

드롭 착지 시 탄소나노튜브 소재의 인솔 착용이 하지의 합성 관절 모멘트 및 근활성도에 미치는 영향

채원식 · 정재후* (경북대학교)

본 연구의 목적은 드롭 착지동작 시 탄소나노튜브 소재의 충격흡수 인솔 착용에 따른 하지의 합성 관절 모멘트 및 근활성도를 분석하는데 있다. 본 연구를 위해 하지 근골격계에 이상이 없는 20대 남성 10명을 연구대상자로 선정하였다. 2대의 디지털 캠코더와 1대의 지면반력기를 사용하여 드롭 착지동작 시 탄소나노튜브 (CNT) 소재의 인솔과 EVA 소재의 인솔 착용에 따른 3차원 동작분석과 합성 관절 모멘트를 산출하였으며, 5개의 표면전극을 우측 하지 근육에 부착하여 근활성도 분석을 실시하였다. 착용된 인솔의 종류에 따른 운동역학적 변인들의 통계적 유의차를 검증하기 위해 paired t-test를 실시하였으며, 유의성 수준은 $p < .05$ 로 설정하였다. 본 연구의 결과, 모든 합성 관절 모멘트에서는 인솔 착용에 따른 통계적 유의차가 나타나지 않았지만, 무릎관절의 신전근 모멘트에서 CNT 인솔 착용 조건이 EVA 인솔 착용 조건에 비해 상대적으로 감소한 것으로 나타났다. 평균 및 최대 적분근전도에서는 두 조건 간 통계적 유의차가 나타나지 않았지만, 대퇴이두근을 제외한 모든 근육에서 CNT 인솔 착용 조건이 EVA 인솔 착용 조건에 비해 상대적으로 근육 활성이 감소한 것으로 나타났다. 이러한 결과는 CNT 소재의 인솔 착용이 착지동작 시 무릎관절의 굴곡 동작을 적절히 제어하고, 발생하는 충격력을 감소시키는데 긍정적인 효과를 발생시키는 것으로 판단된다.

주요어: 탄소나노튜브, 드롭 착지, 합성 관절 모멘트, 근활성도

서 론

최근 일반인들의 스포츠 참여 활동의 기회가 증가함에 따라 운동 부상의 발생빈도가 높아지고 있다. 따라서 운동 상황에서 발생될 수 있는 상해 기전을 밝히기 위한 다양한 연구들이 이루어지고 있다. 특히 지상에서 수행되는 대부분의 스포츠에서는 여러 동작들 가운데 점프 후 착지동작이 필수적으로 수반되며, 이러한 동작에 의해 발생하는 충격력을 적절히 제어하지 못할 경우 신체 상해 및 부상의 중요 원인으로 작용하게 된다.

점프 후 착지동작은 체중의 3.5~7.1배에 달하는 수직지면반력이 나타나며 (Valiant & Cavanagh, 1985), 착지 시 인체에 강한 충격력을 전달함과 동시에 관절 모멘트를 유발시키기 때문에 부상이 발생할 수 있다 (Dufek & Bates, 1990). 이러한 부상을 예방하기 위해서는 인체 근골격계에 작용되는 충격력과 관절 모멘트가 적절하게 조절되어야 한다 (Nigg & Bobbert, 1990).

착지동작에 의해 발생하는 부상의 주요 원인으로서는 잘못된 자세 (Ford et al., 2003; Hewett et al., 2004; Olsen et al., 2004)와 발생한 충격을 적절히 흡수하지 못하는 경우를 들 수 있다 (Dufek & Bates, 1990; McNitt-Gray, 1993; Zhang et al., 2000). 특히 착지동작 시 발생하는 큰 충격은 급성 및 만성적인 근골격계 부상의 원인이 되기 때문에 충격 흡수를 위한 기전과 전략이 매우 중요하다고 할 수 있다 (Boling et al.,

논문 투고일: 2015. 07. 30.

논문 수정일: 2015. 09. 02.

게재 확정일: 2015. 09. 09.

* 저자 연락처: 정재후 (jjhjh81@naver.com).

** 이 논문은 2012년도 정부(교육부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 기초연구사업임 (NRF-2010-0024241)

2006; Devita & Skelly, 1992; Dufek & Bates, 1990; McNitt-Gray, 1993).

착지 시 충격을 증가시키는 주요 변인으로는 착지의 형태, 높이, 지면의 상태 그리고 신발 착용 유무 등이 있다(Hagins et al., 2007; Marquez et al., 2009; Shultz et al., 2012). 이 중 운동 상황에서 발생하는 충격력을 감소시키기 위해서는 신체의 구조 및 자연스러운 동작을 통해 충격을 흡수하거나 충격흡수력이 뛰어난 소재로 제작된 신발을 착용해야 하기 때문에 충격완충(cushioning)의 관점에서 다양한 연구들이 진행되고 있다(진영완과 신성훈, 2007).

