가방 하중의 크기와 방식에 따른 척추 정적 자세의 변화

박용현 · 김영관 · 김윤혁

경희대학교 공과대학 기계공학과

Alteration of the Static Posture of Spine under Different Types and Amounts of Loading

Yong Hyun Park, Young-Kwan Kim and Yoon Hyuk Kim

Department of Mechanical Engineering, School of Engineering, Kyung Hee University

(Received February 24, 2011. Accepted April 18, 2011)

Abstract: The aim of this study was to investigate the alteration of lumbar spine and trunk postures on different load-carrying types and amounts under static loading. Two load-carrying types(unilateral carrying: UC vs. bilateral carrying: BC) and four different loads(0, 5, 10, and 15 kg) were randomly tested in this study. Carrying a heavy bag would affect human body posture, specifically lumbar spine curvature, which is considered as one of sources of back problems. Previous studies have not paid attention to the approach of the multisegment model of the lumbar spine and trunk. This study separated two compartments of trunk segment(the lumbar and thorax) in the analysis. The multisegment model of the lumbar spine in addition to Helen-Hayes marker set was used. Eight motion analysis cameras and a force plate were utilized. Ten male subjects(mean mass, 70.6 ± 3.97 kg; mean height, 178 ± 4.18 m) having no musculoskeletal disease participated in this study. We analyzed trunk angles in three anatomical planes and the spinal curvature in sagittal and frontal planes. Increased loading in both UC and BC significantly resulted in increases in trunk forward lean but only UC induced increases in trunk lateral lean. In addition, increased loading in BC produced flatten lumbar curvature in sagittal plane. As far as coupling motion, subjects tended to use axial rotation of the lumbar spine in transverse plane in response to increased UC loading. Finally, it is concluded that the increased static loading in UC rather than in BC tends to causes combined alterations of the spinal postures(sagittal and transverse planes together), which would be vulnerable to improper mechanical stresses on the spine.

Key words: biomechanics, spine kinematics, load carrying, trunk posture, coupling motion

I. 서 론

가방은 물건을 넣어 메고 다닐 수 있게 만든 도구로써, 어린 학생, 등산객, 군인, 회사원 등 남녀노소 누구나 일상적

으로 사용하는 생활용품이다. 최근 학생들의 수업교재, 회사원의 업무, 여성들의 생활용품 등의 증가로 가방의 무게가 점점 무거워 지고 있다. 어깨에 멘 가방 무게가 일정수준 이상 증가하면 인체자세와 보행패턴이 바뀐다고 알려져 있다[1]. 이러한 인체자세와 보행패턴의 변화가 지속될 경우 척추변형을 일으키거나 허리통증의 원인으로 작용할 수도 있다[2]. 이와 같이 가방메기에 대한 인체 영향 평가는 매우 중요하기 때문에 많은 연구자들이 생체역학 실험, 사용자 설문 조사 및 인터뷰 등을 통하여 다양한 접근을 시도하였다[1,3].

가방을 메는 때 인체에 작용하는 부하의 영향은 생체역학적 평가 방법을 통해 측정될 수 있다[4]. 기존 연구는 가방무게 증가나 무게중심의 위치를 변화시켜 가면서 정적인 자세에서

Corresponding Author : 김윤혁

경희대학교 공과대학 기계공학과, 경기도 용인시 기흥구 서천동 1번지 446-701

TEL: +82-31-201-2028 / FAX: +82-31-202-8106

E-mail: yoonhkim@khu.ac.kr

본 연구는 기초기술연구회의 재원으로 2009 국가 아젠다 사업(National Agenda Project)의 지원(P-10-JC-LU41) 및 문화체육관광부의 스포츠산업기술개발사업에 의거 국민체육진흥공단의 국민체육진흥기금을 지원받아 연구되었음.

의 몸통전방기울기, 척추만곡, 양쪽어깨기울기, 골반기울기 등을 측정하거나[5-7], 가방을 멘 상태에서 보행중의 동작 변화를 조사하였고[8], 또한 척추기립근과 복근의 근활성도를 분석하여 요추에 작용하는 부하를 예측하기도 하였다[9].

