

자세 균형 제어 시 동요의 강도와 관절 반발력의 상관관계

서민좌*(성균관대 대학원 기계공학과), 조원학(성균관대 대학원 기계공학과), 최현기(성균관대 기계공학부)

Correlation between sway magnitude and joint reaction force during postural balance control

M. J. Seo (Mechanical Eng. Dept. SKKU), W. H. Cho (Mechanical Eng. Dept. SKKU), H. K. Choi (Mechanical Eng. Dept., SKKU)

ABSTRACT

The purpose of this study was to calculate three dimensional angular displacements, moments and joint reaction forces of the ankle joint during the waist pulling, and to assess the ankle joint reaction forces according to different perturbation modes and different levels of perturbation magnitude. Ankle joint model was assumed 3-D ball and socket joint which is capable of three rotational movements. We used 6 cameras, force plate and waist pulling system. Two different waist pulling systems were adopted for forward sway with three magnitudes each. From motion data and ground reaction forces, we could calculate 3-D angular displacements, moments and joint reaction forces during the recovery of postural balance control. From the experiment using falling mass perturbation, joint moments were larger than those from the experiment using air cylinder pulling system with milder perturbation. However, JRF were similar nevertheless the difference in joint moment. From this finding, we could conjecture that the human body employs different strategies to protect joints by decreasing joint reaction forces, like using the joint movement of flexion or extension or compensating joint reaction force with surrounding soft tissues. Therefore, biomechanical analysis of human ankle joint presented in this study is considered useful for understanding balance control and ankle injury mechanism.

Key Words : balance control(균형제어), falls(넘어짐), joint moment(관절의 모멘트), joint reaction force(관절의 반발력), waist pulling(허리 당김), joint injury(관절 상해)

1. 서론

넘어짐(falls)은 노화나 특정 질환으로 인한 체내 자세 제어 시스템의 감퇴로 인해 발생하게 되며 노인인구의 증가와 더불어 주된 문제로 대두되고 있다¹. 실제로 미국에서는 매 해마다 65 세 노인의 3 명 중 한 명 꼴로 넘어짐을 경험한다고 보고가 있으며, 이러한 넘어짐을 경험한 사람들 중 20~30% 거동이 불편하게 되는 심각한 상해(injury)를 입게 되거나 조기 사망의 위험이 증가하는 것으로 알려져 있다². 최근까지 인위적으로 지면의 동요, 미끄러짐, waist pulling, push 등의 상황을 유발시키거나 장애물을 놓음으로써 넘어짐과 균회복에 관한 연구들이 진행되어 왔다. 지면의 동요 시 발생하는

연구에서는 Nashner 등³, Winter 등⁴ 이외에도 균형 회복 과정 및 전략을 이해하기 위한 많은 연구들이 진행되었으며 특히 Runge 등⁵은 직립자세에서 플랫폼을 후 방향으로 동요시켜 관절각도, 모멘트를 비교하여 관절의 토크에 의한 움직임의 해석이 자세 균형을 해석하기 위한 유용한 방법임을 주장하였다. 그러나 이전 연구에서 제시한 자세 균형 제어 시 관절에서 발생하는 모멘트는 2 차원적 해석에 국한된 것으로 실제 관절의 움직임과는 다소 차이가 있다. 또한 최근 Pai 등⁶과 Rosers 등⁷은 직립자세에서 waist pulling을 행하여 노인과 그렇지 않은 피험자의 자세 균형유지에 대해 비교하였으나 관절에서 발생하는 기구학적 운동학적 해석에 대한 언급은 없었다. 하지의 관절 중 발목관절은 flexion-

