

## 보행시 신발 밑창 형태가 에너지 소비 및 심박수에 미치는 영향

박진국<sup>1</sup>, 최현희<sup>1\*</sup>  
<sup>1</sup>동서대학교 운동처방학전공

### The Effect of Form of Outsole on Energy Consumption and Heart Rate during Gait

Jin-Kook Park<sup>1</sup> and Hyun-Hee Choi<sup>1\*</sup>

<sup>1</sup>Division of Exercise Prescription, Dongseo University

**요약** 본 연구에서는 double rocker sole을 채용한 기능성(complex function double rocker sole; CDR) 신발과 negative-heel rocker sole(NR)을 채용한 신발의 보행 중 에너지 소비량을 비교하여 보행시 에너지 사용을 증가시킬 수 있는 기능성 신발에 대한 기초자료를 제공하고자 하였다. 이를 위해 2011년 3~8월까지 40~50대 중년여성 11명을 대상으로 inbody 4.0 (Biospace, Korea)로 체성분 검사와 Vmax ST(SensorMedics, USA)로 운동부하 심폐기능 검사를 실시한 후, 분당 보행에너지 소비량(walking energy cost per time; WECt)과 심박수 운동강도(Heart rate intensity; HRi)를 산출하였다. 연구 결과, CDR신발은 NR신발에 비하여 심박수 운동강도의 통계적 유의차 없이 분당 보행에너지 소비량과 총 칼로리 소비량이 높게 나타나, CDR신발은 동일한 운동 조건 속에서 자각적 운동강도를 증가시키지 않고 운동량을 증가시킬 수 있으므로 에너지소모량을 높이고자 하는 사람에게 적합할 것으로 생각된다.

**Abstract** The purpose of this study was to analysis the effect of form of outsole - complex function double rocker sole(CDR) vs. negative-heel rocker sole (NR) - on energy consumption and heart rate intensity during gait. 11 women, who had no medical history on musculoskeletal disease and surgery within 3 years prior to study, were participated. The walking energy cost per time (WECt) during 35minutes, heart rate intensity, and total calorie consumption were compared by using pair t-test. The WECt and total calorie consumption were found to be significantly higher( $p<.05$ ) in CDR than NR. However, there was no difference in HRi. Based on the present study, CDR shoe may have significant implications in shoe prescription for people who want to increase energy consumption.

**Key Words** : Double rocker sole, Energy consumption, Form of outsole, Gait. Negative-heel rocker sole

#### 1. 서론

세계보건기구(World Health Organisation; WHO)에 의하면, 과체중과 비만은 이미 세계 4위의 사망원인이고, 당뇨병의 44%, 허혈성 심질환의 23%, 각종 암들의 7~41%가 과체중과 미만에 의하여 발생하는 것으로 보고되었다[1]. 전 세계적으로 비만 유병률이 증가되고 있는 주요 원인으로는 에너지 섭취량의 증가와 더불어 운동 등

신체활동의 감소가 주된 원인으로 지목되고 있는데[2], 이에 따라, 전 세계적으로 많은 정부들과 비정부 기관들이 건강을 증진하는데 필요한 다양한 신체활동에 대한 지침들을 제공하고 신체활동을 늘릴 것을 강조하고 있다. 이러한 지침들은 보통 운동의 빈도, 지속시간, 강도 등으로 표현되어 있는데, 이러한 기준들을 만족하기 위해서 걷기를 운동으로 선택하는 경우, 매일 약 만보의 보행을 실시해야만 하는 것으로 보고되고 있다[3]. 하지만, 현실

본 논문은 동서대학교 동서프론티어 연구비 지원을 받아 작성되었습니다.

\*Corresponding Author : Hyun-Hee Choi(Dongseo Univ.)

Tel: +82-51-320-1892 email:able21c@gmail.com

Received December 21, 2012 Revised (1st January 30, 2013, 2nd February 8, 2013, 3rd March 6, 2013) Accepted March 7, 2013

적으로 이러한 기준을 만족하기는 쉽지 않은데, 국내의 경우에도 2010년 기준으로 걷기를 포함한 중등도 이상의 신체활동 참여율은 남자 53.5%, 여자 48.3%에 불과할 정도로 낮은 수준이며, 더구나 지속적으로 감소하고 있는 실정이다[4].

이와 같이 걷기 운동이 일상생활에서 가장 손쉽게 신체활동을 증가시킬 수 있는 운동이지만 현실적으로 충분한 운동량을 확보하기 어려운 현실 때문에, 같은 수의 보행을 하더라도 보다 많은 에너지를 소모할 수 있는 방법에 대한 관심들이 증가하고 있다.

걷기 운동에서의 에너지 소비량에는 대상자의 체중뿐만 아니라 보행 방법[5], 지면의 상태[6] 등 다양한 요소들이 관계되는데, 최근에는 신발 밑창의 두께[7], 신발 보정물[8] 등 걷기 운동시 착용하는 신발에 변화를 주어 보다 효율적인 걷기 운동을 가능하게 하기 위한 기능성 신발에 대한 관심이 증폭되고 있다[9,10].