근골격계 질환의 예방차원에서 적절한 가방 무게를 찾는 연구들도 발표되었다. Devroey 등[5]과 Hong과 Brueggemann [10]은 일정 시간 동안 보행을 한 후 자세 변화를 분석하여 가방 무게가 체중 대비 10% BW(Body Weight; BW)를 초과하지 않는 것이 좋다고 하였고, Chansirinukor 등[11]은 보행자세 분석을 통해, Hong과 Cheung[12]은 근전도 신호의 피로도 측정을 통하여 가방 적정무게는 15% BW 이하가 좋다고 하였다. 또한 Li 등[14]과 Al-Khabbaz 등[9]도 각각 무게 증가에 따른 보행 후 자세 변화와 근전도를 분석하여 가방 무게는 20% BW이하가 적절하다고 제안하였다.

최근 한 연구는 무거운 가방을 어깨에 댈 때 몸통 강직성(stiffness)이 증가하여 근골격계의 부상을 야기할 수 있다고 하였다[15]. 또한, Birrell 등[8]은 가방 하중 증가에 의한 신체 변화 양상을 측정하기 위해서 가방을 멘 후 골반과 하지 분절의 움직임, 두 분절의 상대적 움직임 등을 변인으로 분석하였다. 이와 같이 많은 연구자들이 무거운 가방의 인체영향성 평가를 수행하였지만, 대부분 몸통을 하나의 강체로 정의한 후 몸통 전체의 움직임을 분석하였다. 그러나 이러한 연구 방법은 요추가 수직응력(normal stress)뿐만 아니라 전단응력(shear stress)이나 비틀림 응력(torsional stress)을 받으며 움직이는 사실을 고려할 때[16] 흉추와 요추를 포함한 몸통의 세밀한 움직임을 연구하기 어렵다는 한계를 갖는다. 또한 Fowler 등[17]은 한쪽 어깨에 멘 하중에 따라 흉추와 요추의 움직임이 전두면과 시상면에서 다르게 나타난다고 보고 하였다. 이 연구는 흉추와 요추의 움직임을 구분하였다는 점에서 중요한 의미를 갖지만, 흉추와 요추의 수평면 움직임을 분석하지 못했다는 한계점을 가지고 있다. 또한 요추 마커의 수가 적어(3개) 자세한 분절사이각 변화는 파악할 수 없었다.

따라서 본 연구의 목적은 우선 흉추와 요추로 구분된 3차원 몸통 인체 기구학 모델을 이용하여 하중이 어깨에 작용할 때 흉추와 요추에서 발생하는 기구학적 변인의 변화가 전체 몸통 기구학 변인 변화에 어떻게 영향을 미쳤는지 파악하는데 있다. 이를 위해 본 연구에서는 몸통과 흉추 그리고 요추의 전방기울기(trunk forward lean), 측방기울기(trunk lateral lean), 요추만곡, 요추분절사이각들의 변화를 조사하였다. 이때 실험 조건으로는 두 가지 가방메기 방식(양쪽메기(bilateral carrying: BC)와 한쪽메기(unilateral carrying: UC))과 4가지 하중 무게(0 kg, 5 kg, 10kg, 15 kg)를 선택하였다.

II. 연구방법

1. 피험자

피험자는 요추 및 하지의 근골격계 질환이 없는 건강한 대학생 남자 중에서 체중이 70 kg 내외인 10명이었다. 이들의 평균 체중은 70.6 kg(± 3.97 kg)으로 어깨에 멘 부하와 체중에 대한 비율이 서로 비슷하였다. 피험자의 신체적 특성은 표 1과 같다. 모든 피험자는 실험 참가 전 실험에 대한 설명

표 1. 피험자 신체 특성(평균 $\pm$ 표준편차)

Table 1. Physical characteristics of subjects(Mean $\pm$ StDev)

Gender	Sample Size	Age(yrs)	Height(cm)	Weight(kg)
Male	10	22 $\pm$ 1.49	178 $\pm$ 4.18	70.6 $\pm$ 3.97

그림 1. (a) 등에 붙인 반사마커의 위치, (b) 요추 분절각도, (c) 몸통 전방기울기 및 (d) 몸통측방기울기, (e) 흉추분절측방기울기, (f) 흉추분절축회전, (g) 요추분절측방기울기와 (h) 요추분절축회전

Fig. 1. (a) Locations of reflective markers on the back, (b) Inter-segment angles of Lumbar Spine, (c) trunk forward lean, (d) trunk lateral lean, (e) lumbar lateral lean, (f) lumbar axial rotation, (g) thorax lateral lean, (h) lumbar axial rotation

을 듣고 자발적으로 실험 참가 동의서에 서명한 후 실험에 참여하였다.