extension, abduction-adduction 그리고 inversion-eversion의 기구학적 움직임이 일어나는 복합 관절축(multi-joint axis)을 가지고 있으며 이들을 고려하기 위해서는 3 차원적 해석이 필수적이다⁸. 이전 연구에서 발목관절 복합체(ankle joint complex)는 두 개 관절의 조합으로 이루어져 있다고 가정하고 이들을 두 개의 힌지(hinge) 관절로 설명하였다⁹. 하지를 해석함에 있어 발목관절 복합체를 단순한 1 자유도 힌지 관절로 해석하거나 3 자유도를 가진 볼 앤 소켓(ball and socket) 관절로 모델링 해왔다¹⁰. 이러한 모델은 발목의 기구학적 운동학적 해석에 기본이 되고 있다. 오늘날 발목의 상해(injury)는 미국에서만 하루에 10,000 명의 비율로 나타나고 있을 정도로 중요한 인체 부위이다¹¹. Hintermann와 Nigg¹²는 상해의 많은 부분이 발목의 과도한 기구학적 움직임과 접촉력에 있다고 기술하였다. 따라서 본 연구에서는 발목의 3 차원 모델을 이용하여 모션 분석과 외력측정을 통하여 두 가지의 서로 다른 방식의 waist pulling perturbation 시 발목 관절에서 발생하는 3 차원 각 변위, 3 차원 모멘트 그리고 3 차원 JRF(Joint reaction force)에 대해 기술하고자 한다.

2. 방법

본 연구에서는 실험을 두 가지로 나누어 행하였다. 먼저, 첫 번째 실험에서는 과거에 이과학적(otologic), 신경학적(neurologic), 그리고 정형외과적(orthopedic) 질환을 앓았던 적이 없는 정상인 20 대 남성 3 명 (age range: 26-27; height range: 170-181cm; weight range: 63-86kg)을 대상으로 실험을 수행하였으며 이들 인체 측정 데이터를 Table 1 에 나타내었다. 모션 분석과 외력 측정을 위하여 6 대의 카메라를 가진 VICON 동작 분석기(Oxford Metrics, USA)와 지면 반발력 측정기를 동시화하여 사용하였으며 피험자에 전방향 동요를 주기 위하여 waist pulling system 을 사용하였다. 첫 번째 실험에서 사용한 waist pulling system 은 Fig. 1 에 나타낸 바와 같이, 공압 실린더, 압축기(compressor) 그리고 스위치로 구성되어 있으며, 피험자의 허리와 실린더 끝에 줄을 연결하여 전 방향으로 줄을 당겼다가 놓는 장치이다. 이 때 스위치를 on-off 하여 줄을 순간적으로

	Subject	Age	Weight(kg)	Height(cm)
실험 1	AJK	26	63	181
	JHB	27	71	172
	LJS	27	86	170
실험 2	JJH	29	60	170

Table 1 Anthropometrical data of subjects

당겼다가 놓음으로써 피험자에게 동요를 주게 되는데, 이는 피험자의 균형회복에 방해가 되지 않도록 하기 위함이다. 피험자가 지면 반발력 측정기 위에 올라서서 발을 어깨넓이만큼 벌리고 서 있을 때 압축기의 공압을 4 psi, 5 psi, 6 psi 의 세 크기로 증가시켜 동요를 주고 그 때 피험자의 모션과 지면 반발력을 측정하였다. 이 때 팔은 앞으로 긴 자세로 하여 움직이지 않게 하였다. 세 크기의 동요에 대해 각각 5 번씩 반복하여 실험하였으며 피험자에 동요를 주기 1 초 전부터 시작하여 피험자가 균형을 회복한 뒤 1 초까지의 실험 데이터를 해석에 사용하였다.

공압을 이용하여 피험자에 동요를 준 경우 순간적인 동요를 유발하기 때문에 피험자의 움직임이 크지 않아 모멘트 값도 작을 것으로 판단하여 좀 더 큰 움직임을 유발할 수 있는 실험을 하나 더 수행하였다.

두 번째 실험에서는 20 대 남성 1 명을 대상으로 하였으며, 피험자의 허리 전 방향으로 추를 연결하여 중력방향으로 추를 떨어뜨려 피험자에게 동요를 주는 waist pulling system 을 사용하였다. 첫 번째 실험과 마찬가지로 피험자가 지면 반발력 측정기 위에 올라서서 발을 어깨넓이만큼 벌리고 서 있을 때 2kg, 3kg, 4kg 의 질량을 가진 추를 떨어뜨려 추가 떨어질 때부터 피험자가 균형을 회복할 때까지 모션분석과 지면 반발력을 측정하였다. 두 번째 실험은 첫 번째 실험과 동요를 주는 방식만 바꿨을 뿐, 다른 조건은 모두 같다.

