

탄소나노튜브 인솔 착용에 따른 드롭 착지 동작의 생체역학적 분석

채원식¹ · 정재후² · 이형섭²

¹경북대학교 사범대학 체육교육과 · ²경북대학교 대학원 체육학과

Biomechanical Analysis of Wearing Carbon Nanotube-Based Insole during Drop Landing

Woen-Sik Chae¹ · Jae-Hu Jung² · Haeng-Seob Lee²

¹Department of Physical Education, College of Education, Kyungpook National University, Daegu, Korea

²Department of Physical Education, Graduate School of Kyungpook National University, Daegu, Korea

Received 31 October 2012; Received in revised form 30 November 2012; Accepted 18 December 2012

ABSTRACT

The purpose of this study was to determine the biomechanical effect of wearing carbon nanotube-based insole on cushioning and muscle tuning during drop landing. Twenty male university students(age: 21.2±1.5 yrs, height: 175.4±4.7 cm, weight: 70.2±5.8 kg) who have no musculoskeletal disorder were recruited as the subjects. Average axial strain, average shear strain, inversion angle, linear velocity, angular velocity, vertical GRF and loading rate were determined for each trial. For each dependent variable, a one-way analysis of variance(ANOVA) with repeated measures was performed to test if significant difference existed among different three conditions($p<.05$). The results showed that Average axial strain of line 4 was significantly less in CNT compared with EVA and PU during IP phase. The average shear strain was less in CNT compared with EVA and PU during other phases. The inversion angle was increased in CNT compared with EVA and PU during all phase. In linear velocity, angular velocity, vertical GRF and loading rate, there were no significant difference between the three groups. This result seems that fine particle of carbon nanotube couldn't make geometric form which can absorb impact force by increasing density through eliminating voids of forms. Thus, searching for methods that keep voids of forms may play a pivotal role in developing of insole. This has led to suggestions of the need for further biomechanical analysis to these factors.

Keywords : Carbon Nanotube, Drop Landing, Strain, Sports Injury

I. 서 론

운동에 따른 부상 발생의 가장 중요한 요인으로 과거 부상의 병력, 잘못된 훈련 방법, 과도한 충격력, 과도한 발의 움직임(Clement, Taunton, Smart & McNicol, 1981; Cook, Brinker & Mahlon, 1990; James, Bate & Osternig, 1978; van Mechelen, 1992)을

들고 있다. 이러한 요인 중 충격력을 줄여 부상의 발생 빈도를 줄이기 위한 노력은 충격완충(cushioning)이란 개념으로 다양한 분야에서의 연구가 이루어지고 있다.

나노기술(nanotechnology)은 원자나 분자 단위의 극 미세 물질을 인위적으로 조작함으로써 새로운 성질과 기능을 가진 물질이나 장치를 만드는 것이다. 현재 스포츠 현장에서도 나노 기술은 다양하게 적용되어지고 있다. 스포츠 과학자들은 현존하는 장비나 도구의 특성을 강화시키기 위해 새롭고 창조적인 방법을 모색하고 있으며 이러한 문제의 해결 방법으로 가벼우면서 강도와 탄성을 극대화할 수 있는 탄소나노튜브를 개발 연구 중에 있다.

탄소나노튜브는 초강도, 초경량, 초탄성력을 가지며 극도의

제50회 한국체육학회 학술발표회에서 발표된 논문임.

Corresponding Author : Jae-Hu Jung

Department of Physical Education, Collage of Education, Kyungpook National University, 1370 Sangyeok-dong, Buk-gu, Daegu, Korea

Tel : +82-53-950-7462 / Fax : +82-53-955-4235

E-mail : jjhjh81@naver.com

이 논문은 2011년도 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 기초연구사업임(2010-0024241).

신축성과 함께 파괴점에 도달하지 않은 상태에서 반복적으로 압축 신장 운동을 시킬 수 있는 가장 이상적인 소재이다. 특히 탄소나노튜브는 강도와 변형률의 상반되는 특성에서 발생하는 문제점을 해결하기 위한 새로운 소재로 각광받고 있으며, 최근에는 충격흡수 기능의 극대화를 위해 탄소나노튜브 소재를 활용한 연구가 활발히 진행되고 있다.