2. 장비

동작 분석을 위해 8대의 적외선 카메라로 구성된 3차원 동작분석시스템(Hawk® System, Motion Analysis System, Santa Rosa, CA)을 이용하여 신체에 부착된 반사마커 데이터를 획득하였다(100 Hz 획득률). 자세변인들을 산출하기 위해 반사마커를 이용하여 몸통 분절을 정의하였고[18-20], 요추만곡의 변화를 정량화하기 위하여 요추 부위 L1, L2, L3, L4, L5, L1왼쪽, L1오른쪽에 마커 7개를 추가하였다(그림 1). 가방을 실험에 사용하면 등과 요추에 붙인 마커들이 가려지기 때문에 본 연구에서는 웨이트 트레이닝 운동기구인 덤벨 디스크를 이용하여 그림 2와 같은 방법으로 가방을 대체하였다. 끈을 가지고 덤벨 디스크를 결박한 후 어깨 끈을 짧게 조절하여 요추 마커가 가리지 않도록 조절하였고, 피부에 압박이 적게 가해지도록 가능한 넓은 끈을 사용하여 어깨에 맬 수 있도록 하였다. 가방 무게 조건은 웨이트 트레이닝 운동기구인 5 kg의 덤벨 디스크 3개를 이용한 5 kg, 10 kg, 15 kg이었다. 그리고 가방이 없는 조건(0 kg)은 통제조건으로 정의되었다.

그림 2. 두 가지 가방메기 방식: 양쪽메기(BC), 한쪽메기(UC)

Fig. 2. Two load carrying types; bilateral carrying(BC), unilateral carrying(UC)

후 실험자가 하지 및 골반에 21개 반사마커와 몸통에 요추 집중 마커셋(7개)을 포함한 16개의 반사마커를 부착하였다.

가방메기 방법은 두 가지로 하나는 양쪽 어깨에 하중을 주는 방법(양쪽메기: bilateral carrying, BC)이고, 다른 하나는 한쪽 어깨(오른쪽)만 하중을 주는 방법(한쪽메기: unilateral carrying, UC)이었다. 피험자가 하중을 메지 않고 선 자세(upright posture)를 30초간 측정한 후 통제조건(0 kg)이라 정의하였다. 3회 반복 실시한 후 평균값을 대표값으로 사용하였다. 같은 방법으로 BC방법과 UC방법일 때 무게를 변화시켜가면서 측정하였다. 세 가지 하중 조건은 무작위로 배정하여 무게에 의한 피로도의 영향을 배제하였다. 바닥에 발뒤꿈치 위치를 표시하여 바로 선 자세의 발 위치를 일정하게

232

3. 실험 순서

본 연구의 실험 절차는 다음과 같다. 10명의 피험자는 7가지 실험 조건(2가지 하중방식 × 3가지 무게와 통제조건)을 임의의 순서로 반복하여 수행하였다. 먼저 피험자는 타이즈 바지를 입고 상의를 탈의한 후 해부학적 자세를 취하였다. 그

그림 3. 서로 다른 무게조건(5 kg, 10 kg, 15 kg)에서 가방메기 방식에 따른 시상면에서의 요추만곡 곡선

Fig. 3. Lumbar spinal curvature in sagittal plane in each condition(5 kg, 10 kg, 15 kg) comparing the non-weight-bearing stand(0 kg)

위치시킬 수 있도록 하였고, 전방에 표식을 설치하여 시선도 고정시킬 수 있도록 하였다.

4. 데이터 분석

3차원 동작분석 프로그램(Cortex® ver.1.3, Motion Analysis System, Santa Rosa, CA, USA)과 수치해석 프로그램(MATLAB R2009a, The MathWorks™, MA, USA)을 이용하여 인체분절각을 계산하였다. 바로 선 자세에서 조건별 몸통의 1) 전방기울기, 2) 측방기울기, 요추의 3) 만곡과 4) 분절사이각, 그리고 흉추와 요추의 5) 수평면 축회전 및 6) 측방기울기를 계산하고 비교하였다. 몸통의 움직임을 세분화하기 위하여 전상장골극(anterior superior iliac spine; ASIS)과 후상장골극(posterior superior iliac spine; PSIS) 부위에 붙인 마커를 사용하여 골반선(그림 1의 ③)을 정의하였고, L1의 좌우측에 붙인 마커를 연결한 요추선(그림 1의 ②)과 골반선(그림 1의 ③)을 이용하여 요추를 구분하였다. 그리고 흉추를 양 어깨 위의 마커를 연결한 어깨선(그림 1의

①)과 요추선(그림 1의 ②)으로 구분하였다. 이때 각분절의 기울기와 회전각은 하위분절을 기준으로 한 상대각으로 정의되었고 전방기울기는 시상면에서 두 분절의 수직축, 측방기울기는 전두면에서의 좌우축, 그리고 회전각은 수평면에서의 좌우축을 기준으로 계산되었다(그림 1). 결과는 각 조건들의 값에서 통제 조건 값을 뺀 변화각으로 표시하였다.