Kaelin et al.(1988)은 드롭 착지동작 시 신발 밑창(sole)의 재질이 충격력에 미치는 영향에 대한 연구를 통해 부드러운 밑창이 착지동작에 의해 발생하는 충격력을 최대 18%까지 감소시키며, 부드러운 밑창의 신발을 착용할 경우 충격력을 흡수하여 하지 관절을 보호하고 부상을 예방할 수 있다고 보고하였다. 이처럼 인체 근골격계에 작용하는 충격력은 착용하는 신발의 특성에 의해 직접적인 영향을 받기 때문에 일반적인 운동화의 경우 EVA(ethylene vinyl acetate) 또는 합성 고무인 폴리우레탄(polyurethane)과 같은 부드러운 재질의 폼을 주로 사용하여 충격력을 감소시키게 된다.

하지만 충격력 감소를 위해 에너지 흡수력이 높은 스폰지 폼 형태의 EVA나 폴리우레탄을 신발의 소재로 활용하게 되면 신발이 지면에 착지될 때 신발의 변형률이 높아져 과도한 회내(pronation) 동작이 발생하게 된다. 비정상적인 회내 동작은 발목 관절에 과도한 회전력을 발생시켜 하지 근골격계의 부상 발생 빈도를 증가시키기 때문에 일반적인 신발의 소재로 활용되는 EVA와 폴리우레탄의 경우 충격 흡수 기능은 증가시킬 수 있지만 동시에 회내 동작을 최소화할 수는 없다. 이러한 기존 충격흡수제가 가진 문제를 해결하기 위해 가벼우면서 강도와 탄성을 극대화할 수 있는 탄소나노튜브가 신소재로 각광받고 있다. 또한 최근에는 착지동작 시 비정상적인 회내 동작의 발생을 최소화하고 충격흡수 기능의 극대화를 위해 탄소나노튜브 소재를 활용한 연구가 활발히 진행되고 있다(김종우와 채원식, 2012; Cao et al., 2005).

따라서 본 연구의 목적은 탄소나노튜브 소재의 충격 흡수 인솔과 EVA 소재의 일반적인 인솔을 착용한 후 드롭 착지동작을 실시하여 하지의 합성 관절 모멘트 및 근활성도를 비교 분석하는데 있다.

연구방법

연구 대상

본 연구에서는 드롭 착지동작 수행을 위해 하지 근골격계에 이상이 없는 20대 남성 10명을 연구대상자로 선정하였다. 연구대상자의 연령은 23.0 ± 1.8 yrs, 신장은 175.5 ± 5.3 cm, 체중은 663.2 ± 54.4 N이다.

실험 장비

본 연구의 자료 측정을 위한 실험장비는 <그림 1>과 같이 설치하였다.

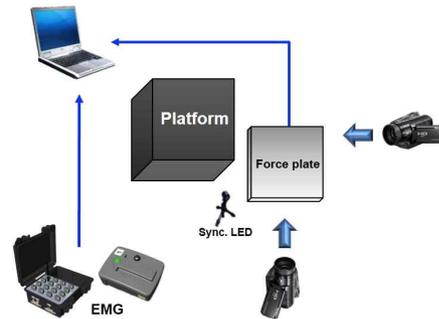


그림 1. 실험장비 배치도

1) 합성 관절 모멘트 분석을 위한 실험장비

본 연구에서는 드롭 착지동작 시 인솔 착용에 따른 합성 관절 모멘트 분석을 위해 2대의 디지털 캠코더(60 Hz, Sony HDR-HC9)와 1대의 지면반력기(1000 Hz, AMTI OR6-5)를 사용하였으며, 정상적인 착지동작을 유발시키기 위해 60 cm 높이의 플랫폼을 지면반력기 후방 10 cm 지점에 설치하였다. 또한 인체 관절 중심의 좌표화를 위해 직경 0.8 cm 크기의 반사마커를 우측 하지의 5개 지점(hip, knee, ankle, toe, heel)에 부착하였으며, 지역좌표계 설정을 위해 스틱형 외부마커를 우측 하퇴에 부착하였다.