탄소나노튜브와 관련된 선행연구를 살펴보면, Cao, Dickrell, Sawyer, Ghasemi-Nejhad와 Ajayan(2005)의 연구에서 수직으로 배열되어진 탄소나노튜브는 고탄성의 성질을 가져 충격 완충적 특성을 지닌다고 보고하였다. 그리고 이러한 탄소나노튜브에 압축력이 주어지면 초기 길이의 15% 이하까지 축소되어지고, 압축 부하가 소멸되면 원래의 길이로 신속히 복원되는 스프링과 같은 특성을 가진다고 밝히고 있다. 더욱 놀라운 사실은 수천 번 이상의 지속적인 부하가 주어지더라도 탄소나노튜브의 구조적 특성이 변화하지 않으며, 압축 부하 제거 시 원래의 상태로 돌아오는 회복 속도가 일반 중합체 보다 매우 빠르게 발생되어진다고 보고하였다. 또한 탄소나노튜브와 고분자 복합체의 cushioning에 대한 고찰(Suhr, Koratkar, Keblinski & Ajayan, 2005)에 따르면, 대량의 나노 필터 첨가는 표면적을 증가시켜 필터 간의 계면에서 발생하는 마찰 미끄러짐(frictional sliding)과 에너지 분산 성질을 향상시킴으로써 진동은 감소하게 된다고 보고하였다.

Kim과 Chae(2012)의 연구에서는 탄소나노튜브 소재의 충격흡수제와 기존 충격흡수제 간의 물성테스트를 실시한 결과, 인장강도(tensile strength), 신장률(elongation), 인열강도(tear strength), 스플릿 인열강도(split tear strength), 최대 압축률(compression set), 탄성률(resilience) 등의 항목에서 탄소나노튜브의 물성이 우수한 것으로 나타났다고 보고하였다. 대부분의 선행연구에서 보고된 바와 같이 탄소나노튜브의 물리적 특성은 기존의 충격흡수 소재에 비해 매우 우수한 것으로 나타났다. 하지만 우수한 물성을 가진 탄소나노튜브가 일상생활이나 스포츠 활동에서 인체 근골격계에 발생되어지는 충격력을 효과적으로 제어할 수 있는가에 대한 생체역학적 측면에서의 연구는 미흡한 실정이다.

따라서 본 연구의 목적은 탄소나노튜브를 기반으로 하는 충격흡수 인솔이 인체의 충격 완충과 근육 조율에 미치는 생체역학적 변인을 분석하는 데 있다. 또한 본 연구를 통해 부상 및 상해 예방을 위한 신소재 개발의 기초 자료를 제공하고자 한다.

II. 연구 방법

1. 연구 대상

본 연구에서는 탄소나노튜브 소재의 인솔이 인체에 어떠한

영향을 미치는지 알아보기 위해 하지 근골격계에 이상이 없는 남자 대학생 20명을 대상으로 드롭 착지 동작을 실시하였다. 피험자의 연령은 21.2±1.5 yrs, 신장은 175.4±4.7 cm, 체중은 70.2±5.8 kg중이다.

2. 실험장비

본 연구에서는 <Figure 1>과 같이 실험배치도에 제시된 실험장비가 사용되었다.

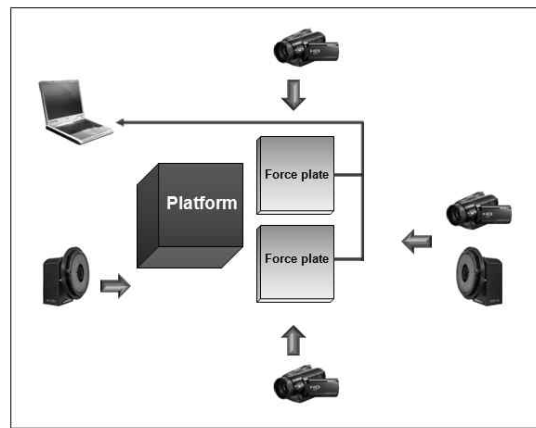


Figure 1. Experimental setup

1) 영상 분석을 위한 실험장비 설치

본 연구에서는 드롭 착지 동작 시 피험자에게 부착된 반사마커의 변형률과 발목관절의 내변(inversion) 각도를 살펴보기 위해 200 frame/s로 설정된 고속카메라(Motion Master 100, Visol Inc., Korea) 2대를 착지하는 지점의 전방과 후방에 각각 1대씩 설치하였다. 반사마커의 부착 위치는 변형률 분석을 위해 피험자의 우측 대퇴 전면에 직경 0.4 cm 크기의 반사마커 9개를 4 cm 간격으로 부착하였고, 발목관절의 내변 각도를 알아보기 위해 직경 0.8 cm 크기의 반사마커를 우측 하지의 후면 3개 지점(knee, ankle, heel)에 각각 부착하였다(Figure 2).