요추부에는 6개 반사마커(L1, L2, L3, L4, L5, S1)를 이용하여 각 실험조건에서 요추전만(lordosis) 형태가 어떻게 변화하는지를 알아보았다. θ_1 은 S1-L5-L4 마커를 이용하여 정의한 분절사이각으로 요추의 하단이고, θ_2 는 L5-L4-L3, θ_3 은 L4-L3-L2, θ_4 는 L3-L2-L1 마커들을 이용하여 정의되며, θ_4 는 요추 상단부 분절사이각이다(그림 4).

통계분석은 일원반복측정분산분석과 이원반복측정분산분석을 사용하여 가방 메는 방법과 가방무게에 따른 주효과 및 상호작용을 조사하였다. 무게에 따른 주효과가 감지되면 Bonferroni의 다중비교방법을 통해 각 무게조건 간의 평균값을 비교하여 주효과의 원인을 찾아내었다. 모든 표본을 대상으로 Mauchly의 구형성 검정(sphericity test)을 실시하였고, 구형성 가정에 위배되었을 때 Huynh-Feldt 보정법을 통해 유의확률을 얻어내었다[21]. 전체 통계의 유의 확률은 0.05이었다.

III. 결 과

본 연구에서는 가방 무게가 증가할 때 척추 자세가 어떻게 변화하는지를 알아보기 위해 가방 메는 방법과 하중의 크기를 달리하였다. 몸통은 요추와 흉추 두 분절로 구분하였고, 추가적인 마커를 요추 부위에 부착하여 요추만곡 변화를 구체적으로 살펴보았다.

1. 몸통전방기울기와 몸통측방기울기

몸통전방기울기는 BC방법에서 각각 $4.16 \pm 3.04^\circ$ (5 kg), $5.99 \pm 3.50^\circ$ (10 kg), $8.15 \pm 7.40^\circ$ (15 kg)로 유의하게 증가하였다($p < 0.01$). 사후분석(Post hoc test)으로 행해진 Bonferroni 다중비교 결과 각기 다른 하중조건(5 kg, 10 kg,

그림 4. 서로 다른 무게조건(5 kg, 10 kg, 15 kg)에서 요추 분절사이각 변화(Fig. 1(b)), * θ_4 에서 통계적으로 유의한 상호작용이 발견됨 Fig. 4. Changes in intersegment angles of the Lumbar Spine (Fig. 1(b)), *indicates that a significant interaction was detected at θ_4 ($P < 0.05$)

표 2. 가방을 메는 방법과 무게 증가에 따른 몸통전방기울기(TFL)와 측방기울기(TLL) 변화

Table 2. Changes in trunk forward lean(TFL) and trunk lateral lean(TLL) according to load-carrying types and amount of loading

		5 kg	10 kg	15 kg
TFL	BC*	$4.16 \pm 3.04^{**}$	$5.99 \pm 3.50^{**}$	$8.15 \pm 7.40^{**}$
	UC*	1.02 ± 2.43	2.75 ± 2.34	7.23 ± 7.75
TLL	BC	-0.25 ± 1.10	0.15 ± 1.13	0.05 ± 2.26
	UC*	1.03 ± 1.26	2.24 ± 1.53	$3.13 \pm 2.50^\dagger$

(+): anterior, opposite side of load carrying; *represents a significance of loading amount($p < 0.05$), **represents a significant mean difference from the mean of control condition(0 kg) ($p < 0.05$), †represents a significant mean difference from the means of 0 kg & 5 kg conditions($p < 0.05$)

15 kg)에서 나온 몸통전방기울기는 통제조건(0 kg)과 비교하여 유의하게 컸지만, 하중조건 별 비교에서 유의한 차이가 나타나지 않았다. 역시 UC방법에서도 각각 $1.02 \pm 2.43^\circ$ (5 kg), $2.75 \pm 2.34^\circ$ (10 kg), $7.23 \pm 7.75^\circ$ (15 kg)로 전방기울기가 유의하게 증가하였다($p < 0.05$). 하지만, 사후분석결과 각 하중조건 별로 평균값의 유의한 차이가 없었다(표 2).

