

## 앉은 자세에서 동적 작업을 수행할 때 작용하는 관절 모멘트의 통계학적 해석

정호일, 손권

부산대학교 공과대학 기계공학과

### 초 록

앉은 자세에서 동적 작업을 수행하는 6명의 실험대상자에 작용하는 관절 모멘트에 대해 통계학적인 해석을 수행하였다. 본 연구에서는 곧게 앉은 자세에서 1kg의 물체를 오른손에 들고 가슴 앞쪽에서 어깨 높이로 물체를 왕복으로 움직이는 작업에 대하여 미시간대학 생체역학 실험실에서 얻은 실험자료를 사용하였다. 각 실험대상자에게 동일한 작업을 3번씩 수행하게 하여 얻은 자료를 기초로 3차원 생체역학 모델을 사용하여 손목, 팔꿈치, 어깨관절, 세번째 요추관절, 고관절, 무릎 및 발목과 같은 주요 관절에 작용하는 모멘트를 계산하였다. 관절 모멘트의 실험대상자 사이의 차이와 수행 사이의 차이를 고찰하기 위하여 선형상관계수와 이원분산분석을 적용하였다. 세번째 요추관절에서 가장 큰 크기의 모멘트가 작용하였고 가장 큰 변화량을 나타내었으며, 모멘트와 본 연구에서 시도한 모멘트의 차원을 갖는 량 사이에 선형적인 상관관계를 찾을 수 없었으며, 각 관절에 작용하는 모멘트의 최대값과 변화량은 3번의 수행 사이에서 통계학적으로 동일하지만 6명의 실험대상자 사이에는 통계학적으로 동일하지 않다는 결과를 얻었다.

### 1. 서 론

현대의 고도 산업사회에서 공장 자동화가 보편화됨에 따라 산업현장에서도 앉은 자세로 근무하는 시간이 점차 증가하고 있다. 실제로 직장생활 또는 일상생활에서 앉은 자세로 물체를 들거나 움직이는 동작은 흔히 행해진다. Grieco는 앉은 자세로 여러가지 직업에 종사하는 사람들이 빈번히 목과 허리에 통증을 느낀다고 지적하였다<sup>(1)</sup>. 이러한 통증은 무리한 힘을 가하거나 신체의 균형을 유지하지 못하기 때문에 발생하므로 종사자에게 과도한 하중을 요구하지 않도록 작업환경이 설계되어야 한다.

신체에 작용하는 하중이 어느 정도나 되나 알아보기 위하여 걸거나 서 있는 자세에 관한 연구<sup>(2)</sup>,<sup>(3)</sup>와 더불어 앉은 자세에 관한 연구도 꾸준히 행하여졌다. 그러나, 대부분의 앉은 자세에 관한 연구에서는 의자 등받이가 이루는 경사각이 신체에 미치는 영향을 평가하거나<sup>(4)</sup>, 단말기(video display terminal, VDT) 사용자들의 요추에 작용하는 하중을 추정하는<sup>(5)</sup> 등 주로 인체의 운동이 없는 정적인 자세에 대해 중점적으로 해석되었다. 앉은 자세에서 동적 작업을 다룬 소수의 연구중에서 작업 수행과 관련하여 역학적으로 신체를 모델화하고 신체의 주요 관절에 작용하는 하중의 추정된 연구가 보고되었으나<sup>(6), (7)</sup>, 다수의 작업자에 대해 신체에 가해지는 하중을 변화를 통계학적으로 해석하여 발표한 연구는 거의 없었다.

따라서, 본 연구에서는 앉은 자세에서 동일한 작업을 수행할 때 여러 작업자에 작용하는 하중이 어떠한 통계학적 의미를 갖는가를 선형상관계수와 이원분산분석을 이용하여 규명해 보고자 한다. 앉은 자세에서 오른손으로 질량이 1kg인 물체를 들고 1초의 주기로 몸 앞쪽에서 왕복으로 움직이는 작업에 대해 6명의 대상자들을 통해 얻은 실험결과를 본 연구에서 해석하였다. 각 실험대상자가 작업을 수행하는 동안 신체의 주요 관절에 작용하는 모멘트를 3차원 생체역학 모델을 통하여

계산한 후, 어깨관절, 팔꿈치, 손목, 요추관절, 고관절, 무릎, 발목 등에 작용하는 모멘트의 크기와 선형적인 관계를 갖는 양이 존재하는지를 알아보았다. 또한 관절 모멘트의 변화 양상이 주어진 작업을 3번씩 수행할 때 수행 사이에 차이가 발생하는지와 6명의 실험대상자 사이에 차이가 발생하는지를 통계학적으로 해석하였다.