2) 근전도 분석을 위한 실험장비

본 연구에서는 드롭 착지동작 시 인솔 착용에 따른 하지 근육의 활동 정도를 알아보기 위해 5개의 표면전극(Trigno wireless system, Delsys Inc., USA, gain

= 1000, input impedance > 1015 Ω, CMRR > 80 dB)을 <표 1>과 같이 우측 하지의 대퇴직근(Rectus femoris: RF), 대퇴이두근(Biceps femoris: BF), 전경골근(Tibialis anterior: TA), 내측비복근(Medial gastrocnemius: MG), 외측비복근(Lateral gastrocnemius: LG)에 각각 부착하였다. 근전도 자료의 표준화를 위한 무릎 및 발목 관절의 최대 정적 수축 방법은 <표 2>와 같은 방법으로 측정하였으며, 피험자별 최대 정적 수축 및 드롭 착지동작에 대한 근전도 자료는 샘플링 주파수 2000 Hz에서 5초 동안 수집하였다.

표 1. 표면전극 부착위치

근육	표면전극 부착위치*	
대퇴직근 (RF)	상전장골근과 슬개골첩의 50% 지점	
대퇴이두근 (BF)	좌골결절과 비골돌기의 50% 지점	
전경골근 (TA)	슬개골저부에서 외측 발목관절의 35% 지점	
내측비복근 (MG)	내측 슬관절에서 종골융기의 35% 지점	
외측비복근 (LG)	외측 슬관절에서 종골융기의 30% 지점	

Note. *US Department of Health and Human Services(1992)

표 2. 정적 수축 시 최대 근력 측정 방법

	신체 위치
슬관절 신전	의자에 앉아 무릎관절을 90° 굴곡시킨 상태에서 경골을 수직으로 위치시킴. 저항은 발목 앞부분에서 뒷방향으로 적용함.
슬관절 굴곡	의자에 앉아 무릎관절을 90° 굴곡시킨 상태에서 경골을 수직으로 위치시킴. 저항은 발목 뒷부분에서 앞방향으로 적용함.
저측 굴곡	기립한 상태에서 발을 어깨 넓이로 벌림. 저항은 어깨위에서 수직하방향으로 적용함.
배측 굴곡	의자에 앉아 무릎관절을 90° 굴곡시킨 상태에서 경골을 수직으로 위치시킴. 저항은 발가락 끝부분에 수직하방향으로 적용함.

3) 인솔 착용

본 연구에서는 인솔 착용에 따른 운동역학적 변인 분석을 위해 탄소나노튜브(Carbon Nano Tube: CNT) 소재의 인솔과 EVA(Ethylene Vinyl Acetate) 소재의 인솔(insole)이 사용되었다(그림 2). 인솔 제작은 김종우와 채원식(2012)의 연구에서 제시한 제조 방법을 사용하였으며, 인솔의 제작에 사용된 재료와 각각의 인솔이 가지는 물리적 특성은 <표 3>, <그림 3>과 같다.

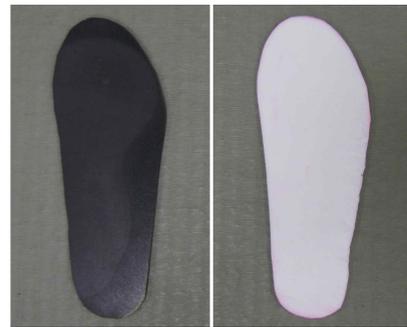


그림 2. CNT 인솔(좌)과 EVA 인솔(우)

표 3. 인솔 재료의 혼합 비율*

	CNT 인솔	EVA 인솔
P액(MP 5460)	100	100
R액(MR 5460)	112	112
Catalyst(USC-1)	0.8	0.8
CNTC(CNTCek-3.0P)	21.2	-

Note. *김종우와 채원식(2012)

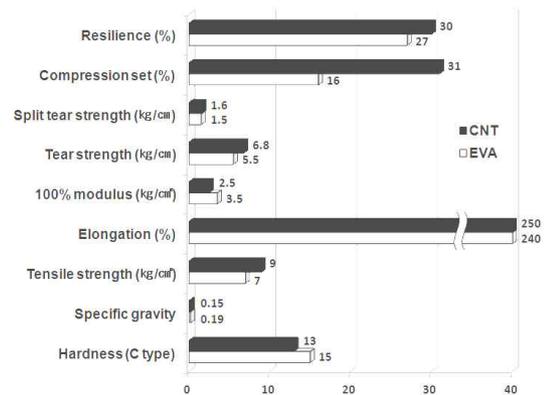


그림 3. 인솔의 물리적 특성(김종우와 채원식, 2012)

실험 절차

피험자는 실험에 들어가기 전 피로를 유발시킬 수 있는 강도 높은 신체 활동을 금지하였으며, 실험에 앞서 10분간 가볍게 워밍업을 실시하였다. 본 실험에서는 드롭 착지동작 수행 시 점프에 의한 충격력이 가미되지 않은 순수한 수직 지면반력 데이터를 얻기 위해 피험자가 플랫폼 위에 선 상태에서 우측 발을 전방으로 내딛음으로써 체중이동에 의한 자유낙하가 자연스럽게 이루어질 수 있도록 수차례 반복 연습을 실시하였다. 또한 착지동작에서는 피험자의 우측 발이 지면반력기 안으로 착지될 수 있도록 유도하였으며, 착지된 후에는 자연스러운 굴곡 동작이 유발될 수 있도록 하였다.