몸통측방기울기는 BC방법에서 무게 조건에 따라 유의한 차이($p = 0.91$)가 없었지만 UC방법에서는 무게가 증가할수록 하중 반대 방향으로 측방기울기가 유의하게 증가하였다($p < 0.01$). 사후분석 결과 15 kg 무게를 들 때의 몸통측방기울기값이 통제조건(0 kg)($p < 0.01$)과 5 kg의 무게조건($p < 0.05$)일 때의 값들보다 유의하게 크게 나왔다(표 2). 또한 10 kg일 때의 평균값은 통제조건 값보다 유의하게 컸으나($p < 0.01$), 다른 조건(5, 15 kg)의 평균값들과 통계적으로 유의한 차이가 없었다.

2. 요추만곡과 분절사이각

요추 반사마커의 위치좌표를 시상면 상에 투영하여 각 실험 조건에서 자세변화를 살펴보았다. 그림 3은 요추 반사마커들의 시상면 좌표값(수평축값)을 표시한 그래프들이며, 요추만곡(L1에서 S1까지) 변화를 비교하기 위해 각 무게조건 별로 나타내었다. 이때 하중을 메지 않은 통제조건(0 kg)과 함께 표시하였다. 무게가 증가할수록 BC방법에서는 요추만곡이 전방으로 퍼지는 경향이 나타났다. 이는 하중 증가에 따라 분절사이각들이 감소되는 결과로 설명될 수 있다(그림 4). 하지만 UC방법에서는 하중의 무게가 5 kg일 때 L1마커의 위치가 전방으로 조금 이동하는 경향을 보이나 15 kg일 때 다시 통제조건과 비슷한 만곡 형태를 보였다. 따라서 무게증가에 따른 분절사이각들의 통계적인 변화는 없었다(그림 4).

그림 4에서 상, 하위 분절사이각들의 변화를 보면, 하위 분절사이각(θ_1 과 θ_2)들은 하중증가에 따라 메는 방법에 상관없이 비슷한 경향을 나타냈다. 반면 흉추에 가까운 상위 분절사이각(θ_3 과 θ_4)들은 하중증가에 따라 메는방법에서 서로 다른 경향을 보였으나, θ_4 에서만 메는 방법과 무게에 따라 유의한 상호작용($F(3,21) = 4.09$, $p < 0.05$)이 나타났다. 이것은 무게 증가에 따라 BC방법의 θ_4 값이 유의하게 감소한 반면($p < 0.05$), UC방법의 θ_4 값은 감소하지 않았기 때문이다.

3. 요추 및 흉추의 수평면 축회전과 측방기울기

몸통의 수평면 축회전과 측방기울기는 수평면과 관상면에서 골반선, 요추선, 어깨선 을 이용하여 분석되었다. 결과는 통제조건을 기준으로 실험 조건 별 변화각으로 표시하였다. 수평면 상에서 골반선을 기준으로 한 요추분절의 축회전은 반시계 방향의 회전을 양의 값으로 표시하였다. BC방법일 때 무게가 증가함에 따라 $-0.13 \pm 0.96^\circ$ (5 kg), $-0.51 \pm 1.32^\circ$

그림 5. 수평면과 관상면에서 하위 분절을 기준으로 한 흉추(a, c)와 요추(b, d)의 회전각(통제조건 시 회전각으로 표준화)

Fig. 5. the changes of the rotation angle of thorax(a, c) and lumbar(b, d) on transverse plane and on frontal plane(normalized by the control condition); *represent a significant mean different from the means of 0 kg & 5 kg conditions($p < 0.05$)

(10 kg), $-0.92 \pm 1.74^\circ$ (15 kg)로 유의한 변화가 없었으나, UC방법일 때는 $2.19 \pm 1.46^\circ$ (5 kg), $3.65 \pm 1.95^\circ$ (10 kg), $4.66 \pm 0.99^\circ$ (15 kg)로 반시계 방향으로 회전하며 유의한 변화가 나타났다($p < 0.01$) (그림 5(b)). 수평면 상에서 요추선을 기준으로 한 흉곽분절의 측방기울기는 BC방법과 UC 방법 모두 통계적으로 유의한 차이가 없었다(그림 5(a)). 또한 관상면 상에서 골반선을 기준으로 요추분절의 기울기, 요추선을 기준으로 한 흉곽분절의 기울기 모두 무게에 따라 유의한 차이가 없었다(그림 5(c)와 (d)).