신발은 걷기 운동에 있어서 가장 기본적인 기구로서 무엇보다 운동 중 상해가 발생하지 않도록 안정성을 확보해 주는 것이 중요하다. 따라서 기존의 신발 밑창에 관한 연구들은 보행 중 신발의 내외측 쏠림을 억제하여 발목의 염좌(sprain) 등을 예방하는 안정성 측면의 연구가 주로 이루어져 왔으나, 최근 해외에서는 기능적으로 보다 많은 에너지를 소모할 수 있도록 하기 위해 상해를 예방할 수 있을 정도로 발과 발목의 안전성은 확보하되, 일정한 수준의 불안정성을 제공함으로써 보행시 동적 및 정적 안정성을 확보하기 위한 초과적인 운동을 유발하는 방향으로 신발 밑창의 설계 방법을 변경하여 에너지 소비가 증가하도록 설계하는 기능성 신발에 관한 연구가 이루어지고 있다[11,12].

기능성 신발은 일정한 수준의 불안정성을 제공하되 염좌(sprain) 등 상해를 예방하여야 하기 때문에 이러한 연구는 기존의 내외측으로의 안정성은 유지하되, 발의 전후면(anteroposterior plane)을 중심으로 한 발목 관절의 불안정성을 유발하는데 집중하고 있으며[11,13], 밑창의 변화에 따라 발생할 수 있는 보행 패턴의 변화에 따라 척추, 골반, 하지 등이 받을 수 있는 영향에 관한 확인들도 이루어지고 있다[14].

척추측만증(scoliosis)은 척추가 회전이 동반되어 측방으로 휘어지는 3차원적인 변형이 발생하는 질환으로 신발 등 체중을 지지하는 각도의 변화가 질환의 예후에 영향을 미칠 수 있기 때문에[15] 안전성에 대한 확인이 중요한데, 기능성 신발을 착용하고 보행을 할 때의 3차원적인 척추분석 결과에 의하면, 기능성 신발은 척추, 특히 하부 요추 주변 근육의 강화 등을 통하여 척추 건강에 도움이 되는 것으로 보고되었다[14].

이러한 기능성 신발은 밑창의 형태에 따라 double rocker sole, negative-heel rocker sole로 분류할 수 있는데, double rocker sole 타입은 발바닥의 중간부분에 해당하는 신발의 밑창이 지면에 닿지 않도록 얇게 설계되어, 지면에 닿는 신발의 밑창이 앞/뒤 부분의 2개의 rocker sole로 분리되어 발바닥의 전/후면에 각기 위치함으로써 족저굴곡(plantar flexion)시 발바닥이 받는 압력을 경감시켜 줄 수 있기 때문에 당뇨병성 말초신경계 질환자들의 족부 손상을 경감시켜 줄 수 있어 당뇨환자들에게 권장되고 있다[16-18].

Double rocker sole은 보행시 측면으로의 무게 중심이동을 최소화하여 안정성을 확보하면서도 보행 속도의 증가의 효과가 있고, 특히 보행 단계 중 입각기(stance period)의 뒤꿈치 닿기(heel strike)에서 발목의 족저굴곡력 발현을 증가시키고 밀기(toe off) 동작은 감소시켜 슬관절 및 고관절 신전근의 근력이 전방 rocker을 조절하기 위해 보다 많은 에너지를 사용하게 한다고 보고되었다[18].

한편, negative-heel rocker sole 타입은 앞꿈치와 뒤꿈치의 끝부분의 rocker sole이 얇게 설계되어 보행시 신발이 지면에 닿는 순간과 떠나는 순간에 부드러운 동작이 가능하도록 설계된 면에서는 double rocker sole 타입과 동일하지만, 신발의 밑창이 하나로 연결되어 있고, 특히 발바닥의 중간부분 또는 약간 뒷부분에 해당하는 부분을 가장 높게 설계된다. 이러한 밑창의 형태는 지면에 신발이 닿는 입각기(stance period)의 뒤꿈치 닿기(heel strike)에서 밀기(toe off)까지 발바닥의 압력을 받는 부분이 자연스럽게 뒤쪽에서 앞으로 이동하게 유도해 줌으로써 발의 배측굴곡(dorsi flexion)을 자연스럽게 유도할 수 있기 때문에, 보행시 발의 앞쪽에만 체중이 집중적으로 실리면서 밀기(toe off) 동작이 중심이 되어 걷는 패턴을 가진 사람에게서 발의 앞쪽에 쏠린 힘을 뒤쪽이나 중간 부분으로 이동할 수 있게 해 주기 때문에 보행 시 전족부(forefoot)에 집중된 압력을 보다 넓은 부위로 재분배 해 주는 효과를 거둘 수 있다[17,19,20].

이러한, negative heel rocker sole은 밀기(toe off) 동작을 감소시키는 점은 double rocker sole과 동일하지만, 중간 입각기(heel lift) 때 발목의 배측굴곡을 감소시키고 보행주기 동안 슬관절의 굴곡을 감소시키는 것으로 보고되었다[20].