각각의 피험자는 상의를 탈의한 후, 체형에 맞는 동일한 제품의 하의 타이즈를 착용하였다. 본 실험에서는 무작위 순으로 중창(midsole)이 없는 동일한 신발에 탄소나노튜브 소재의 인솔과 EVA 소재의 인솔을 삽입하여 착용한 상태에서 드롭 착지동작을 각각 3회씩 측정하였다. 측정한 자료 중 영상분석을 통해 자유낙하 동작과 가장 유사한 동작 1회를 선정하여 분석하였다.

자료 분석

1) 주요 시점 및 구간 설정

드롭 착지 동작 시 운동역학적 변인 분석을 위한 시점(event) 및 구간(phase)의 설정은 촬영된 동영상상을 통해 <그림 4>와 같이 3개의 시점을 기준으로 2개의 구간을 설정하였다. 3개의 시점은 발이 지면에 닿는 착지 시점(Landing, LD), 착지 후 Impact force가 최대가 되는 최대 충격력 시점(Peak Impact Force, PF), 대퇴와 하퇴가 이루는 각이 최소가 되는 최대 굴곡 시점(Maximum Knee Flexion, MF)으로 설정하였다. 또한 첫 번째 시점과 두 번째 시점 사이를 충격 구간(Impact Phase, IP), 두 번째 시점과 세 번째 시점 사이를 감속 구간(Deceleration Phase, DP)으로 설정하여 구간별 자료를 분석하였다.

2) 합성 관절 모멘트 분석

3차원 동작 분석은 Kwon3D 3.1 program(Visol Inc., Korea)을 사용하였으며, 직접 선형 변환방법(direct linear transformation, Abdel-Aziz & Karara, 2015)을

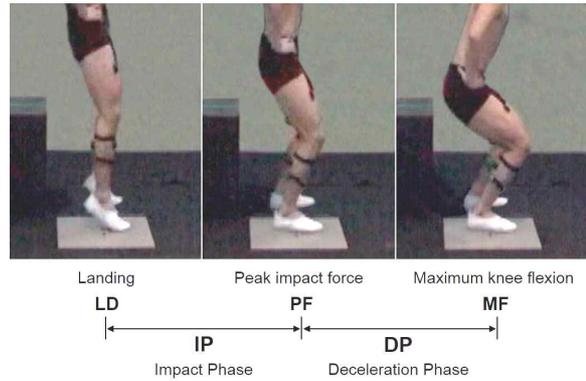


그림 4. 주요 시점 및 구간 설정

통해 3차원 좌표값을 얻었다. 영상 좌표화 과정에서 발생하는 노이즈를 최소화하기 위해 2차 Butterworth low-pass digital filter를 사용하였으며, 이때 차단 주파수는 6 Hz로 설정하였다. 또한 지면반력 분석은 KwonGRF 2.0 program(Visol Inc., Korea)을 사용하였으며, 수집된 지면반력값은 피험자의 체중을 사용하여 표준화하였다.

합성 관절 모멘트 산출을 위해 발목과 무릎관절은 구관절로, 무릎관절에 발생하는 반발력의 작용선은 항상 발목과 무릎관절의 중심을 지난다고 가정하였다. 하지 분절의 가속도는 인체의 관절 중심점의 위치와 인체 분절 자료에 의해 계산되었으며, 관절에 작용하는 합성력과 모멘트는 Eulerian 원리와 Newtonian 방정식에 의해 계산하였다. 운동방정식을 유도하기 위해 운동학적인 변인들은 하지에 작용하는 외력 및 회전력과 통합하였다. 회전력과 관성력은 전역좌표계에서는 지속적으로 변화되어지기 때문에 모든 회전력과 관성력은 지역좌표계로 표현되어지며 관절의 합성력 측정 단계에서 지역좌표계에서 전역좌표계로 변환되었다.

3) 근전도 분석

드롭 착지동작 시 수집된 근전도 자료는 350 Hz의 저역 통과 필터링과 10 Hz의 고역 통과 필터링을 실시한 후 전과 정류 처리하였다. 이후 아래의 공식과 같이 최대 정적 수축 근전도 값을 사용하여 표준화하였으며, 드롭 착지동작의 구간별 평균 및 최대 적분근전도 값을 산출하였다.

$$nEMG = \frac{EMG_{raw}}{EMG_{max}}$$

$nEMG$ 는 표준화된 적분근전도 값, EMG_{raw} 는 드롭 착지 동작 시 특정 구간의 근전도 값, EMG_{max} 는 최대 정적 수축 근전도 값이다.