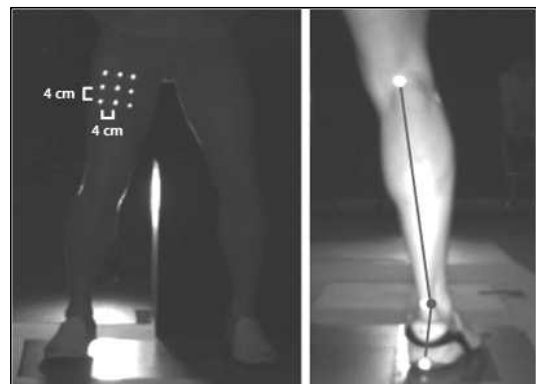


Figure 2. Reflective markers for strain and inversion angle

또한 3차원 동작분석을 위해 3대의 디지털 캠코더(60 Hz, Sony HDR-HC9)를 피험자의 정면, 좌측, 우측 방향에 각각 설치하였고, 촬영 속도는 60 fields/s, 셔트 속도는 1/725 sec로 설정하였다. 인체 관절 중심의 좌표화를 위해 직경 0.8 cm 크기의 반사마커를 좌우측 각각 5개 지점(hip, knee, ankle, toe, heel)에 부착하였다(Figure 3). 본 실험에서는 정상적인 착지 동작을 유발시키기 위해 60 cm 높이의 플랫폼을 설치하여 드롭 후 착지 동작이 이루어지도록 하였다.

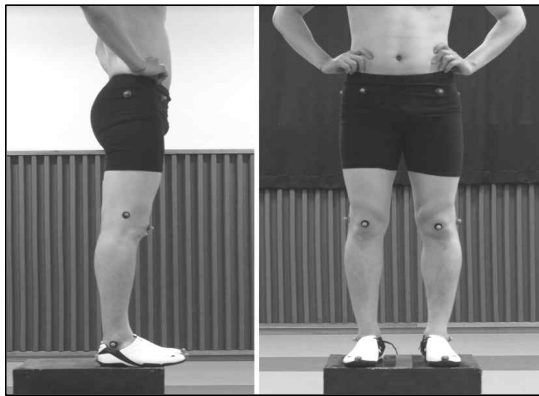


Figure 3. Reflective markers for 3-D motion analysis

2) 지면반력 분석을 위한 실험장비 설치

본 연구에서는 최대 수직지면 반력값과 부하율(loading rate)을 측정하기 위해 플랫폼 전방에 2대의 지면반력기(AMTI, OR6-5)를 설치하였다. 지면반력기의 샘플링 속도는 1000 Hz로 설정하였고, KwonGRF 2.0 Program(Visol Inc., Korea)을 사용하여 5초 동안 자료 수집을 실시하였다. 이때 영상을 통하여 시점 및 구간별 자료를 분석하여 동조화하였다.

3) 인솔(insole) 형태의 충격흡수제

본 연구에서는 충격흡수 인솔의 비교분석을 위해 탄소나노튜브(Carbon Nano Tube; CNT) 소재의 인솔과 기존의 EVA(Ethylene Vinyl Acetate) 및 PU(Polyurethane) 소재의 충격흡수 인솔(insole)이 사용되었다. 본 실험에서는 각각의 인솔을 중창(midsole)이 없는 신발(IN-NAE, Nike inc.)에 삽입하여 피험자가 착용한 후 드롭 착지동작을 실시하였다(Figure 4).