이와 같이 신발 밑창의 형태는 보행시 후외측의 뒤꿈치(posterolateral heel)에서 시작되어 외측을 통해 전방으로 이동되는 체중 지지점의 동선을 변화시켜[21], 하지를 중심으로 한 근육들의 근 활성도에 영향을 미치게 되는 것이다[22].

따라서 동일한 걷기 운동을 실시하더라도 지면의 상태

와 신발의 종류 등에 따라 칼로리 소비량이 다르게 되는데, Yi[23]는 편평한 밑창의 신발, 편평한 밑창과 더불어 발목이 높은 신발, 하이힐, rocker sole을 이용한 신발의 에너지 소비량을 비교한 결과 rocker sole을 사용한 기능성 신발을 사용한 경우에서 칼로리 소비가 높게 나타났고, 특히 평지에서 그 효과가 높다고 보고하였다. 하지만, van Engelen 등[24]은 맨발, 일반적인 워킹화, negative rocker 신발의 에너지 소비량 비교에서 각 군간에 차이가 없다고 보고하였고, Mercer 등[25]은 일반 운동화와 스포링 부츠를 신고 달렸을 때 에너지량은 동일하였다고 보고하는 등 신발 밑창에 따른 에너지 소비량의 차이에 관한 결과들은 일관된 결과를 보이고 있지 않아, 신발 밑창의 설계 방식에 의한 일반적인 효과가 아니라 개별 신발 혹은 밑창에 의해서 그 효과에 차이가 발생할 수 있음을 보여주고 있다.

이에, 본 연구에서는 최근 국내에서 개발된 보행용 기능성 신발 중 신발의 무게 중심을 전방과 내측에 실리도록 고안된 double rocker sole을 채용한 신발과 negative-heel rocker sole을 채용한 신발의 보행 중 에너지 소비량을 비교하여 보행시 에너지 사용을 증가시킬 수 있는 기능성 신발에 대한 기초자료를 제공하고자 하였다.

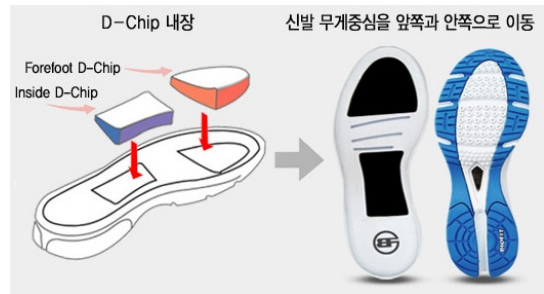
## 2. 본론

### 2.1 연구대상

본 연구의 대상자는 하지의 수술 경험 및 최근 3년간 하지의 통증 등으로 인하여 병원을 내방하였던 병력이 없는 정상족(normal foot)을 가진 체질량지수(BMI)가  $20\text{kg/m}^2$ 을 넘고  $25\text{kg/m}^2$  미만(평균  $23.8 \pm 1.8\text{kg/m}^2$ )인 40대 및 50대 중년여성 11명으로 하였다. 연구대상자의 평균연령은  $47.3 \pm 4.4$ 세, 평균신장은  $158.0 \pm 3.3\text{cm}$ 이었고, 평균체중  $59.5 \pm 6.1\text{kg}$ 이었다.

### 2.2 신발 형태

본 실험에 사용된 신발은 2가지 형태로 double rocker sole의 밑창에 신발의 무게 중심을 전방과 내측에 실리도록 고안된 D-chip을 내장한 복합 기능 double rocker sole(complex function double rocker sole; CDR)신발(Fig. 1; Fig. 2. A)과 negative-heel rocker sole(NR)을 적용한 신발(Fig. 2. B)이었으며, 각 신발의 중량은 260mm를 기준으로 CDR신발은 375g, NR신발은 500g이었다.



[Fig. 1] Structure of complex function double rocker sole.



[Fig 2] Shoes used in this study.

(A) complex function double rocker sole; CDR  
(B) negative rocker sole; NR

### 2.3 운동부하검사 및 측정순서

본 연구의 측정은 2011년 3월부터 8월까지 시행되었으며, 측정시에는 주위 환경은 환경에 의한 신체변화를 최소화하기 위하여 항온항습기(Bumyang, Korea)를 이용하여 실험실의 온도( $20 \pm 1^\circ\text{C}$ )와 습도( $45 \pm 1\%$ )를 일정하게 유지하였다.

운동부하검사에는 Anjos 등[26]이 사용하였던 프로토콜을 대상자의 연령을 고려하여 수정하여 사용하였으며, 상세한 내용은 Table 1과 같다.

[Table 1] Energy consumption test protocol.

Stage	Time (minutes)	speed (km)	Grade (%)
Warm-up	1	4.32	0
	2	4.64	0
	3	4.96	0
	4	5.28	0
	5	5.60	0
Exercise(walking)	35	5.92	0
Recovery	2	4.80	0
	3	3.20	0

측정 시 신발 착용의 순서는 실험의 오류를 최소화하기 위해 난수표에 의해 랜덤 형식으로 선택해 측정 하였

으며, 첫 측정과 두 번째 측정 사이에는 대상자의 정상적인 신체회복이 이루어질 수 있도록 일주일의 간격을 두고 실시하였다.