발목의 모델은 flexion-extension, abduction-adduction 그리고 inversion-eversion 의 세 방향의 회전운동을 고려하여 3 자유도를 가진 볼 앤 소켓 관절로 가정하였다. 관절의 중심은 발목의 내측 및 외측 복사뼈(malleolus bone)을 잇는 선의 가운데 점으로 정하였다. 발목관절의 해석의 유용성을 위해서 족부의 세부적인 관절의 움직임은 없다고 가정

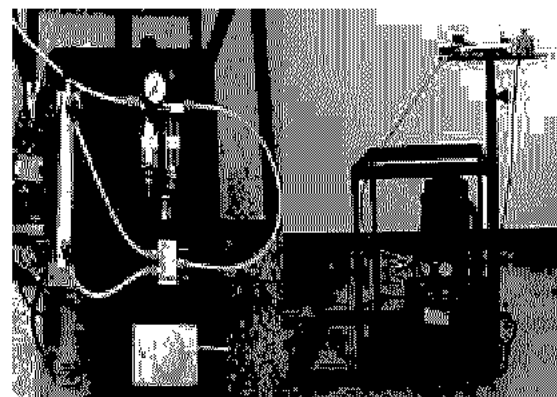


Fig. 1 Waist pulling system using the air compressor

하여 전체를 강체(rigid body)로 가정하였다.

기준좌표계는 실험실에 고정되어 있으며 모든 좌표는 기준좌표계를 통하여 기술된다. 모션분석기로부터 기준좌표계에 관하여 기술된 3 차원 좌표를 얻었고, 지면 반발력 측정기로부터 외력의 3 차원 성분과 하중 중심의 2 차원 값을 얻었다. 이러한 데이터로부터 계산하고 결과를 도출하기 위하여 MATLAB 으로 프로그래밍하였다.

하지의 3 차원위치와 방향을 결정하기 위하여 14 개의 지름이 15mm 인 표면 마크를 각 피험자의 골반(pelvis)에 4 개, 무릎에 4 개, 양쪽 복사뼈에 각각 1 개 그리고 족부에 4 개를 부착 하였다. 이 점들은 Cappozzo 등¹³이 기술한 해부학적 표시점(anatomical landmark)이고 표면마크를 부착하기 용이한 곳이기도 하면서 올바르게 뼈의 움직임을 기술할 수 있도록 좌표계를 정의할 수 있는 점이기도 하다.

인체내의 해부학적 지역좌표계(anatomical localreference frame)는 인체를 기준으로 보았을 때 측방향(lateral direction)을 Z 축, 윗방향(superior direction)을 Y 축 그리고 앞방향(anterior direction)을 X 축으로 정하였다.

발목 관절의 운동학적 분석의 요소로서 첫번째로 고려해야 할 것은 외력이다. 외력은 실험 시 지면 반발력측정기에 의해서 측정 가능하며, 측정되어지는 값은 실험실에 고정된 기준좌표계에서 상대적으로 기술된 3 차원 힘의 성분과 2 차원 인체 전체의 영향에 의한 COM의 값이다. COM의 값 역시 기준좌표계에서 상대적으로 기술되나 작용점은 지면 반발력측정기의 평면임으로 항상 Z 좌표 값은 없다. 두 번째로 포함시켜야 할 사항으로서는 족부의 각가속도 및 가속도의 영향이다. 본 연구에서는 족부를 지면에서 떨어지지 않도록 하여 균형제어 실험을 수행했으나 발뒤꿈치가 들리는 등과 같은 족부의 움직임도 고려하였다. 또한 족부 중심에 작용하는 중력의 영향 또한 고려하였다. 중력의 방향은 기준좌표계의 Z 축과 일치한다고 가정하였다. 발목관절의 총 모멘트는 외력과 족부의 움직임, 즉 가속도 및 각가속도 그리고 중력의 영향을 고려하여 계산하였다. 또한 외력과 중력, 가속도를 고려하여 관절에 작용하는 JRF(Joint reaction force)에 대해서 구하였다. 이 JRF는 인체의 무게의 관성에 의해서 발생하는 것으로 근수축력(muscle contraction force)를 고려하지 않은 힘이다.