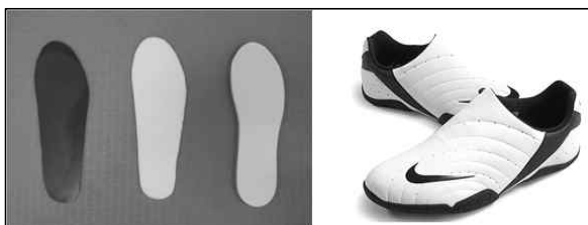


Figure 4. Insoles(CNT, EVA, PU) & shoes

3. 실험절차

피험자는 실험에 들어가기 전 피로를 유발시킬 수 있는 강도 높은 신체 활동을 금지하였으며, 실험에 앞서 10분간 가볍게 워밍업을 실시하였다. 본 실험에서는 점프에 의한 충격력이 가미되지 않은 순수한 수직 지면반력 데이터를 얻기 위해 피험자가 왼쪽 무릎을 최대한 신전시킨 상태에서 오른발을 전방으로 내딛음으로써 체중이동에 의한 낙하가 이루어질 수 있도록 유도하였다. 이러한 낙하 동작을 반복 연습하여 보다 자유낙하에 가까운 동작이 이루어 질 수 있도록 요구하였다. 또한 착지 동작에서는 피험자의 양발이 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 타이즈와 신발을 착용하였다. 탄소나노튜브, EVA, 폴리우레탄 소재의 인솔을 무작위로 신발에 삽입하여 착용한 후 드롭 착지 동작을 실시하였고, 착용한 인솔에 따라 각각 3회씩 반복하여 측정하였다. 측정된 자료 중 영상 분석을 통해 가장 자연스러운 동작 1회를 선정하여 분석하였다.

4. 자료 분석

1) 주요 시점 및 구간 설정

드롭 착지 동작 시 변형률 분석과 발목관절 각도 분석을 위한 시점(event) 및 구간(phase)의 설정은 영상 분석을 통해 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(Figure 5).

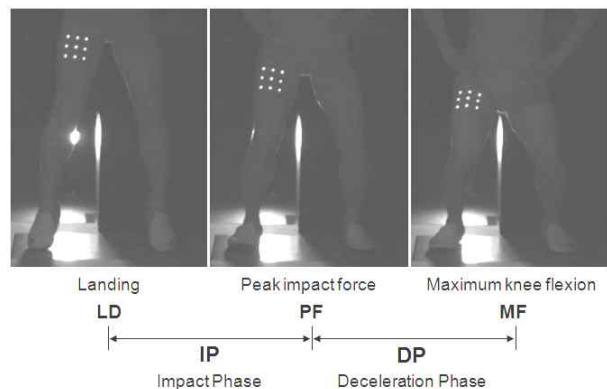


Figure 5. Events and phases for strain analysis

3차원 동작분석과 지면반력 분석을 위한 시점(event) 및 구간(phase)의 설정은 3개의 시점을 기준으로 2개의 구간으로 설정하였다. 왼발이 플랫폼에서 떨어지는 시점(Takeoff, TO), 발이 지면에 닿는 착지 시점(Landing, LD), 착지 후 대퇴와 하퇴가 이루는 각이 최소가 되는 최대 굴곡 시점(Maximum Knee Flexion, MF)으로 설정하였다. 구간은 첫 번째 시점과 두 번째 시점 사이를 착지 구간(Landing Phase, LP), 두 번째 시점과 세 번째 시점 사이를 감속 구간(Deceleration Phase, DP)으로 설정하였다(Figure 6).

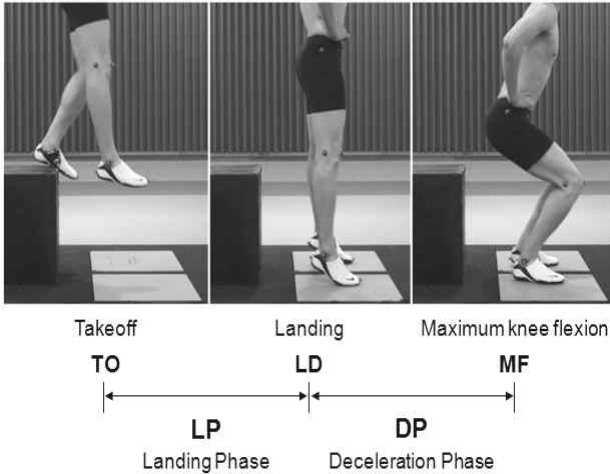


Figure 6. Events and phases for 3-D motion analysis

2) 변형률 분석

변형률 분석은 고속카메라를 통해 얻어진 영상을 Kwon3D program ver. 3.10을 사용하여 2차원적 좌표를 산출하였으며, 이를 MATLAB R2010a 프로그램을 사용하여 6개의 Line에 대한 변형률을 산출하였다. 변형률 분석을 위한 6개의 Line은 P7에서 P8을 Line 1, P6에서 P9를 Line 2, P5에서 P4를 Line 3, P8에서 P1을 Line 4, P9에서 P2를 Line 5, P4에서 P3을 Line 6으로 <Figure 7>과 같이 설정하였다.