## 2. 실험

본 연구에서는 미국의 미시간대학 생체역학실험실에서 수행하여 얻은 실험자료를 사용하였다. 실험에 참여한 6명의 남성에게 관한 실험 당시의 인적자료는 표1과 같다.

Table 1. Personal data of subjects.

실험대상자	1	2	3	4	5	6	평균	표준편차
연령(세)	32	23	32	27	25	26	27.5	3.4
신장(cm)	186.0	183.8	175.2	178.5	183.0	170.0	179.4	5.5
체중(kg중)	70.3	77.6	79.6	79.5	74.6	70.8	75.4	3.8

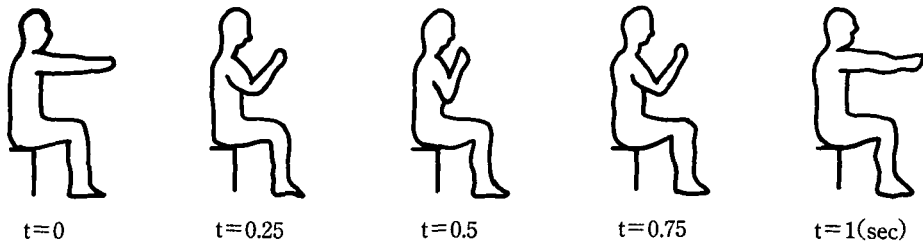


Fig. 1. Task procedure for a complete cycle.

각 실험대상자를 등받이나 팔걸이가 없는 평탄한 목재 의자에 앉힌 후, 의자의 높이를 실험대상자에 따라 조절하여 몸통(trunk)과 허벅지(upper leg), 허벅지와 장딴지(lower leg), 장딴지와 발바닥 사이에 이루는 각도가 모두 직각이 되도록 앉은 자세를 통일하였다. 실험대상자로 하여금 등을 곧게 펴고 앉은 자세에서 오른손으로 질량이 1kg인 물체를 들고 1초 동안에 왕복으로 움직이도록 하였다. 이 때 물체의 수직 위치를 어깨 높이로 유지하도록 요구하였으며, 박자기(metronome)를 사용하여 일정한 작업 속도를 유지할 수 있도록 하였다. 팔을 몸의 앞쪽에서 최대로 오무린 위치와 최대로 뻗은 위치 사이에서 반복적으로 움직이는 작업의 수행과정을 0.25초 간격으로 도시하면 그림 1과 같다. 각 실험대상자에게 동일한 작업을 5번씩 수행하도록 하여 취득된 5개의 자료중에서 작업이 원만하게 수행되었다고 판단되는 3개의 자료를 선별하여 해석하였다.

실험대상자의 신체 운동을 측정하기 위하여 색깔이 서로 다른 프리즘으로 만들어진 5개의 표식을 신체부위에 부착시켜, 프리즘에 반사된 광선으로 표식의 3차원 위치를 300Hz의 추출율(sampling rate)로 얻을 수 있는 운동측정장치(CODA-3)를 사용하였다. 첫번째 표식은 상박(upper arm)의 아래쪽 1/3지점에, 두번째는 팔꿈치 부위에, 세번째는 팔목 부위에, 네번째는 오른쪽 귀 밑의 목 중심 부위에, 그리고 다섯번째 표식은 측면으로 보았을 때 척추의 세번째 요추관절 부위에

부착되었다. 또한 양쪽 발과 바닥 사이의 반력의 크기와 위치는 스트레인게이지 방식인 2대의 반력측정장치(AMTI force plate)를 사용하여 30Hz의 추출율로 측정되었다. 측정된 상체의 운동과 반력의 자료에 포함된 잡음을 제거하기 위하여 절단주파수(cut-off frequency)를 6Hz로<sup>(8)</sup> 두고 Butterworth 저주파통과필터(low-pass filter)를 써서 측정 신호를 처리하였다.

### 3. 관절 모멘트

측정된 상체의 운동과 발반력을 입력 자료로 신체의 주요 관절에 작용하는 모멘트를 개발된 3차원 생체역학 모델<sup>(9)</sup>을 이용하여 계산하였다. 본 연구에서 다룬 작업은 1초의 주기로 행해지므로 한 사이클 동안의 관절 모멘트를 1/30초의 시간 간격으로 계산하였다. 3차원 좌표계의 원점을 세번째 요추관절(third lumbar spine)에 설정하여 신체의 앞쪽을 양의 x축, 뒷쪽을 양의 y축, 오른쪽을 양의 z축으로 규정하였다.