3. 결과 및 토의

본 연구에서는 발목의 3 차원 모델을 이용하여 4~6 psi의 세 가지 공압 크기로 피험자를 당겼을 경

우와 2~4 kg의 추를 떨어뜨려 실험을 했을 경우에 대해 관절의 3 차원 각 변위와 모멘트, JRF를 구하였으며 이 중 4psi 와 6psi의 공압으로 피험자에게 동요를 줄 때와 4kg의 추를 사용하였을 때의 3 차원 각 변위, 모멘트를 Fig. 2-5 에 제시하였다. 피험자에게 동요를 주기 1 초 전부터 피험자가 균형 회복한 후 1 초 까지의 시간을 1 로 표준화(normalization)하였다. Fig 2, 4 에서 각 변위, 모멘트 그래프 모두 피험자 JHB는 굵은 dash line, AJK는 점선, 그리고 LJS는 굵은 실선으로 표시하였다. 관절의 X, Y, Z 축 변위가 양수이면 각각 inversion, adduction, dorsiflexion을 뜻한다. 초기 값이 0 이 아닌 것은 처음 서있을 당시 이미 관절이 inversion, aductio, dorsiflexion 되어 있음을 뜻한다. 초기 값이 피험자 마다 다른 것은 서 있는 자세가 저마다 다르기 때문이다. 피험자 중 JHB의 경우 동요의 크기가 4~6psi로 증가함에 따라 관절의 변위는 inversion-eversion, adduction-abduction, dorsiflexion-plantarflexion에 대해 각각 3° ~8°, 1° ~ 2°, 1° ~ 3°의 변화를 보였다(Fig. 2). 또한 AJK는 2° ~ 5°, 1.5° ~ 2.5°, 5° ~ 8°, LJS는 3° ~ 4°, 2° ~ 3°, 5° ~ 5°의 변화를 보여 LJS의 경우dorsiflexion-plantarflexion에서는 큰 변화가 없었음을 할 수 있다. 여기서 주목할 것은 피험자에 전방향 동요를 주었음에도 불구하고 피험자의 앞-뒤 각변위인 dorsiflexion-plantarflexion의 변화량이 다른 변위에 비해 그리 크지 않다는 것이다.

추를 중력 방향으로 떨어뜨려 피험자에게 동요를 주는 실험에서 관절의 변위는 추의 무게가 2~4kg을 증가함에 따라 inversion-eversion, adduction-abduction, dorsiflexion-plantarflexion에 대해 각각 2° ~3°, 1° ~ 3°, 1° ~ 10°의 변화를 보여, 공압을 이용한 실험에 비해 전체적으로 큰 변위를 나타냈다(Fig. 3). 두 번째 실험에서는 inversion-eversion, adduction-abduction의 변화량도 작지 않았으나, dorsiflexion-plantarflexion의 변화량이 지배적이었다. 따라서 순간적으로 동요가 가해질 때는 평면적 해석보다는 3 차원적 해석이 요구된다고 할 수 있다.

모멘트는 모션분석기와 지면 반발력 측정을 동시화하여 계산되었다. 그래프에서 초기 값이 0 이 아닌 것은 직립 상태에서 피험자에 작용하고 있는 모멘트를 기준으로 하여 변화하는 모멘트를 제시하였기 때문이다. 압축기의 공기압력을 4~6psi 로 증가시켜 피험자에게 동요를 주었을 때 모멘트 변화량은 피험자 JHB 의 경우 X, Y, Z 축 각각 10~15 Nm, 3.5~4.5 Nm, 25~30 Nm 이었고, AJK 는 3~4 Nm, 0.5~1.5 Nm, 25~38Nm, LJS 는 -3~5 Nm, 2~1.5 Nm, 50~58 Nm 로 나타냈다(Fig. 4). X, Y, Z 축 중 Z 축 모멘트 변화량이 대부분 가장 크고 체중이 큰 순서대로 큰 값을 보이고 있다. 그러나 X와 Y축의 경우