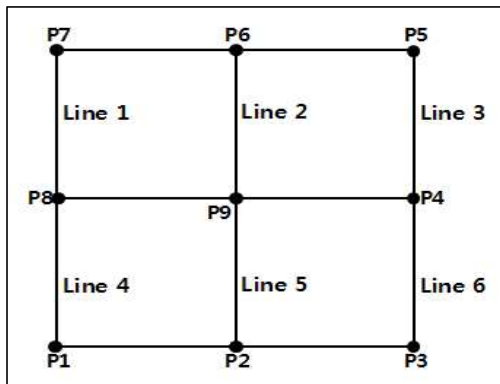


Figure 7. Reflective markers for strain analysis

평면에서의 변형률 계산은 아래와 같은 공식을 통해 산출하였다.

$$\epsilon_{avg} = \frac{\delta_n}{L}$$

ϵ_{avg} 는 평균 수직 변형률

즉, 수직 변형률은 길이 L 로 그 길이방향의 변형 δ_n 으로 나눈 것이다.

$$\gamma_{avg} = \frac{\delta_s}{L} = \tan \phi$$

γ_{avg} 는 평균 전단 변형률

즉, 전단 변형률은 길이 L 에 수직인 방향으로의 변형 δ_s 를 그 길이로 나눈 것이다.

3) 발목관절 내변 각도 분석

발목관절 내변 각도 분석은 고속카메라를 통해 얻어진 영상을 Kwon3D program ver. 3.10을 사용하여 무릎, 발목, 발뒤꿈치에 부착된 반사마커에 대한 2차원적 좌표를 산출하였고, 산출된 좌표가 이루는 내측 각도를 분석하였다.

4) 동작분석

3차원 동작분석은 Kwon3D program ver. 3.10을 사용하였으며, 직접 선형 변환방법(direct linear transformation, Abdel-Aziz & Karara, 1971)을 통해 3차원 좌표값을 얻었다. 영상 좌표화 과정에서 발생되는 노이즈를 최소화하기 위해 2차 Butterworth low-pass digital filter 를 사용하였으며, 이때 차단 주파수는 6 Hz로 설정하였다.

인체 질량 중심의 위치값은 아래의 공식에 의해 계산하였다.

$$C = \frac{\sum(C_i \cdot m_i)}{M}$$

여기서 C 는 인체 질량 중심의 위치, m_i 는 분절의 질량, M 은 인체 질량이다.

전역좌표계에서의 선속도는 변위 데이터를 이용해 아래에 제시되어진 유한 차이법을 이용하여 계산하였다(Wood, 1982).

$$V_i = \frac{P_{i+1} - P_{i-1}}{2\Delta t}$$

V_i 는 특정 지점의 속도, P_i 는 특정 지점의 위치를 나타낸다. 가속도는 아래와 같이 계산하였다.

$$\omega_i = \frac{\theta_{i+1} - \theta_{i-1}}{2\Delta t}$$

ω_i 는 특정 지점의 각속도, θ_i 는 특정 지점의 관절각을 나타내며 무릎각은 대퇴와 하퇴가 이루는 각으로 설정하였다.

5) 지면반력 분석

지면반력 데이터 분석은 KwonGRF 2.0 program(Visol Inc, Korea)을 사용하였다. 수집된 지면반력값은 피험자의 체중을 사용하여 표준화하였다.

부하율은 아래와 같은 방식으로 계산하였다.

$$\text{Loading Rate} = \frac{VGRF_{\max} - VGRF_{\text{initial}}}{\Delta t}$$

$VGRF_{\max}$ 는 최대 수직 지면반력값, $VGRF_{\text{initial}}$ 은 착지 시 수직 지면반력값을 나타낸다.

5. 통계 처리

본 연구에서는 드롭 착지 동작 시 인솔 착용에 따른 생체역학적 변인들의 통계적 유의차를 검증하기 위해 SPSS 18.0을 이용하여 반복측정을 통한 일원분산분석(one-way analysis of variance (ANOVA) with repeated measure)을 실시하였으며, 유의성 수준은 $p < .05$ 로 설정하였다.