운동부하검사시 심폐기능 검사는 Vmax ST(SensorMedics, USA)를, 체성분 검사는 inbody 4.0 (Biospace, Korea)을 사용하여 측정하였고, 서로 다른 체중을 가진 대상자들 간의 보행시간 중 소비 에너지 양의 비교를 위해 체중에 대하여 표준화 작업을 시행하여 분당 보행에너지 소비량(walking energy cost per time; WECT)를 구하였고, 운동시 심박수의 변화로 신체가 느끼는 운동강도를 확인하기 위하여 측정 구간별 최고 심박수에서 안정시 심박수를 뺀 값인 심박수 운동강도(Heart rate intensity; HRi)를 구하였다[27,28].

분당 보행에너지 소비량(walking energy cost per time; WECT)과 심박수 운동강도(Heart rate intensity; HRi)은 Table 2에 제시된 바와 같은 공식에 의하여 구하여 지는데, 분당 보행에너지 소비량(walking energy cost per time; WECT)에 사용된 산소섭취량(Oxygen consumption)은 심폐기능 검사로, 근육량(muscle mass)은 체성분 검사를 통하여 구하였고, 이를 통하여 서로 다른 체중과 근육량을 가진 대상자들의 에너지 소비량을 상호 비교할 수 있다. 또한, 심박수 운동강도(Heart rate intensity; HRi)는 측정 구간별 최고 심박수에서 안정시 심박수를 빼서 계산되기 때문에 서로 다른 안정시 심박수를 가진 대상자들이 상대적으로 느끼게 되는 심폐기능상의 운동강도를 확인할 수 있다[27,28].

[Table 2] A calculation formula of walking energy cost per time and Heart rate intensity.

Walking energy cost per time(WECT) $= (\text{Oxygen consumption} / \text{muscle mass} / \text{minutes}) * 3.5$ $= 3.5(\text{VO}_2 / \text{kg} / \text{minute}) = \text{WECT}(\text{J} / \text{kg} / \text{minute})$
Heart rate intensity(HRi) $= \text{Peak heart rate}(\text{period}) - \text{Resting heart rate}$

### 2.4 자료처리

연구의 자료처리는 SPSS for windows (version 18.0, SPSS Inc., Chicago, IL, USA) 프로그램을 사용하였다. 각 항목별로 평균(mean)과 표준편차(standard deviation)를 계산하였고, CDR신발과 NR신발의 에너지 소비율 및 심박수 운동강도 비교를 검증하기 위해 대응 표본 t-검증(paired t-test)을 실시하였으며, 모든 통계적 유의수준은  $p < .05$ 로 설정하였다.

## 3. 결 과

분당 보행에너지 소비량 측정결과는 Table 3과 같다.

[Table 3] Comparison of CDR and NR sole shoe for walking energy cost per time (WECT).

time (m)	CDR	NR	t	sig
	(J/kg/minute)	(J/kg/minute)		
5	212.24±20.43	198.99±17.54	2.789	0.019*
10	210.55±19.39	197.01±21.80	3.321	0.008*
15	213.32±22.50	198.75±25.56	2.492	0.032*
20	210.87±18.17	194.15±22.10	3.181	0.010*
25	213.92±18.09	193.39±23.97	3.094	0.011*
30	211.27±16.01	190.93±24.30	3.970	0.003*
35	206.76±24.92	182.63±25.37	3.324	0.008*

CDR: complex function double rocker sole; NR: negative-heel rocker sole. \* $p < .05$

CDR신발을 착용한 경우와 NR신발을 착용한 경우의 분당 보행에너지 소비량을 5분 단위로 평균화하여 비교한 결과, 운동 개시 첫 5분부터 종료시점인 35분까지 모두 통계적으로 CDR신발을 착용한 경우가 유의하게 ( $p < .05$ ) 높은 분당 보행에너지 소비량을 나타냈다.

심박수 운동강도(Heart rate intensity; HRi) 측정 결과는 Table 4와 같으며, 운동 개시 첫 5분부터 종료시점인 35분까지 통계적으로 전 구간에서 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았다.

[Table 4] Comparison of CDR and NR sole shoe for heart rate intensity (HRi).

time (m)	CDR	NR	t	sig
	(beat)	(beat)		
5	58.83±11.56	50.93±12.71	2.074	0.065
10	62.08±11.62	57.76±8.90	1.337	0.211
15	63.67±10.86	58.95±9.01	1.546	0.153
20	65.90±11.65	60.37±9.87	1.680	0.124
25	67.31±12.24	61.41±9.37	1.680	0.124
30	69.09±12.83	62.87±10.13	1.631	0.134
35	69.95±12.28	63.17±11.00	2.008	0.072

CDR: complex function double rocker sole; NR: negative-heel rocker sole

전체 분 운동 시간동안의 총 칼로리 소비량은 Table 5와 같으며, CDR신발의 총 칼로리 소비량이 NR신발의

총 칼로리 소비량에 비하여 통계적으로 유의하게 많은 것으로 나타났다( $p<.05$ ).