통계 처리

본 연구에서는 드롭 착지 동작 시 인솔 착용에 따른 운동역학적 변인들의 통계적 유의차를 검증하기 위해 SPSS 20.0 프로그램을 이용하여 paired t-test를 실시하였으며, 유의성 수준은 $p < .05$ 로 설정하였다.

결 과

합성 관절 모멘트

각 시점별 무릎관절의 굴곡-신전 및 내반-외반 모멘트에서는 두 조건 간 통계적 유의차가 나타나지 않았다(표 4, 그림 5-6). 하지만 LD 시점과 PF 시점에서의 무릎관절 굴곡-신전 모멘트는 CNT 인솔 착용 조건이 EVA 인솔 착용 조건에 비해 상대적으로 감소한 것으로 나타났다. 또한 시점별 발목관절의 배측굴곡-저측굴곡 및 내반-외반 모멘트에서는 두 조건 간 통계적 유의차가 나타나지 않았다(표 5, 그림 7-8).

표 4. 무릎관절의 합성 관절 모멘트 (×BW·m)

		CNT	EVA
굴곡-신전 (flexion- extension)	LD	0.103±0.082	0.124±0.055
	PF	0.261±0.093	0.337±0.112
	MF	0.339±0.072	0.320±0.077
내반-외반 (varus-va- lgus)	LD	0.014±0.042	0.001±0.036
	PF	-0.012±0.065	-0.013±0.052
	MF	-0.010±0.050	-0.022±0.054

표 5. 발목관절의 합성 관절 모멘트 (×BW·m)

		CNT	EVA
배측굴곡- 저측굴곡 (dorsi- plantar)	LD	-0.059±0.016	-0.058±0.019
	PF	-0.124±0.031	-0.125±0.031
	MF	-0.109±0.017	-0.101±0.025
내반-외반 (inversion -eversion)	LD	0.034±0.014	0.031±0.013
	PF	0.064±0.024	0.068±0.023
	MF	0.042±0.024	0.043±0.022

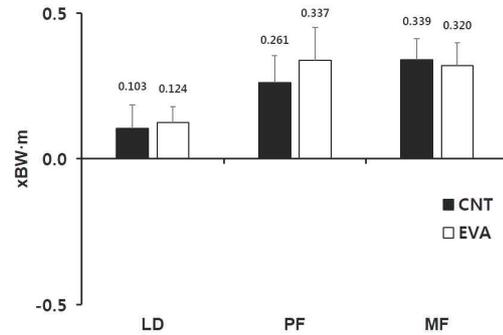


그림 5. 무릎관절 굴곡-신전 모멘트

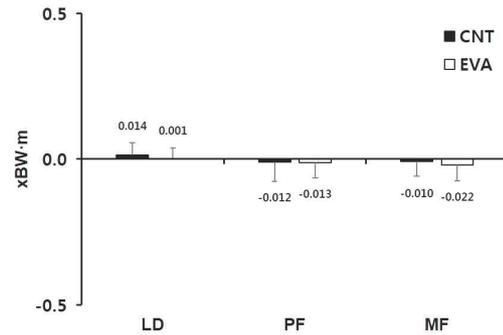


그림 6. 무릎관절 내반-외반 모멘트

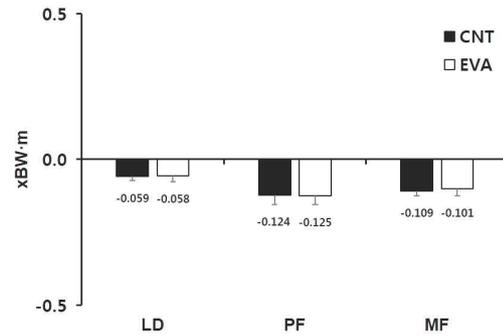


그림 7. 발목관절 배측굴곡-저측굴곡 모멘트

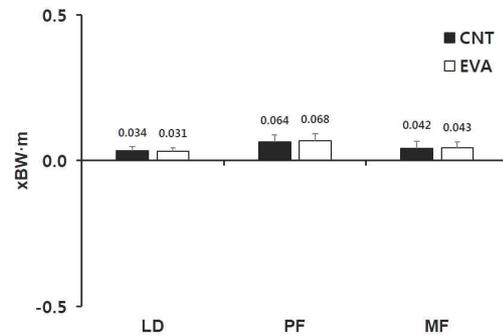


그림 8. 발목관절 내반-외반 모멘트

근전도

IP 구간과 DP 구간에서의 평균 및 최대 적분근전도는 모든 근육에서 두 조건 간 통계적 유의차가 나타나지 않았다(표 7-8, 그림 9-12). 하지만 대퇴이두근을 제외한 모든 근육에서 CNT 인솔 착용 조건이 EVA 인솔 착용 조건에 비해 상대적으로 근육 활성이 감소한 것으로 나타났다.