III. 결 과

1. 구간별 평균 수직 변형률 및 전단 변형률

1) 평균 수직 변형률

IP 구간에서의 평균 수직 변형률은 CNT 착용이 EVA와 PU 착용에 비해 전체적으로 감소되는 경향을 보였으며, 특히 Line 4에서는 통계적인 유의차가 나타났다(Table 1).

Table 1. Average axial strain during the IP

	CNT	EVA	PU
Line 1	-0.0068 (0.0044)	-0.0079 (0.0063)	-0.0072 (0.0037)
Line 2	-0.0081 (0.0075)	-0.0090 (0.0063)	-0.0108 (0.0037)
Line 3	-0.0067 (0.0077)	-0.0104 (0.0093)	-0.0119 (0.0037)
Line 4	-0.0035 [*] (0.0038)	-0.0084 [*] (0.0036)	-0.0068 ^o (0.0037)
Line 5	-0.0071 (0.0058)	-0.0106 (0.0044)	-0.0086 (0.0029)
Line 6	-0.0090 (0.0041)	-0.0104 (0.0071)	-0.0119 (0.0050)

Note. ^{*}significant difference between CNT and EVA,

^osignificant difference between CNT and PU

[§]significant difference between EVA and PU

DP 구간에서의 평균 수직 변형률은 모든 Line에서 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았지만, CNT 착용이 EVA와 PU 착용에 비해 전체적으로 증가한 것으로 나타나 IP 구간과는 상반되는 결과를 보였다(Table 2).

Table 2. Average axial strain during the DP

	CNT	EVA	PU
Line 1	-0.0106 (0.0030)	-0.0103 (0.0037)	-0.0088 (0.0026)
Line 2	-0.0126 (0.0042)	-0.0094 (0.0053)	-0.0111 (0.0046)
Line 3	-0.0140 (0.0047)	-0.0116 (0.0025)	-0.0137 (0.0047)
Line 4	-0.0094 (0.0029)	-0.0097 (0.0034)	-0.0092 (0.0023)
Line 5	-0.0098 (0.0028)	-0.0090 (0.0022)	-0.0098 (0.0023)
Line 6	-0.0111 (0.0029)	-0.0095 (0.0067)	-0.0086 (0.0056)

2) 평균 전단 변형률

구간별 평균 전단 변형률은 IP 구간과 DP 구간의 모든 Line에서 CNT 착용이 EVA와 PU 착용에 비해 상대적으로 감소한 것으로 나타났다(Table 3, Table 4).

Table 3. Average shear strain during the IP

	CNT	EVA	PU
Line 1	0.2007 (0.0681)	0.2078 (0.0814)	0.2176 (0.0643)
Line 2	0.1791 (0.0679)	0.1814 (0.0897)	0.1945 (0.0681)
Line 3	0.1783 (0.0663)	0.1887 (0.0883)	0.2217 (0.0756)
Line 4	0.1578 (0.0805)	0.1618 (0.0821)	0.1738 (0.0682)
Line 5	0.1876 (0.0712)	0.1835 (0.0881)	0.2146 (0.0782)
Line 6	0.1818 (0.0755)	0.1891 (0.0855)	0.2043 (0.0790)

Table 4. Average shear strain during the DP

	CNT	EVA	PU
Line 1	0.2007 (0.0681)	0.2078 (0.0814)	0.2176 (0.0643)
Line 2	0.1791 (0.0679)	0.1814 (0.0897)	0.1945 (0.0681)
Line 3	0.1783 (0.0663)	0.1887 (0.0883)	0.2217 (0.0756)
Line 4	0.1578 (0.0805)	0.1618 (0.0821)	0.1738 (0.0682)
Line 5	0.1876 (0.0712)	0.1835 (0.0881)	0.2146 (0.0782)
Line 6	0.1818 (0.0755)	0.1891 (0.0855)	0.2043 (0.0790)

2. 시점별 발목관절의 내변 각도

LD, PF, MF 시점에서의 발목관절 내변 각도는 통계적으로 유의한 차이는 나타나지 않았지만, 모든 시점에서 CNT 착용이 EVA와 PU 착용에 비해 상대적으로 큰 각도를 보인 것으로 나타났다(Table 5).