[Table 5] Comparison of CDR and NR sole shoe for energy consumption (exercise period)

	Energy consumption (kcal)	t	sig
CDR	156.38±12.21	3.226	0.01*
NR	144.41±16.15		

CDR: complex function double rocker sole; NR: negative-heel rocker sole. \*  $p<.05$

#### 4. 고 찰

현대인들은 일상생활 속에서 신체활동의 감소와 에너지 섭취량의 증가로 인하여 비만과 과체중이 증가하고 있으며, 이로 인하여 심혈관계 질환, 당뇨병, 각종 암 등의 발생이 증가하고 있다[1]. 따라서 신체활동의 증가가 반드시 필요한 현실이지만, 충분한 신체활동을 일상생활 속에서는 달성하기 어려운 경우들이 많기 때문에 걷기와 같이 일상생활 속에서 실천할 수 있는 운동에 대한 관심이 증가하고 있으며, 특히, 같은 수의 보행을 하더라도 보다 많은 에너지를 소모할 수 있는 방법에 관심이 높아지고 있다. 이러한 추세 속에 기능성 신발을 사용하여 에너지 소비를 늘리려는 연구들이 이루어져 왔다[11,12].

신발의 변화에 의한 보행시 에너지 소비량의 변화는 보행 패턴의 변화에 기인하는 것으로 보고되고 있으며, 이러한 변화를 확인하는 방법으로는 주로 신발의 형태 변화에 따른 신체 에너지 소비율의 변화와 근 활성도 변화에 대한 연구가 주를 이루고 있다[10,11,18,28,29].

보행 역시 운동이기 때문에 동일 운동을 하더라도 체중에 따라 소모되는 에너지양이 달라지고, 동일 체중의 대상자라 할지라도 신체의 구성 측면에서 이동에 사용되는 근육양이 서로 다를 수 있으며, 사용되는 근육양의 차이에 따라 운동시 사용되는 에너지가 변화될 수 있다[30]. 따라서 보다 정확한 비교를 위해서는 단위 근육량이 단위시간 동안 사용한 에너지량인 분당 보행에너지 소비량을 사용하게 된다[27].

본 연구 결과, 에너지 소비량은 운동 개시 첫 5분부터 종료시점인 35분까지, 5분 단위로 측정된 분당 보행에너지 소비량 모두에서 통계적으로 CDR신발을 착용한 경우가 유의하게( $p<.05$ ) 높은 것으로 나타났다.

NR신발은 신발의 밑창이 둥글게 설계되어 있기 때문에(Fig. 2. B) 발뒤꿈치가 땅에 닿는 뒤축 단계(heel-strike)

과정에서부터 발이 땅에 닿아 있는 입각기(stance phase) 동안 발뒤꿈치로 부터 발가락까지 부하의 이동을 자연스럽게 유도할 수 있고, 이로 인하여 발뒤꿈치와 앞꿈치에 가해지는 압력을 경감시켜 CDR신발과 같이 당뇨병성 말초신경계 질환자들의 족부 손상을 경감시켜 줄 수 있을 것으로 보고되었는데, 이러한 과정에서 뒤축 단계(heel-strike) 과정부터 입각기(stance phase) 동안 발목의 배측굴곡(dorsiflexion)과 족저굴곡(plantar flexion)의 각도가 증가되어, 결과론 적으로 시상면(sagittal plane)에서의 발목관절의 운동과 최대 발목 근력의 발현을 감소시키는 효과가 있어[22] 관련 근육들의 근활성도가 감소하게 되는데, 앞정강근(Tibialis anterior muscle)은 26%, 대퇴이두근 (biceps femoris muscle)은 55%의 근활성도가 감소하는 것으로 보고되었다[11]. 반면에, 밑창이 편평한 신발에 비하여 신발의 밑창이 둥글게 설계되어 있기 때문에 입각기 동안 전후면으로의 안정성이 감소되기 때문에 무게중심 및 균형 유지를 위한 근육들의 운동이 초과적으로 발생하게 되어 바닥이 편평한 신발과 비교하여 관련 근육들의 근활성도를 높리게 되는데, 장딴지근(gastrocnemius muscle)은 52%, 내측광근(vastus medialis muscle)은 4%, 중간볼기근(gluteus medius muscle)은 16%가 증가되는 것으로 보고되어[11], 보행시 편평한 밑창을 가진 운동화에 비하여 전체 에너지 소비량의 경우 4.1%를 증가시키는 것으로 보고되었다[29]. 하지만, 발이나 넓적다리(thigh)와 같은 하지에 중량물과 같은 부하가 추가되면 에너지 소비에서 차이가 발생할 수 있고[32], 실험에 사용되었던 NR신발이 편평한 밑창을 가진 운동화에 비하여 무거웠기 때문에, 두 신발의 무게 차이를 보정한 경우에는 전체 에너지 소비량에서 통계적으로 유의한 차이가 발생하지 않은 것으로 보고되었다[29].