IV. 고 찰

최근 많은 연구자들이 가방메기의 생체역학적 영향 평가를 수행하였지만[1-3] 대부분의 연구들은 몸통 분절을 허리부터 어깨까지 하나로 해석하여 세부적인 척추 자세를 분석하기에

한계점을 갖고 있었다. 본 연구에서는 이러한 문제점을 보완하고자 몸통을 흉추(thorax)와 요추(lumbar)로 나누고, 요추부에 집중 마커를 부착하여 분절사이각을 파악하였다.

본 연구의 결과를 살펴보면 몸통의 전방기울기와 측방기울기는 가방을 메는 방법(BC방법과 UC방법)에 따라 다르게 나타났다. BC방법에서는 무게가 증가함에 따라 몸통전방기울기만 증가한 반면, UC방법에서는 측방기울기와 전방기울기 모두 증가하였다(표 2). BC방법에서는 양 어깨에 동일하게 하중이 작용하기 때문에 측방기울기 변화가 없었고, 뒤로 발생하는 허리의 신전모멘트를 보상하기 위하여 몸통을 앞으로 숙이기 때문에 전방기울기 차이만 발생하였다. 하지만 UC방법에서는 좌우불균형을 극복하기 위해 시계 반대방향으로 몸통을 회전하였다(표 2), 이는 하중 작용선을 신체 중심선에 더 가까이 붙여 저항 모멘트를 줄이기 위한 노력으로 보였다. 이때 몸통자세의 변화를 흉추와 요추로 구분하여 기술하였다. 흉추는 수평면과 전두면에서의 유의한 변화가 없었으나, 요추는 수평면상에서 반시계방향의 유의한 회전 움직임이 발생하였다. 즉, 몸통은 정적하중에 반응하면서 요추와 흉추가 서로 다른 복합적인 자세변화를 일으켰다.

요추 자세변화를 보면 하중이 증가할수록 UC방법보다 BC방법에서 요추전만이 커지고 만곡은 평평해졌다(그림 3). 이러한 현상은 스쿼트(squat)운동 연구에서도 보고되었으며, 요추에서 전단력(shear force)을 감소시키기 위한 보상작용으로 여겨진다[22]. 따라서 요추 분절사이각들도 무게가 증가할 때 작아진다. UC방법의 경우 하중이 증가할수록 BC방법에서 얻어진 기구학적 변화와 다르게 반응하였다(그림 3). 한쪽어깨에 무거운 가방을 메는 경우 시스템이 무게를 견디기 힘들어 지기 때문에 새로운 적응 기전이 나타난 것으로 생각된다.

본 연구결과에서는 다른 가방 연구결과에서 볼 수 없었던 복합적 자세변화(coupling motion)를 볼 수 있었다. 즉, 요추와 흉추의 자세 변화가 단순하게 하나의 해부학적 평면 상에서만 이루어지는 것이 아니고, 3차원 공간상에서 복합적으로 발생하였다. 무게 증가에 따라 UC방법에서는 몸통의 전방기울기가 변화하였지만 요추의 전방기울기는 변화하지 않았다. 즉 UC방법에서는 흉추전방기울기로 인하여 전체몸통 전방기울기가 발생하였다. 또한 좌우 불균형을 보정하기 위하여 요추의 측회전도 수반되었다.

이와 같은 과도한 하중이 작용할 때 척추의 복합적인 자세변화는 기존 연구에서도 언급되었으며, 경사진(oblique) 형태로 배열된 등 근육들이 척추자세에 관여하기 때문에 나타나는 현상으로 판단되었다[23]. 또 Baisden 등[24]은 척추의 복합적 움직임은 노화에 따라 증가하게 되며, 비정상적인 동작 진단을 설명하기 위해 사용될 수 있을 것이라고 주장하였다. 즉, BC방법과는 달리 UC방법에서 발생하는 수직

축 방향 회전은 기존에 척추가 지닌 시상면 하중에 수직축을 중심으로 전단력이 더해질 것이다. 본 연구에서 밝혀진 것처럼 한 쪽 가방메기 때 일어나는 몸통의 측면기울기와 측회전은 요추 질병의 중요한 위험 요인 중 하나이기 때문에 각별한 주의가 필요하다[25,26].