표 7. IP 구간에서의 적분근전도 (%MVIC)

		CNT	EVA
평균 적분근전도	RF	14.3±6.1	16.9±5.1
	BF	13.6±5.0	13.9±4.1
	TA	18.1±5.0	22.2±3.4
	MG	51.2±19.9	53.3±13.4
	LG	33.0±9.8	36.8±7.2
최대 적분근전도	RF	19.8±5.7	22.0±6.0
	BF	15.8±5.1	15.0±6.1
	TA	24.3±4.9	27.0±6.0
	MG	60.1±19.5	63.3±14.5
	LG	40.3±11.2	42.1±9.1

표 8. DP구간에서의 적분근전도 (%MVIC)

		CNT	EVA
평균 적분근전도	RF	40.5±12.1	43.8±11.7
	BF	18.9±8.3	21.5±7.0
	TA	49.1±20.8	57.8±18.9
	MG	23.4±6.4	24.1±7.0
	LG	14.6±2.9	16.7±5.2
최대 적분근전도	RF	61.6±16.6	69.4±10.7
	BF	26.8±8.8	24.0±6.8
	TA	67.1±17.1	75.7±14.6
	MG	47.8±13.2	47.8±13.5
	LG	24.4±6.5	28.4±9.1

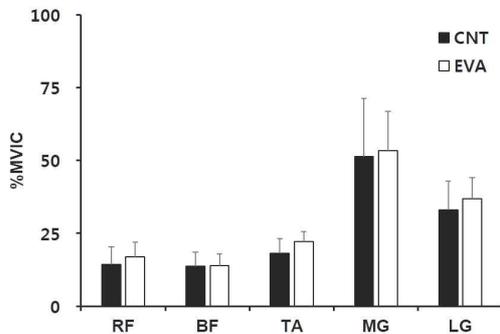


그림 9. IP 구간 평균 적분근전도

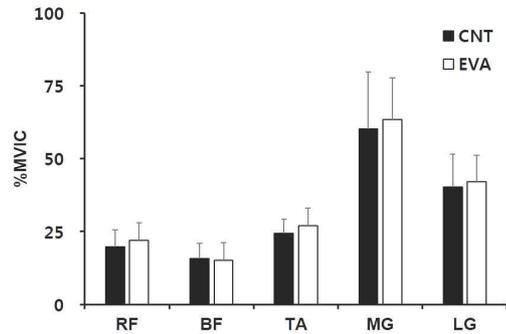


그림 10. IP 구간 최대 적분근전도

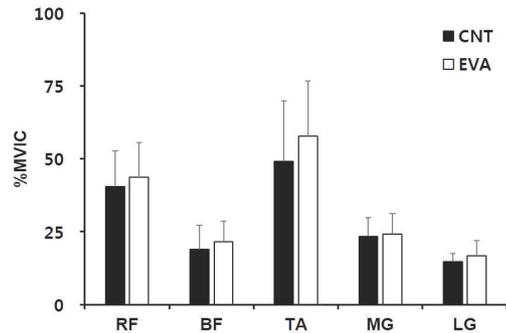


그림 11. DP 구간 평균 적분근전도

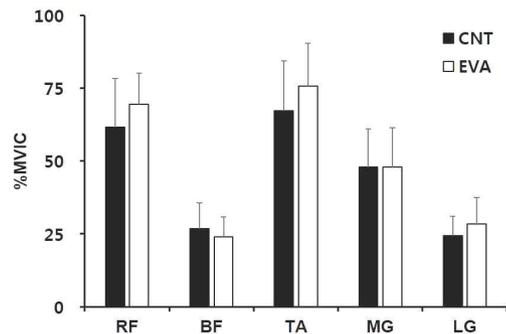


그림 12. DP 구간 최대 적분근전도

논 의

각 시점별 무릎관절의 굴곡-신전 및 내반-외반 모멘트에서는 두 조건 간 통계적 유의차가 나타나지 않았다. 하지만 무릎관절에서 발생한 굴곡-신전 모멘트에서는 착지동작 시 두 조건 모두 신전근 모멘트가 발생한 것으로 나타났으며, LD 시점과 PF 시점에서 CNT 인솔 착용

용 조건의 신전근 모멘트가 EVA 인슐 착용 조건에 비해 상대적으로 감소한 것으로 나타났다. 이러한 결과는 착지동작 시 무릎관절의 굴곡-신전에 대한 회전력을 신전근이 지배하는 경향을 보인다고 보고한 Madigan & Pidcoe(2003)의 연구결과와 일치하는 것으로 나타났다. 또한 CNT 인슐 착용 조건의 신전근 모멘트가 감소한 것으로 보아 CNT 소재의 인슐이 착지동작 시 발생하는 충격을 완화시키고, 무릎관절의 굴곡 동작을 적절히 제어하는데 기여하는 것으로 판단된다.