하지에 중량물과 같은 부하가 추가되면 에너지 소비가 증가하게 되는데, 이러한 에너지 소비의 증가는 같은 중량이라도 체간에 가까운 경우보다 하지의 말단에 추가된 경우에 더욱 증가하는 것으로 보고되었는데[32], 본 실험에 사용한 CDR신발은 D-chip을 내장하여 신발의 무게중심을 전방과 내측에 실리도록 고안되었기 때문에 신발의 무게중심이 신체의 중심에서 가장 먼 발의 전족 부위로 이동하여 분당 보행에너지 소비량과 총 칼로리 소비량이 증가한 것으로 판단된다.

또한, CDR신발은 NR신발과 달리 발뒤꿈치에서 중앙 부분으로 이어지는 부분이 상대적으로 편평하게 설계되어 있는데, 이러한 형태학적 특성 때문에 발뒤꿈치가 땅에 닿는 뒤축 단계(heel-strike) 과정에서부터 발이 땅에 닿아 있는 입각기(stance phase)의 중반까지 발목의 배측굴곡(dorsiflexion)이 보다 빠르게 감소하고자 하는 힘을

받게 된다. 보행시 앞정강근(Tibialis anterior muscle)은 이러한 배측굴곡(dorsiflexion)이 감소할 때 길이가 늘어나며 작용하는 신전성 수축(eccentric contraction)을 하면서 배측굴곡(dorsiflexion)의 속도를 조절하는 역할을 수행하게 되는데, CDR신발과 NR신발간의 하지 근활성도 연구 결과에 의하면, 장딴지근(gastrocnemius muscle), 반건양근(semi-tendinous muscle), 내측광근(vastus medialis muscle)에서는 차이가 발생하지 않았지만, 앞정강근(Tibialis anterior muscle)은 CDR신발이 유의하게 높은 근활성도를 보이는 것으로 보고되어[33], CDR신발이 NR신발에 비하여 배측굴곡(dorsiflexion)의 속도 조절을 위하여 앞정강근(Tibialis anterior muscle)의 사용이 증가하는 점과 보행에 관련된 다른 근육들의 사용이 동일한 수준인데 반하여 앞정강근(Tibialis anterior muscle)의 사용이 증가하는 것이 본 실험에서 분당 보행에너지 소비량과 총 칼로리 소비량이 증가한 원인으로 추정된다.

신체는 에너지를 생성하기 위하여 심장과 폐를 통해 전달된 산소를 지속적으로 이용하므로 산소섭취량과 에너지소비량 사이에는 높은 상관관계가 존재하고, 심박수와 에너지소비량 역시 서로 밀접한 관계가 있다. 따라서 보행시 최대심박수에서 안정시 심박수를 감한 심박수 운동강도(Heart rate intensity; HRi)는 운동강도를 대변할 수 있고, 서로 다른 대상자간의 상대적인 운동강도의 비교 역시 가능한 것으로 보고되었다[28].

본 연구결과, 심박수 운동강도(Heart rate intensity; HRi)에서는 CDR신발이 NR신발에 비하여 다소 높은 경향을 나타내었지만 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았다. 이러한 결과는 본 연구의 분당 보행에너지 소비량과 총 칼로리 소비량 결과와 심박수 운동강도(Heart rate intensity; HRi)는 운동강도를 대변한다는 선행연구결과[28]와 비교할 때 경향성은 같지만 통계적 차이가 발생하지 않은 차이가 있다. 이러한 차이는 심박수 증가는 에너지 소비량 증가와 높은 상관관계가 있지만, 여성( $r=.775$ )이 남성( $r=.898$ ) 보다 낮은 상관관계를 가지고, 이는 여성이 남성에 비하여 운동시 에너지를 소비하는 체지방량(fat free mass)이 더 적기 때문[34]인 것으로 판단되고, 특히 본 연구의 대상자들이 체지방율이 급격히 증가하는 폐경 전후의 여성들임을 감안하면 이러한 경향이 더욱 강조된 것으로 판단된다.

아치 지지용 인솔이 있는 rocker sole 형태의 신발은 바닥이 편평한 신발에 비하여 동일 거리를 이동하는데 사용 되는 칼로리 소비량이 더 높아서 칼로리 소비가 부족한 현대인에게 더욱 적합한 것으로 보고[23]되었고 본 연구 결과에서도 동일한 운동 조건 속에서 심박수 운동강도(Heart rate intensity; HRi)의 유의한 변화 없이 CDR

신발을 사용한 경우가 NR신발을 사용한 경우에 비하여 분당 보행에너지 소비량과 총 칼로리 소비량을 증가시킬 수 있음을 확인하였다.

이러한 결과들을 종합해 보면, CDR신발은 동일한 운동 조건 속에서 자각적 운동강도를 증가시키지 않으며, 에너지 소비량을 증가시켜 줄 수 있어 비만 등 다양한 질환자뿐만 아니라 신체활동 증가를 통해 에너지 소모량을 높이고자 하는 현대인들에게 적합한 대한 중 하나가 될 수 있을 것으로 생각된다.