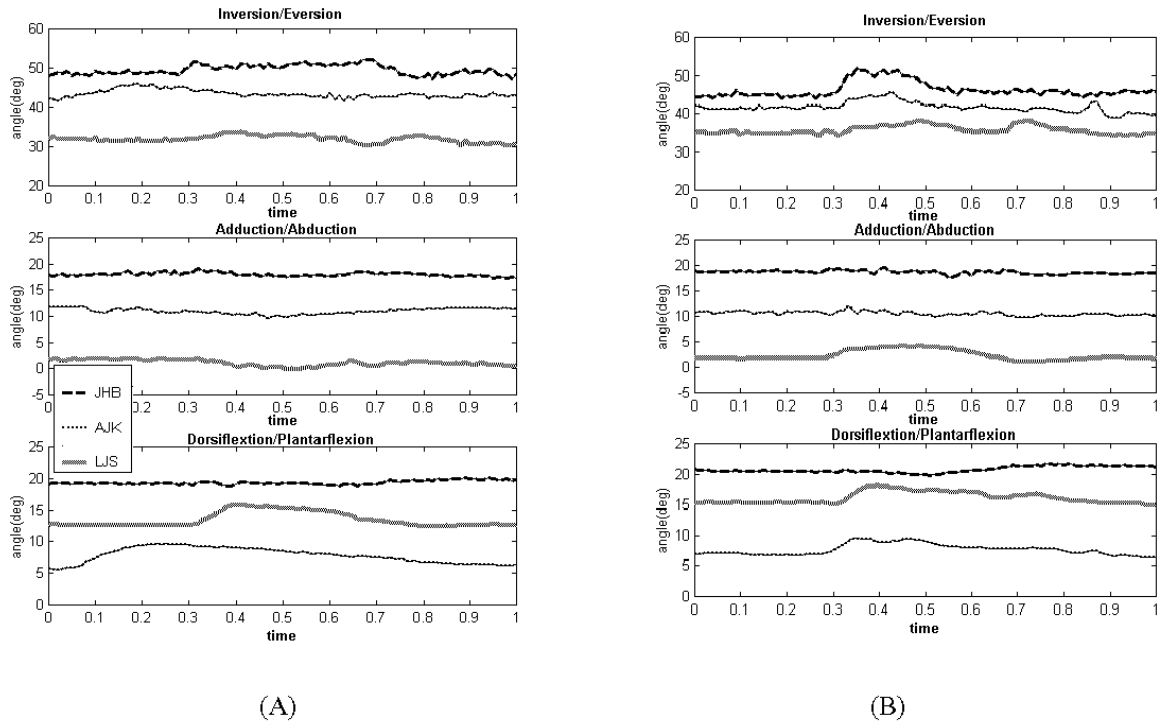


Fig. 2 Three-dimensional angular displacement of ankle joint during waist pulling at 4, 6psi (Y-axis: degree, X axis: time, A: air pressure of compressor is 4psi, B: air pressure of compressor is 6psi)

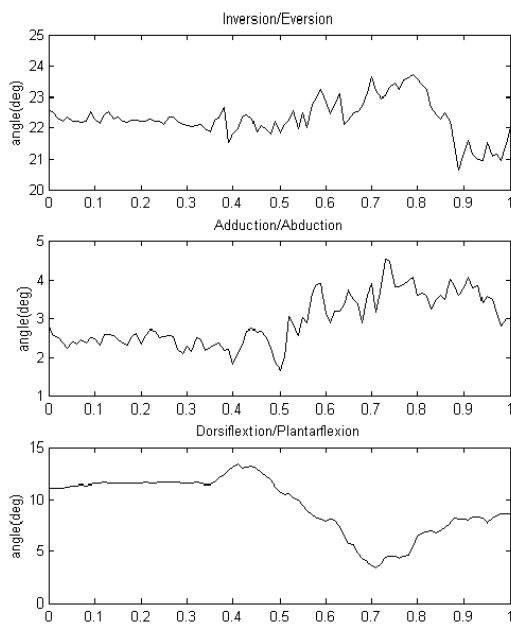


Fig. 3 Three-dimensional angular displacement of ankle joint during waist pulling at 4kg (Y-axis: degree, X-axis: time)

세 피험자 중 중간 정도의 체중을 가진 JHB 가 가장 큰 값을 보이고 있다. 이는 균형 회복 시 개인 습관에 따른 차이라고 할 수 있겠으며, 다른 피험자들과 달리 LJS 가 X 축 모멘트에서 음수의 값을 보인 것도 이러한 원인에 기인한다고 볼 수 있다.

한편, 추를 떨어뜨려 실험했을 때 모멘트 결과는 Fig. 5 에서처럼 추의 질량이 2~4kg 으로 증가함에 따라 X 축, Y 축, Z 축 각각 7~20 Nm 1~ 8 Nm, 30~70 Nm 가 증가하여 4kg 의 추를 사용한 경우가 압축기 공기압력을 이용한 첫 번째 실험의 값들에 비해 더 큰 값을 나타냈다.