인체의 근골격계 질환을 예방하기 위한 적절한 가방 무게를 찾으려는 기존의 연구들은 가방을 땀 때 유의한 자세변화를 일으키는 무게값을 기준으로 가방무게의 적절성을 판단하였다[5,10-14]. 본 연구에서는 무게 증가에 따른 몸통 기구학적 변인을 분석한 결과 BC방법에서 15 kg의 하중이 작용할 경우 요추만곡과 분절사이각에서 유의한 변화를 보였고, UC방법에서 10, 15 kg의 하중에서 유의한 수평면 회전각 변화를 보였다. 따라서 15 kg(체중 대비 약 21%)의 하중은 BC방법과 UC방법 모두에서, 10 kg(체중 대비 약 14%)의 하중은 UC방법에서 몸통자세의 변화를 일으키며, 이러한 몸통자세의 변화는 근골격계 질환의 원인을 찾기 위한 단서가 될 수 있을 것이다.

V. 결 론

본 연구는 몸통을 흉추와 요추로 구분하여 두 개 분절의 움직임을 3차원 공간상에서 파악할 수 있는 모델에 적용하였고, 가방을 메는 방법과 무게에 따라 몸통의 전방기울기, 측방기울기, 요추만곡, 분절사이각, 두 분절(요추, 흉추)의 기울기와 회전각을 분석하였다.

가방 무게가 증가 할 때 BC방법과 UC방법 모두 몸통전방기울기가 증가하는 경향을 나타냈으나, 각각 다른 기전에 의해 발생한 것으로 판단되었다. BC방법에서 요추의 변화에 의해서만 몸통전방기울기가 발생한 데 반하여, UC방법에서는 요추의 측방기울기와 측회전, 그리고 흉추의 전방기울기 변화에 의해 발생하였다. 즉, 한쪽 어깨에 메는 가방은 요추의 측방기울기와 측회전각 변화를, 그리고 흉추의 전방기울기 변화를 일으켰다. 이렇듯 척추에서 굴곡과 측회전각 변화가 동시에 발생하므로 하중에 따른 척추 영향 평가 시 복합적 자세변화를 반드시 고려해야 할 것으로 판단된다. 본 연구 결과는 지속적인 가방메기로 인해 발생할 수 있는 만성적 자세 변형과 요통 등의 상관성을 평가할 때 중요한 근거가 될 수 있을 것이며, 척추의 구체적인 하중 적응 패턴과 척추 시뮬레이션 연구의 기초 자료로 제공될 수 있을 것이다.

참고문헌

- [1] Lindstrom-Hazel, D., "The backpack problem is evident but the solution is less obvious," *Work*, vol. 32, no. 3, pp. 329-338, 2009.
- [2] Smith, B., Ashton, K.M., Bohl, D., Clark, R.C., Metheny,