시점별 발목관절의 배측굴곡-저측굴곡 및 내번-외번 모멘트에서는 두 조건 간 통계적 유의차가 나타나지 않았다. Devita & Skelly(1992)는 착지동작 이후 하지 관절에 발생하는 모멘트는 신전근의 작용에 의해 신장성 수축을 발생시켜 골격계에 작용되는 운동에너지를 적절히 흡수함으로써 신체 무게중심이 아래로 이동하는 것을 제한한다고 보고하였다. 본 연구에서는 Devita & Skelly(1992)의 연구결과와 같이 CNT 인슐 착용 조건과 EVA 인슐 착용 조건에서 모두 발목관절 신전근인 저측굴곡 모멘트가 발생하여 착지동작 후 발목관절에 발생하는 배측굴곡 동작을 안정적으로 제어함과 동시에 신체 무게중심의 하방 이동을 제한하는데 기여하는 것으로 나타났다. 하지만 드롭 착지동작 시 CNT 인슐과 EVA 인슐 착용에 따른 관절 모멘트 변화에는 직접적인 영향을 미치지 못한 것으로 사료된다.

IP 구간과 DP 구간에서의 평균 및 최대 적분근전도는 모든 근육에서 두 조건 간 통계적 유의차가 나타나지 않았다. 하지만 대퇴이두근을 제외한 모든 근육에서 CNT 인슐 착용 조건이 EVA 인슐 착용 조건에 비해 상대적으로 근육 활성이 감소한 것으로 나타났다.

Kaelin et al.(1988)은 드롭 점프 후 착지 시 신발 아웃솔의 재질이 충격력에 미치는 영향에 대한 연구에서 부드러운 재질의 아웃솔이 충격력 감소에 효과적이라고 보고하였다. Bosco & Viitasto(1982)는 착지동작 시 안정성과 균형을 유지하기 위해서는 하지 근육의 역할이 필수적이며, 특히 하지 관절의 신전근은 착지동작 시 발생하는 관절 회전력을 감소시키기 위해 근활성이 증가한다고 보고하였다. 따라서 드롭 착지동작 시 하지 근육의 활성도가 EVA 인슐 착용 조건에서 상대적으로 높게 나타난 것은 착지동작에 의해 발생하는 외부 충격을 제어하기 위한 것으로 판단되며, 이러한 결과는 CNT 소재의 인슐 착용이 EVA 인슐 착용에 비해 착지동작 시 발

생되는 충격력을 감소시키는데 효과적인 것으로 사료된다.

결론

본 연구의 목적은 드롭 착지동작 시 탄소나노튜브 소재의 인슐 착용에 따른 하지의 합성 관절 모멘트 및 근활성도를 분석하는데 있다. 본 연구의 결과, 모든 합성 관절 모멘트에서는 인슐 착용에 따른 통계적 유의차가 나타나지 않았지만, 무릎관절의 신전근 모멘트에서 CNT 인슐 착용 조건이 EVA 인슐 착용 조건에 비해 상대적으로 감소한 것으로 나타났다. 평균 및 최대 적분근전도에서는 두 조건 간 통계적 유의차가 나타나지 않았지만, 대퇴이두근을 제외한 모든 근육에서 CNT 인슐 착용 조건이 EVA 인슐 착용 조건에 비해 상대적으로 근육 활성이 감소한 것으로 나타났다. 이러한 결과는 CNT 소재의 인슐 착용이 착지동작 시 무릎관절의 굴곡 동작을 적절히 제어하고, 발생하는 충격력을 감소시키는데 효과적인 것으로 판단된다.

참고문헌

- 김종우, 채원식(2012). 탄소나노튜브를 기반으로 하는 충격 흡수제의 물리적 특성 비교분석. *한국운동역학회지*, 22(2), 237-242.
- 진영완, 신성훈(2007). 인슐 차이에 따른 런닝화의 운동역학적 비교. *한국운동역학회지*, 17(2), 51-59.
- Abdel-Aziz, Y. I., & Karara, H. M. (2015). *Direct linear transformation from comparator coordinates into object space coordinates in close-range photogrammetry. Photogrammetric Engineering & Remote Sensing*, 81(2), 103-107.
- Boling, M. C., Bolgla, L. A., Mattacola, C. G., Uhl, T. L., & Hosey, R. G. (2006). Outcomes of a weight-bearing rehabilitation program for patients diagnosed with patellofemoral pain syndrome. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 87(11), 1428-1435.
- Bosco, C., & Viitasalo, J. T. (1982). Potentiation of myoelectrical activity of human muscles in vertical jumps. *Electromyography and Clinical Neurophysiology*, 22(7), 549-562.