JRF 는 근육의 수축력을 고려하지 않은 관절의 접촉력으로 지면 반발력과 중력 및 족부 움직임을 고려하여 계산하였다. 또한 피험자의 몸무게의 변화를 감안 하여 값을 제시하기 위하여 몸무게로 표준화하여 나타내었다. Y 축 접촉력은 발목관절의 좌표에서 수직력에 해당하고 X 축은 앞 뒤의 전단력, Z 축은 좌우의 전단력을 의미한다. 기구학적 운동학적 데이터 부호는 반 시계 방향과 좌표축의 방향이 양(+)이 된다. JRF 는 Y 축 방향(수직력)이 체중으로 인해 가장 크게 나타났으며 JHB 을 제외한 나머지 피험자들은 앞, 뒤 전단력과 좌, 우 전단력 초기 값이 0 에 가깝다. 피험자에 가해지는 동요의 크기가 증가함에 따라 피험자 JHB 은 X, Y, Z 축에 대해

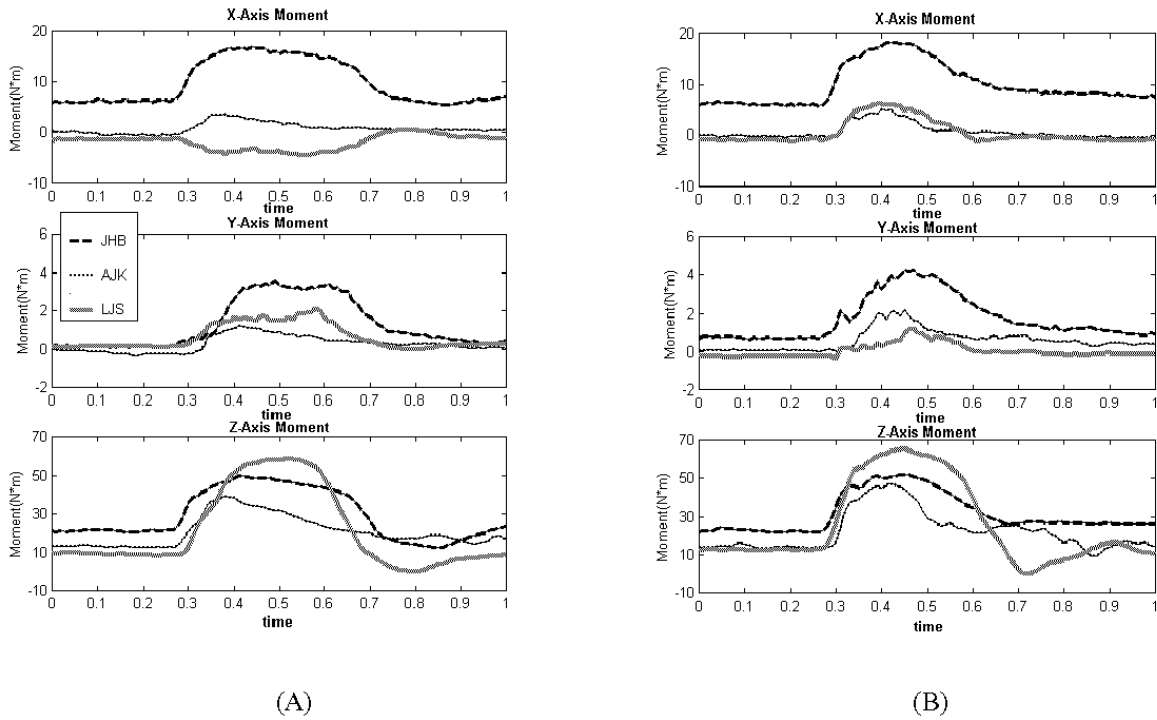


Fig. 4. Three-dimensional moment of ankle joint during waist pulling at 4, 6psi (Y-axis: Nm, X-axis: time A: air pressure of compressor is 4psi, B: air pressure of compressor is 6psi)