- J.B., and Klassen, S., "Influence of carrying a backpack on pelvic tilt, rotation, and obliquity in female college students," *Gait Posture*, vol. 23, no. 3, pp. 263-7, 2006.
- [3] Brackley, H.M., and Stevenson, J.M., "Are Children's Backpack Weight Limits Enough?: A Critical Review of the Relevant Literature," *Spine*, vol. 29, no. 19, pp. 2184-2190, 2004.
- [4] Kim, J.Y., Park, J.S., and Cho, Y.J., "Biomechanical Measuring Techniques for Evaluation of Workload," *J. Erg. Soc. Korea*, vol. 29, no. 4, pp. 445-453, 2010.
- [5] Devroey, C., Jonkers, I., de Becker, A., Lenaerts, G., and Spaepen, A., "Evaluation of the effect of backpack load and position during standing and walking using biomechanical, physiological and subjective measures," *Ergonomics*, vol. 50, no. 5, pp. 728-742, 2007.
- [6] Negrini, S., and Negrini, A., "Postural effects of symmetrical and asymmetrical loads on the spines of schoolchildren," *Scoliosis*, vol. 2:8, pp.1-7, 2007.
- [7] Brackley, H.M., Stevenson, J.M., and Selinger, J.C., "Effect of backpack load placement on posture and spinal curvature in prepubescent children," *Work*, vol. 32, no. 3, pp. 351-360, 2009.
- [8] Birrell, S.A., and Haslam, R.A., "The effect of military load carriage on 3-D lower limb kinematics and spatiotemporal parameters," *Ergonomics*, vol. 52, no. 10, pp. 1298-304, 2009.
- [9] Al-Khabbaz, Y.S.S.M., Shimada, T., and Hasegawa, M., "The effect of backpack heaviness on trunk-lower extremity muscle activities and trunk posture," *Gait Posture*, vol. 28, no. 2, pp. 297-302, 2008.
- [10] Hong, Y. and Brueggemann, G., "Changes in gait patterns in 10-year-old boys with increasing loads when walking on a treadmill," *Gait Posture*, vol. 11, pp. 254-259, 2000.
- [11] Chansirunukor, W., Wilson, D., Grimmer, K., and Dansie, B., "Effects of backpacks on students: measurement of cervical and shoulder posture," *Aust. J. Physiother.*, vol. 47, no. 2, pp. 110-116, 2001.
- [12] Hong, Y., and Cheung, C., "Gait and posture responses to backpack load during level walking in children," *Gait Posture*, vol.17, no. 1, pp. 28-33, 2003.
- [13] Hong, Y., Li, J.X., and Fong, D.T.-P., "Effect of prolonged walking with backpack loads on trunk muscle activity and fatigue in children," *J. Electromyogr. Kines.*, vol. 18, no. 6, pp. 990-996, 2008.
- [14] Li, J.X., Hong, Y., and Robinson, P.D., "The effect of load carriage on movement kinematics and respiratory parameters in children during walking," *Eur. J. Appl. Physiol.*, vol. 90, pp. 35-43, 2003.
- [15] Singh, T. and Koh, M., "Lower limb dynamics change for children while walking with backpack loads to modulate shock transmission to the head," *J. Biomech.*, vol. 42, no. 6, pp. 736-742, 2009.
- [16] Fathallah, F.A., Marras, W.S., and Parnianpour, M., "An assessment of complex spinal loads during dynamic lifting tasks," *Spine*, vol. 23, no. 6, pp. 706-16, 1998.
- [17] Fowler, N.E., Rodacki, A.L., and Rodacki, C.D., "Changes in stature and spine kinematics during a loaded walking task," *Gait Posture*, vol. 23, no. 2, pp. 133-41, 2006.
- [18] de Leva, P., "Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters," *J. Biomech.*, vol. 29, no. 9, pp. 1223-30, 1996.
- [19] Kim, Y.H., Yang, G.T., and Mun, M.S., "Motion analysis of treadmill walking with various slopes at a normal speed," *J. of Biomed. Eng. Res.*, vol. 18, no. 1, pp.71-78, 1997.
- [20] Sohn, R.H., Choi, H.S., Son, J.S., Hwang, S.J., and Kim, Y.H., "The Comparison of Overground Walking and Treadmill Walking According to the Walking Speed: Motion Analysis and Energy Consumption," *J. of Biomed. Eng. Res.*, vol. 30, no. 3, pp. 226-232, 2009.
- [21] Field, A., *Discovering statistics*, Wiltshire, UK: SAGE Publications Ltd., 2000
- [22] Vacheron, J.J., Poumarat, G., Chandezon, R., and Vanneuville, G., "Changes of contour of the spine caused by load carrying," *Surg. Radiol. Anat.*, vol. 21, no. 2, pp. 109-113, 1999.
- [23] Little, J., Percy, M., and Adam, C., "Coupled rotations in the lumbar spine-are these a consequence of passive spinal anatomy?," in *Proc. 7th International conference on Modelling in Medicine and Biology*, New Forest, United Kingdom, 2007, pp. 83-92.
- [24] Edmondston, S.J., Aggerholm, M., Elfving, S., Flores, N., Ng, C., Smith, R., and Netto, K., "Influence of posture on the range of axial rotation and coupled lateral flexion of the thoracic spine," *J. Manip Physiol Ther.*, vol. 30, no. 3, pp. 193-9, 2007.
- [25] Baisden, J.L., Stemper, B.D., Barnes, D., Yognandan, N., and Pintar, F.A., "Normative Lumbar Spine Coupling Relationships between Axial Rotation and Lateral Bending," *The Spine J.* vol. 10, no. 9, pp. S124-S124. 2010.
- [26] Marras, W.S. and Granata, K.P., "Spine loading during trunk lateral bending motions," *J. Biomech.*, vol. 30, no. 7, pp. 697-703, 1997.