## References

- [1] WHO forum and technical meeting. Population-based prevention strategies for childhood obesity. Geneva. 2009.
- [2] B. M. Popkin, L. S. Adair, S. W. Ng. Global nutrition transition and the pandemic of obesity in developing countries. *Nutr Rev.* 70(1), 3-21 2012.  
DOI: <http://dx.doi.org/10.1111/j.1753-4887.2011.00456.x>
- [3] C. Tudor-Locke, C. L. Craig, W. J. Brown, S. A. Clemes, K. De Cocker, B. Giles-Corti, Y. Hatano, S. Inoue, S. M. Matsudo, N. Mutrie, J. M. Oppert, D. A. Rowe, M. D. Schmidt, G. M. Schofield, J. C. Spence, P. J. Teixeira, M. A. Tully, S. N. Blair. How Many Steps/day are Enough? For Adults. *International Journal of Behavioral Nutrition and Physical Activity.* 8:79. 2011.  
DOI: <http://dx.doi.org/10.1186/1479-5868-8-78>
- [4] Ministry of Health & Welfare. Korea Health Statistics 2010 : Korea National Health and Nutrition Examination Survey(KNHANES V-1). 26-27. 2011.
- [5] J. M. Van Swearingen, S. Perera, J. S. Brach, R. Cham, C. Rosano, S. A. Studenski. 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* 64(11). 1190-1198. 2009.  
DOI: <http://dx.doi.org/10.1093/gerona/glp098>
- [6] C. Bosco, R. Saggini, A. Viru. The influence of different floor stiffness on mechanical efficiency of leg extensor muscle. *Ergonomics.* 40(6). 670-679. 1997.  
DOI: <http://dx.doi.org/10.1080/001401397187964>
- [7] K. Sekizawa, M. A. Sandrey, C. D. Ingersoll, M. L. Cordova. Effects of shoe sole thickness on joint position sense. *Gait Posture.* 13(3). 221-228. 2001.  
DOI: [http://dx.doi.org/10.1016/S0966-6362\(01\)00099-6](http://dx.doi.org/10.1016/S0966-6362(01)00099-6)
- [8] G. S. Murley, K. B. Landorf, H. B. Menz. Do foot