Table 5. Inversion angle

(unit: deg)

	CNT	EVA	PU
LD	167.31 (4.47)	164.88 (6.23)	164.90 (5.29)
PF	174.88 (3.61)	173.60 (4.77)	172.67 (5.64)
MF	175.87 (3.57)	175.02 (4.69)	174.48 (5.82)

3. 하지 분절의 선속도

LD 시점에서의 대퇴와 하퇴 중심의 선속도는 좌우, 전후, 수직의 모든 방향에서 통계적 유의차가 나타나지 않았다(Table 6).

Table 6. Linear Velocity of the lower extremity (unit: m/s)

	CNT	EVA	PU
x	0.25 (0.10)	0.22 (0.11)	0.22 (0.09)
Thigh y	0.59 (0.08)	0.61 (0.08)	0.59 (0.11)
z	-2.65 (0.08)	-2.67 (0.10)	-2.65 (0.11)
x	0.17 (0.11)	0.14 (0.10)	0.17 (0.11)
Shank y	0.55 (0.10)	0.50 (0.12)	0.52 (0.15)
z	-2.06 (0.10)	-2.13 (0.16)	-2.13 (0.16)

4. 무릎관절 각속도

LD 시점과 MF 시점에서의 무릎관절 각속도는 인솔 착용에 따른 통계적 유의차가 나타나지 않았다(Table 7).

Table 7. Angular velocity of the knee joint (unit: deg/s)

	CNT	EVA	PU
LD	-366.87 (53.08)	-351.30 (80.71)	-355.29 (47.93)
MF	1.35 (37.14)	17.51 (29.31)	10.99 (38.94)

5. 최대 수직지면반력 및 부하율

DP 구간에서의 최대 수직지면반력과 부하율은 모두 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았다(Table 8).

Table 8. Peak VGRF & Loading rate (unit: %BW, N/sec)

	CNT	EVA	PU
Peak VGRF	4.10 (0.33)	3.91 (0.51)	3.82 (0.65)
Loading Rate	109.92 (30.84)	92.92 (18.14)	91.75 (22.32)

IV. 논 의

IP 구간에서의 평균 수직 변형률은 CNT 착용이 EVA와 PU 착용에 비해 전체적으로 감소되는 경향을 보였으며, 특히 Line 4에서는 통계적인 유의차가 나타났다. IP 구간은 착지 후 충격력이 최대가 되는 구간으로써 Kang과 Chae(2010)의 연구에서는 무릎관절의 안정성 유지와 충격력 제어를 위해 대퇴사두근이 중요한 역할을 수행하는 것으로 보고되었다. 본 연구의 결과에

서 CNT 착용 시 대퇴의 변형률이 감소된 것으로 보아 CNT 소재가 대퇴의 근육 조율에 효과적인 것으로 판단된다. DP 구간에서의 평균 수직 변형률은 모든 Line에서 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았지만, CNT 착용이 EVA와 PU 착용에 비해 전체적으로 증가한 것으로 나타나 IP 구간과는 상반되는 결과를 보였다. 이러한 이유는 변형률 분석이 2차원적 분석으로 이루어졌기 때문에 DP 구간에서의 무릎 굴곡에 의한 2차원 좌표의 오차로 인하여 실질적인 변형률이 반영되지 못한 것으로 판단된다. 따라서 추후 연구에서는 변형률에 대한 3차원 분석이 필요할 것으로 사료된다.

구간별 평균 전단 변형률은 IP 구간과 DP 구간의 모든 라인에서 CNT 착용이 EVA와 PU 착용에 비해 상대적으로 감소한 것으로 나타났다. 이러한 결과는 CNT 소재의 인솔이 외부 충격에 의한 대퇴의 좌우 흔들림을 조율하는데 효과적인 소재인 것으로 판단된다.

시점별 발목관절의 내변 각도는 통계적으로 유의한 차이는 나타나지 않았지만, 모든 시점에서 CNT 착용이 EVA와 PU 착용에 비해 상대적으로 큰 각도를 보인 것으로 나타났다. 이러한 결과는 CNT 소재의 인솔이 착지 동작에서 발생하는 충격력에 의한 발목관절의 내변을 적절히 제어하는 것으로 사료된다.

LD 시점에서의 대퇴와 하퇴 중심의 선속도는 좌우, 전후, 수직의 모든 방향에서 통계적 유의차가 나타나지 않았다. 이러한 결과는 각기 다른 소재의 인솔 착용이 하지분절의 선속도 변화에 직접적인 영향을 미치지 못한 것으로 판단된다.