- Cao, A., Dickrell, P. L., Sawyer, W. G., Ghasemi-Nejhad, M. N., & Ajayan, P. M. (2005). Super-compressible foamlike carbon nanotube films. *Science*, 310(5752), 1307-1310.
- Devita, P., & Skelly, W. A. (1992). Effect of landing stiffness on joint kinetics and energetics in the lower extremity. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 24(1), 108-115.
- Dufek, J. S., & Bates, B. T. (1990). The evaluation and prediction of impact forces during landings. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 22(2), 370-377.
- Ford, K. R., Myer, G. D., & Hewett, T. E. (2003). Valgus knee motion during landing in high school female and male basketball players. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 35(10), 1745-1750.
- Hagins, M., Pappas, E., Kremenic, I., Orishimo, K. F., & Rundle, A. (2007). The effect of an inclined landing surface on biomechanical variables during a jumping task. *Clinical Biomechanics*, 22(9), 1030-1036.
- Hewett, T. E., Myer, G. D., & Ford, K. R. (2004). Decrease in neuromuscular control about the knee with maturation in female athletes. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 86(8), 1601-1608.
- Kaelin, X., Stacoff, A., Denoth, J., & Steussi, E. (1988). *Shock absorption during landing after a jump. Biomechanics XI-B*, 685-688.
- Madigan, M. L., & Pidcoe, P. E. (2003). Changes in landing biomechanics during a fatiguing landing activity. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 13(5), 491-498.
- Marquez, W. Q., Masumura, M., & Ae, M. (2009). The effects of jumping distance on the landing mechanics after a volleyball spike. *Sports Biomechanics*, 8(2), 154-166.
- McNitt-Gray, J. L. (1993). Kinetics of the lower extremities during drop landings from three heights. *Journal of Biomechanics*, 26(9), 1037-1046.
- Nigg, B. M., & Bobbert, M. (1990). On the potential of various approach in load analysis to reduce the frequency of sports injuries. *Journal of Biomechanics*, 23(1), 3-12.
- Olsen, O. E., Myklebust, G., Engebretsen, L., & Bahr, R. (2004). Injury mechanisms for anterior cruciate ligament injuries in team handball: a systematic video analysis. *The American Journal of Sports Medicine*, 32(4), 1002-1012.
- Shultz, S. J., Schmitz, R. J., Tritsch, A. J., & Montgomery, M. M. (2012). Methodological considerations of task and shoe wear on joint energetics during landing. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 22(1), 124-130.
- US Department of Health and Human Services. (1992). *Selected topics in surface electromyography for use in the occupational setting: expert perspectives*. Washington, DC: National Institute for Occupational Safety and Health.
- Valiant, G. A., & Cavanagh, P. R. (1985). *A study of landing from a jump: implications for the design of a basketball shoe. Biomechanics IX-B*, 117-122.
- Zhang, S. N., Bates, B. T., & Dufek, J. S. (2000). Contributions of lower extremity joints to energy dissipation during landings. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 32(4), 812-819.

Effects of Wearing Carbon Nanotube-Based Insole on Resultant Joint Moment and Muscle Activity of the Lower Extremity During Drop Landing

Woen-Sik Chae & Jae-Hu Jung

Kyungpook National University

The purpose of this study was to investigate effects of carbon nanotube-based insole on the resultant joint moment and muscle activity of the lower extremity during drop landing. Ten males with no known musculoskeletal disorders were recruited as the subjects. Two digital camcorders and one force plate were used to obtain 3-D kinematics and kinetics of the lower extremity. To assess the myoelectric activities of selected muscles, five surface electrodes were attached to the right side of the lower extremity. For each dependent variable, paired t-test was performed to test if significant difference existed between with carbon nanotube-based insole(CNT) and ethylene vinyl acetate-based insole(EVA) conditions($p < .05$). The results showed that average and peak IEMG values from RF, TA, MG, and LG in CNT were lower than corresponding values in EVA. Although no significant difference in resultant joint moment was found between two conditions, a decrease in the knee extension moment was found with CNT. This indicates that wearing carbon nanotube-based insole may help to decrease impact force and to control excessive flexion movement of the knee joint during landing.

Key Words: Carbon Nanotube, Drop landing, Resultant Joint moment, Muscle activity 