- orthoses change lower limb muscle activity in flat-arched feet towards a pattern observed in normal-arched feet? *Clin Biomech.* 25(7). 728-736. 2010.  
DOI: <http://dx.doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2010.05.001>
- [9] D.T. Fong, Y. Hong, J.X. Li. Cushioning and lateral stability functions of cloth sport shoes. *Sports Biomech.* 6(3), 407-417. 2007.  
DOI: <http://dx.doi.org/10.1080/14763140701491476>
- [10] D. Wezenberg, A. de Haan, C.A. van Bennekom, H. Houdijk. Mind your step: Metabolic energy cost while walking an enforced gait pattern. *Gait Posture.* 33(4), 544-549. 2011.  
DOI: <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.01.007>
- [11] B. Nigg, S. Hintzen, R. Ferber. Effect of an unstable shoe construction on lower extremity gait characteristics. *Clin Biomech.* 21(1). 82-88. 2006.  
DOI: <http://dx.doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2005.08.013>
- [12] J. Romkes, C. Rudmann, R. Brunner. Changes in gait and EMG when walking with the Masai Barefoot Technique. *Clin Biomech.* 21(1). 75-81. 2006.
- [13] J. X. Li, Y. Hong. Kinematic and electromyographic analysis of the trunk and lower limbs during walking in negative-heeled shoes. *J Am Podiatr Med Assoc.* 97(6). 447-456. 2007.
- [14] M. Buchecker, T. Stöggel, E. Müller. Spine kinematics and trunk muscle activity during bipedal standing using unstable footwear. *Scand J Med Sci Sports.* doi: 10.1111/sms.12053. [Epub ahead of print]. 2013.  
DOI: <http://dx.doi.org/10.1111/sms.12053>
- [15] A. S. Susan. Uptodate. Clinical features; evaluation; and diagnosis of adolescent idiopathic scoliosis. [cited 2012 Oct. 31], Available From: [www.uptodate.com/contents/clinical-features-evaluation-and-diagnosis-of-adolescent-idiopathic-scoliosis?source=search\\_result&search=scoliosis&selectedTitle=1%7E150](http://www.uptodate.com/contents/clinical-features-evaluation-and-diagnosis-of-adolescent-idiopathic-scoliosis?source=search_result&search=scoliosis&selectedTitle=1%7E150) (accessed Feb, 7, 2013)
- [16] B. C. Albright, W. M. Woodhull-Smith. Rocker bottom soles alter the postural response to backward translation during stance. *Gait Posture.* 30(1). 45-49. 2009.  
DOI: <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2009.02.012>
- [17] D. Brown, J. J. Wertsch, G. F. Harris, J. Klein, D. Janisse. Effect of rocker soles on plantar pressures. *Arch Phys Med Rehab.* 85(1). 81 - 86. 2004.  
DOI: [http://dx.doi.org/10.1016/S0003-9993\(03\)00374-5](http://dx.doi.org/10.1016/S0003-9993(03)00374-5)
- [18] J. T. Long, J. P. Klein, N. M. Sirota, J. J. Wertsch, D. Janisse, G. F. Harris. Biomechanics of the double rocker sole shoe: gait kinematics and kinetics. *J Biomech.* 40(13). 2882-2890. 2007.  
DOI: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2007.03.009>
- [19] D. J. Janisse. *The diabetic foot*, 1st ed. St. Louis, MO: CV Mosby. 1993.
- [20] K. A. Myers, J. T. Long, J. P. Klein, J. J. Wertsch, D. Janisse, G. F. Harris. Biomechanical implications of the negative heel rocker sole shoe: gait kinematics and kinetics. *Gait Posture.* 24(30). 323-330. 2006.  
DOI: <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2005.10.006>
- [21] R. J. Albensi, J. Nyland, D. N. Caborn. The relationship of body weight and clinical foot and ankle measurements to the heel forces of forward and backward walking. *J Athl Train.* 34(4). 328-333. 1999.
- [22] K. A. Boyer, T. P. Andriacchi. Changes in running kinematics and kinetics in response to a rockered shoe intervention. *Clin Biomech.* 24(10). 872-876. 2009.  
DOI: <http://dx.doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2009.08.003>
- [23] K. O. Yi. Mechanical Calory Expenditure Map based on the Effects of Shoe and Road Types . Korean Physical Eucation Association for Girls and Women, 23(3). 23-38. 2009.
- [24] S. J. van Engelen, Q. E. Wajer, L. W. van der Plaats, H. C. Doets, C. N. van Dijk, H. Houdijk. Metabolic cost and mechanical work during walking after tibiotalar arthrodesis and the influence of footwear. *Clin Biomech.* 25(8). 809-815. 2010.  
DOI: <http://dx.doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2010.05.008>
- [25] J. A. Mercer, D. A. Branks, S. K. Wasserman, C. M. Ross. Physiological cost of running while wearing spring-boots. *J Strength Cond Res.* 17(2). 314-318. 2003.  
DOI: <http://dx.doi.org/10.1519/00124278-200305000-00015>
- [26] L. A. Anjos, V. Wahrlich, F. M. Bossan, M. N. Salies, P. B. Silva. Energy expenditure of walking at different intensities in Brazilian college women. *Clin Nutr.* 27(1). 121-125. 2008.  
DOI: <http://dx.doi.org/10.1016/j.clnu.2007.09.007>
- [27] E. E. Thomas, D. Stewart, S. Mitchell, K. Aiken, D. Farina, A. Macaluso. Comparison of neural activation and energy cost during treadmill walking with body weight unloading between frail and healthy older women. *Gait Posture.* 33(3), 356-360. 2011.  
DOI: <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2010.12.001>
- [28] D. Bourgit, G. Y. Millet, J. Fuchslocher. Influence of shoes increasing dorsiflexion and decreasing metatarsus flexion on lower limb muscular activity during fitness exercises, walking, and running. *J Strength Cond Res.* 22(3). 966-973. 2008.

DOI: <http://dx.doi.org/10.1519/JSC.0b013e31816f1354>

[29] M. T. Vanderpool, S. H. Collins, A. D. Kuo. Ankle fixation need not increase the energetic cost of human walking. *Gait Posture*. 28(3). 427-433. 2008.  
DOI: <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2008.01.016>

[30] Y. W. Seo, H. J. Lee, K. E. Yun, H. S. Park. Energy Intake and Resting Energy Expenditure of Middle-aged Obese Korean Women. *Korean Journal of Obesity*, 18(1). 31-37. 2009.

[31] M. Buckheit P. B. Laursen, F. Leblond, S. Ahmaid. Effect of dorsiflexion shoes on the energy cost of running. *science & sports* 2010;25: 81-87.

[32] P. E. Martin. Mechanical and physiological responses to lower extremity loading during running. *Med Sci Sports Exerc*. 17(4). 427-433. 1985.  
DOI: <http://dx.doi.org/10.1249/00005768-198508000-00004>

[33] J. S. Kim, H. H. Choi. The Effect of Form of Outsole on Lower Leg Electromyography during Gait. *Journal of the Korea Academia-Industrial cooperation Society*. 13(1). 227-235. 2012.  
DOI: <http://dx.doi.org/10.5762/KAIS.2012.13.1.227>

[34] D. William, L. K. Victor. *Essentials of exercise physiology*. Malvern, USA. 2005.

**최 현 희(Hyun-Hee Choi)**

[정회원]



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

<관심분야>

특수체육, 운동처방, 스포츠재활

**박 진 국(Jin-Kook Park)**

[정회원]



- 1984년 2월 : 경희대학교 의과대학 (의학사)
- 1998년 8월 : 인제대학교 보건대학원 (보건학석사)
- 2003년 2월 : 인제대학교 대학원 의학과 (의학박사)
- 2001년 3월 ~ 현재 : 동서대학교 운동처방학전공 교수

<관심분야>

스포츠의학, 운동처방