시점별 무릎관절의 각속도에서는 인솔 착용에 따른 통계적 유의차가 나타나지 않았다. Decker, Torry, Wyland, Sterett과 Steadman(2003)의 연구에서는 착지 시 전달되는 충격을 최소화하기 위해 하지 관절의 가동 범위와 각속도가 증가한다고 보고 하였으나, 본 연구에서는 인솔의 소재 차이가 무릎관절의 각속도 변화에 직접적인 영향을 미치지 못한 것으로 판단된다.

DP 구간에서의 최대 수직지면반력과 부하율은 모두 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았다. 이러한 결과는 Kim et al.(2012)의 탄소나노튜브 물성 연구에서 보고된 바와 같이 탄소나노튜브의 물성은 기존 EVA 소재에 비해 매우 우수하지만, 미세한 탄소나노튜브 입자가 발포체의 공극을 소멸시켜 내부 치밀도를 높임으로써 외부의 충격을 흡수할 수 있는 구조적 형태를 만들지 못한 것으로 사료된다.

V. 결 론

본 연구의 목적은 탄소나노튜브를 기반으로 하는 충격흡수 인솔이 인체의 충격 완충과 근육 조율에 미치는 생체역학적 변인을 분석하는 데 있다. 본 연구를 수행한 결과, 탄소나노튜브

인솔 착용이 변형률과 발목 내변각도에 있어서 대퇴의 근육 조울 및 발목의 안정성 확보에 효과적인 것으로 나타났으나, 하지의 선속도와 각속도 변화에는 직접적인 영향을 미치지 않는 것으로 나타났다. 또한 수직지면반력과 부하율 감소에 있어서도 긍정적인 효과가 나타나지 않았다. 이러한 결과는 앞서 언급한 바와 같이 미세한 탄소나노튜브 입자가 발포체의 공극을 소멸시켜 내부 치밀도를 높임으로써 외부의 충격을 흡수할 수 있는 구조적 형태를 만들지 못한 것으로 사료된다.

따라서 인솔 개발에 있어서 충격력 제어를 극대화하기 위해 발포체의 공극을 유지할 수 있는 방법을 모색하는 것이 중요하다고 판단되며, 차후 이러한 요소에 대한 생체역학적 연구가 필요할 것으로 사료된다.

참고문헌

- Abdel-Aziz, Y., & Karara, H. M.(1971). *Direct linear transformation from comparator coordinates in object-space coordinates in close range photogrammetry*. Proceedings of the ASP Symposium of Close-Range Photogrammetry. Urbana, IL.
- Cao, A., Dickrell, P. L., Sawyer, W. G., Ghasemi-Nejhad, M. N., & Ajayan, P. M.(2005). Super-compressible foamlike carbon nanotube films. *Science*, 310, 1307-1310.
- Clement, D. B., Taunton, J. E., Smart, G. W., & McNicol, K. L. (1981). A survey of overuse running injuries. *Physical and Sports Medicine*, 9, 47-58.
- Cook, S. D., Brinker, M. R., & Mahlon, P.(1990). Running shoes, their relation to running injuries. *Sports Medicine*, 10, 1-8.
- Decker, M. J., Torry, M. R., Wyland, D. J., Sterett, W. I., & Steadman, J. R.(2003). Gender differences in lower extremity kinetics, kinematics, energy absorption during drop landing. *Clinical Biomechanics*, 18, 662-669.
- James, S., Bates, B., & Ostermig, L.(1978). Injuries in runner. *The American Journal of Sports Medicine*, 6, 40-50.
- Kang, N. J., & Chae, W. S.(2010). Effect of sports taping on impact forces and muscle tuning during drop landing. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, 20(2), 175-182.
- Kim, J. W., & Chae, W. S.(2012). The comparative analysis on mechanical property test of carbon nanotube-based shock absorbers. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, 22(2), 237-242.
- Suhr, O., Koratkar, N., Koblinski, P., & Ajayan, P.(2005). Viscoelasticity in carbon nanotube composites. *Journal of Nature Materials*, 4, 134-137.
- van Mechelen, W.(1992). Running injuries, a review of the epidemiological literature. *Sports Medicine*, 14, 320-335.
- Wood, G.(1982). *Data smoothing and differentiation procedures in biomechanics*. In R. L. Terjung (Eds.), *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 10, 308-362. Lexington, MA: D.C. Health and Company.