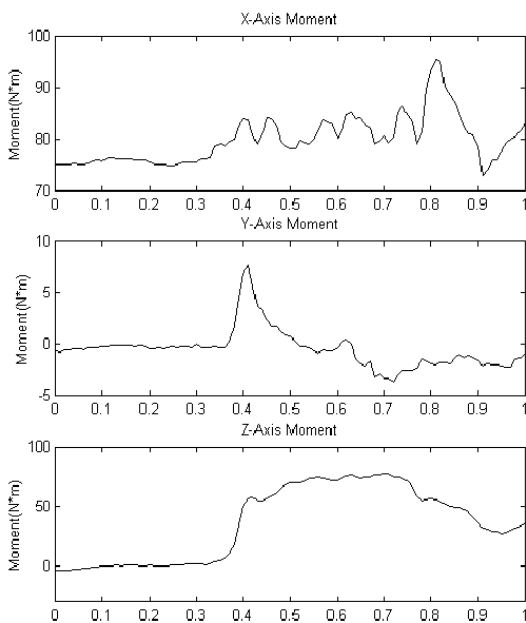


Fig. 5 Three-dimensional moment of ankle joint during waist pulling at 4kg (Y-axis: Nm, X-axis: time)

각각 체중의 5~8%, 15~20%, 20~20% 변화를 보였다. 또한 AJK는 X, Y, Z 축 각각 체중의 10~15%, 8~10%, 3~30%, LJS는 각각 체중의 12~15%, 15~12%, 15~20%의 변화를 보였다. 피험자 JHB Z축 값 변화량을 제외하고는 X, Y, Z 방향에 상관없이 대부분의 경우 동요의 크기가 증가함에 따라 관절의 반발력이 증가하며 각 피험자마다 체중의 최대 20% 이상의 반발력이 증가하는 것으로 나타났다.

추를 이용한 실험의 결과는 공압을 이용하여 순간적 동요를 준 경우가 X, Y, Z 축 골고루 변화를 보인 것과는 달리 추의 질량이 증가할 때, JRF가 X, Y 축에서 최대 20% 변화하는 것을 알 수 있었다. 그러나 관절의 접촉력 변화량은 모멘트와 비교할 때 많은 차이를 보이지 않는다. 본 연구의 결과에서 추를 이용한 실험에서 변위와 모멘트는 추의 질량이 2~4 kg로 증가할 때 공압을 이용하여 순간적 동요를 준 결과보다 확연히 큰 값을 나타내어, 공압을 이용한 동요의 크기가 추를 이용한 경우보다 좀더 mild하다는 것을 알 수 있다. 그러나 JRF의 결과에서는 두 가지 실험 결과와 비교했을 때 큰 차이를 보이지 않았다.

4. 결론

본 연구에서는 두 가지 다른 동요를 주어 피험자의 모션과 지면 반발력을 측정하는 실험을 수행하였고, 이 데이터를 이용하여 동요의 크기에 따른 각 변위, 모멘트, JRF 를 구하였다. 앞서 방법에서 언급한 것처럼, 공압을 이용하여 동요를 준 첫 번째 실험에서는 모션과 모멘트가 크지 않았기 때문에 추를 이용하여 모멘트를 크게 유발하는 실험을 행하였다. 첫 번째 실험에서는 순간적으로 줄을 당겼다가 놓는 방식이었지만, 추를 중력 방향으로 떨어뜨려 피험자에게 동요를 주는 실험의 경우, 추가 떨어지고 나서도 추의 무게가 계속 피험자의 자세 균형에 영향을 주기 때문에 피험자의 균형 회복 시 방해가 될 수 있다는 차이가 있다.

추를 떨어뜨린 실험의 각 변위 결과에서는 동요를 주는 방향인 전-후 방향의 각 변위가 가장 크게 나왔으나 공압을 이용한 실험에서는 전-후 방향의 각 변위가 다른 방향에 비해 그리 크지 않음을 알 수 있었다. 이로 볼 때 순간적 동요를 주는 경우 그렇지 않을 때 보다 더 3 차원적 해석이 요구된다고 생각된다. 또한 추를 떨어뜨린 실험에서 각 변위와 모멘트는 공압을 이용하여 순간적 동요를 준 결과보다 크게 나왔으나 JRF는 공압을 이용한 실험에 사용되어진 동요의 크기가 조금 더 mild 한 상황임에도 불구하고 거의 비슷하게 나왔다. 이로 볼 때 인체는 외부의 충격이나 동요가 관절에 가해질 때 관절의 굴곡이나 신전과 같은 움직임으로 보완하고 근육, 인대 등의 연 조직(soft tissue)이 충격을 흡수하여 JRF 를 줄이는 것을 알 수 있었으며 균형회복 시 크지 않은 동요에도 좀 더 큰 동요와 같은 효과가 관절에 미칠 수 있음을 예측할 수 있었다.

