [18] Y. J. Kim & W. S. Chae, "Electromyography comparison analysis of the muscle in Lower Limbs on wearing functional shoes and normal shoes". Korean alliance for health physical education, recreation, and dance, 46(6); pp. 543-551, 2007.
- [19] R. J. Albensi, et al., "The relationship of body weight and clinical foot and ankle measurements to the heel forces of forward and backward walking", *J Athl Train*, Oct;34(4): pp. 328-333, 1999.
- [20] K. A. Boyer, et al., "Changes in running kinematics and kinetics in response to a rockered shoe intervention", *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, Dec;24(10): pp. 872-876. 2009.
- [21] E. E. Thomas, et al., "Comparison of neural activation and energy cost during treadmill walking with body weight unloading between frail and healthy older women", *Gait Posture*, Mar;33(3): pp. 356-360, 2011.
- [22] M. Buckheit, et al., "effect of dorsiflexion shoes on the energy cost of running", *science & sports*, 25: pp. 81-87, 2010.
- [23] M. T. Vanderpool, et al., "Ankle fixation need not increase the energetic cost of human walking", *Gait Posture*, Oct;28(3): pp. 427-433, 2008.
- [24] K. M. Park, et al., "The change in vastus medialis oblique and vastus lateralis electromyographic activity related to shoe heel height during treadmill walking", *J Back Musculoskelet Rehabil*, 23(1): pp. 39-44, 2010.
- [25] G. S. Murley, et al., "Effect of foot posture, foot orthoses and footwear on lower limb muscle activity during walking and running: a systematic review", *Gait Posture*, Feb;29(2): pp. 172-187, 2008.
- [26] P. E. Martin. "Mechanical and physiological responses to lower extremity loading during running", *Med Sci Sports Exerc*, Aug;17(4): pp. 427-33, 1985.
- [27] M. R. Jeong, K. W. Seo, Y. T. Kang & C. H. Youm, "EMG Analysis of Lower Extremity Muscles under different heel types of shoes when performing Tango Backward Walk". Korean society of sports biomechanics, 11(2); pp. 31-46, 2001.
- [28] S. J. Gi, W. S. Chae, N. J. Kang, J. I. Jang & C. J. Yoon, "The Comparative Analysis of EMG Activities on the Lower Limb Muscles during Power Walking and Normal Walking". Korean society of sports biomechanics, 18(4); pp. 125-133, 2008
- [29] M. G. Gazendam, et al., "Averaged EMG profiles in jogging and running at different speeds", *Gait Posture*, Apr;25(4): pp. 604-614, 2006.
- [30] S. C. Landry, et al., "Standing in an unstable shoe

increases postural sway and muscle activity of selected smaller extrinsic foot muscles", *Gait Posture*, Jun;32(2): pp. 215-219, 2010.

- [31] B. Nigg. "biomechanical consideration barefoot movement and barefoot shoe concepts", *footwear science*, 1(2): pp. 73-79, 2009.
- [32] S. Hutchins, et al., "The biomechanics and clinical efficacy of footwear adapted with rocker profiles—Evidence in the literature", *Foot (Edinb)*, Sep;19(3): pp. 165-70, 2009.
- [33] J. J. Van Bogart, et al., "Effects of the toe-only rocker on gait kinematics and kinetics in able-bodied persons", *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*, Dec;13(4): pp. 542-550, 2005.
- [34] G. J. Choe & H. J. Kwon, "Sport biomechanical comparative analyses between general sporting shoe and functional walking shoe". *Korean society of sports biomechanics*, 13(2); 161-173, 2003.
- [35] W. S. Chae et al., "The Effects of Wearing Roller Shoes on Muscle Activity in The Lower Extremity During Walking". *Korean society of sports biomechanics*, 16(3); pp.137-148, 2006.
- [36] R. M. Queen, et al., "Effect of shoe type on plantar pressure: a gender comparison", *Gait Posture*, Jan;31(1): pp.18-22, 2009.
- [37] P. S. Schaff & P. R. Cavanagh, "Shoes for the insensitive foot: the effect of a "rocker bottom" shoe modification on plantar pressure distribution", *Foot Ankle*. 11(3): pp.129-140, 1990.
- [38] P. Winchester, J. Montgomery, B. Bowman, & H. Hislop, "Effects of feedback stimulation training and cyclical electrical stimulation on knee extension in hemiparetic patients", *Phys Ther*, Jul;63(7): pp.1096-1103, 1983.

김 종 선(Jong-Sun Kim)

[정회원]



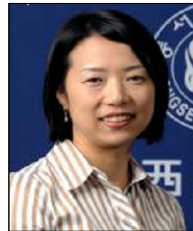
- 2007년 2월 : 단국대학교 체육대학원 체육학과 (스포츠의학석사)
- 2012년 2월 : 단국대학교 체육대학원 체육학과 (스포츠의학박사)
- 2008년 3월 ~ 2009년 3월 : 대한장애인체육회 생활체육프로그램 위원
- 2005년 3월 ~ 현재 : 동서대학교 스포츠클릭닉센터 연구원

<관심분야>

스포츠재활, 운동처방, 운동생리

최 현 희(Hyun-Hee Choi)

[정회원]



- 1996년 2월 : 경희대학교 체육대학원 체육학과 (스포츠의학석사)
- 2000년 2월 : 경희대학교 체육대학원 체육학과 (스포츠의학박사)
- 2009년 12월 ~ 현재 : 대한장애인올림픽위원회 교육위원등
- 2004년 3월 ~ 현재 : 동서대학교 운동처방학전공 교수

<관심분야>

특수체육, 운동처방, 스포츠재활