본 연구에서는 4~6 psi 의 공기압력과 2~4 kg 의 추를 사용하여 waist pulling 시 발목관절의 3 차원 기구학적 움직임에 대한 값의 범위를 정량적으로 제시하였으며 모멘트와 JRF 의 값을 3 차원적으로 제시하였다. 이 값들은 세 가지 크기의 동요에 대한 결과 값들이며 공기 압력을 사용한 경우 동요 크기의 차이에 따라 결과 값의 차이가 많이 차이가 나지 않았다. 이러한 점들은 다양한 크기의 실험을 통해 보완되어야 할 것으로 사료된다. 그러나 이전 연구에서 행해진 실험의 결과와 비교했을 때 큰 동요가 가해지는 상황에서 인체는 관절의 접착력을 줄이기 위해 큰 모션을 취한다는 것을 알 수 있었다. 또한 본 연구에서 제시된 기구학적 운동학적 데이터는 20 대 남성에게 대해 이루어졌으므로 65 세 이상의 노약자와 비교했을 때 확연한 차이가 있을 것으로 예상되며 본 연구에서 제시된 결과는 정상

인에 대한 생체역학적 근거가 될 수 있을 것으로 사료된다.

후 기

본 연구는 한국과학재단 목적기초연구(R08-2003-000-10039-0)지원으로 수행되었음.

참고문헌

1. Kannus, P., Parkkari, J., Koskinen, S., Niemi, S., Palvanen, M., Jarvinen, M., Vuori, I., 1999. Fall-induced injuries and deaths among older adults. *JAMA* 281, 1895-1899.
2. Tinetti, M.E., Speechley, M., and Ginter, S.F., "Risk factors for falls among elderly persons living in the community," *N. Engl. J. Med.*, Vol. 319, no. 26, pp. 1701-1707,
3. Nashner, L., and McCllum, G., "The organization of human postural movements: a formal basis and experimental synthesis," *Behav. Brain Sci.*, Vol. 8, pp. 135-172, 1985
4. Winter, D.A., "Anatomy biomechanics and control of balance during standing and waling," *Wateloo Biomechanics Inc.*, pp.5-32, 1990
5. Runge, C.F., Shupert, C.L., Horak, F.B., and Zajac, F.E., "Ankle and hip postural strategies defined by joint torques," *Gait and Posure*, Vol. 10, pp. 161-170, 1999
6. Pai, Y.C., Rogers, M.W., Patton, J., Cain, T.D., and Hanke, T.A., "Staic versus dynamic predictions of protective stepping following waist-pull perturbations in young older adults," *J. Biomechanics*, Vol. 31, pp. 1111-1118, 1998
7. Rosers, M.W., Hedman, L.D., Johnson, M.E., Martinez, K.M., and Mille, M.L., "Triggering of protective stepping for the control of human balance: age and contextual dependence," *Cognitive Brain Research*, Vol. 16, pp. 192-198, 2003
8. Nordin, M., P. T. and Frankel, V.H., M.D., "Basic biomechanics of the musculoskeletal system," *Lippincott Williams&Wilkins*, 2001
9. Inman, V.T., "The joints of the ankle," *Williams&Wilkins*, 1976
10. Glitsch, U., and Baumann, W., "The three-dimensional determination of internal loads in the lower extremity," *J. Biomechanics*, Vol. 30 pp. 1123-1131, 1997
11. Boruta, P.M., Bishop, J.O., and Braly, W.G., "Acute lateral ankle ligament injuries: a literature review," *Foot Ankle*, Vol. 11, pp. 107-113, 1990
12. Hintermann, B., and Nigg, B.M., "Pronation in runners. Implications for injuries," *Sports Med.*, Vol. 26, pp. 169-176, 1998
13. Cappelzo, A., Catani, F., Croce, U.D., and Leardini, A., "Position and orientation in space of bones during movement: anatomical frame definition and determination," *Clinical Biomechanics*, Vol. 10, pp. 171-178, 1995.