작업 수행시 상체의 운동이 주로 x축 방향으로 행해져 z축 방향의 모멘트에 비하여 x 및 y축 방향의 모멘트의 크기는 상대적으로 무시할 수 있을 정도이므로 본 연구에서는 z축 방향의 모멘트에 대해서만 기술하였다. 표 2에 하중을 계산한 관절과 z축 방향으로 작용하는 모멘트의 부호에 따른 명칭을 나타내었다. 예로 표에서 손목에 작용하는 내전모멘트는 손목을 엄지손가락쪽으로 회전시키며 외전모멘트는 반대방향으로 회전시키는 모멘트를 나타낸다. 신전모멘트는 관절을 펴는 작용을 하며 굴곡모멘트는 관절을 굽히는 작용을 한다. 근골격계의 구조에 따라 팔꿈치, 어깨관절, 고관절 등에서는 +z축 방향의 모멘트가 굴곡모멘트로 작용하며, 세번째 요추관절과 무릎관절에서는 +z축 방향의 모멘트가 신전모멘트로 작용하게 된다.

Table 2. Calculated moments and their sign conventions.

관	절	+	-
손	목	내전(inner rotation)	외전(outer rotation)
팔	꿈	굴곡(flexion)	신전(extension)
어	깨	관	관
세	번째	요	추
관	절	신전(extension)	굴곡(flexion)
고	관	절	관
무	릎	신전(extension)	굴곡(flexion)
발	목	배측굴곡(dorsi-flexion)	저측굴곡(plantar-flexion)

모두 (6명) × (3번 수행)에 해당하는 18 경우의 계산결과를 해석하였으며, 작업을 수행하는 동안 주요 관절에 작용하는 모멘트의 크기, 변화량, 작용 방향 등을 구체적으로 제시하기 위하여 대표적인 결과를 나타내는 한 실험대상자(실험대상자 1)를 선정하여 그에 대한 결과만을 도시하였다.

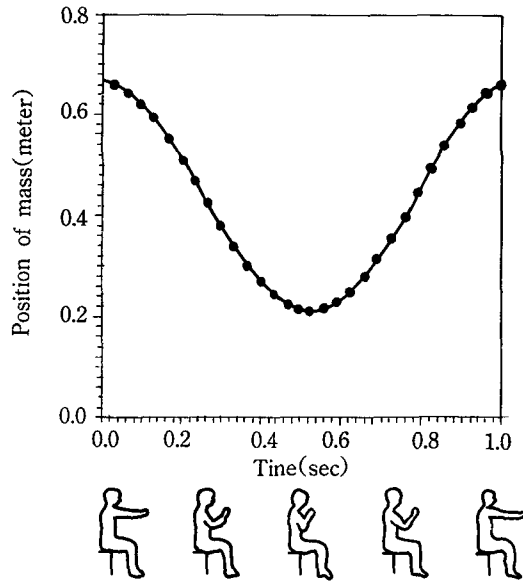


Fig. 2. Trajectory of a weight during a task cycle.

### 3. 1. 실험대상자 1에 대한 관절 모멘트

실험대상자 1에 의해 주어진 작업이 수행되는 동안에 이동되는 물체의 수평위치의 변화를 도시하면 그림 2와 같다. 그림에서 수평축은 시간, 수직축은 세번째 요추관절로부터 x축 방향의 물체의 위치를 나타낸다. 그림의 곡선 위에 첨가한 표식은 1/30초의 시간 간격을 나타내며, 수평축 아래에 도시된 사람 모형은 시간에 따른 실험대상자의 자세를 나타낸다. 이 그림에서 알 수 있듯이 물체는 0.00초에 몸 앞쪽으로 66.8cm의 수평위치에 있으며 이 때 실험대상자는 팔을 최대로 편 자세를 취했다. 0.53초일 때 물체는 몸 앞쪽으로 20.7cm 떨어진 위치에 도달하여 대상자는 팔을 최대로 오무린 자세를 취했다.

그림 3, 4, 5와 6은 각 관절에 작용하는 모멘트의 시간에 따른 변화를 나타낸다. 그림 3은 오른쪽 손목과 팔꿈치, 그림 4는 오른쪽 어깨관절과 세번째 요추관절, 그림 5는 오른쪽 고관절, 무릎과 발목, 그리고 그림 6은 왼쪽 고관절, 무릎과 발목에 작용하는 모멘트를 나타낸다. 수평축은 시간을, 수직축은 표 2에서 정의된 모멘트의 크기를 나타낸다.

그림 3은 손목에 내전모멘트와 외전모멘트가 반복적으로 작용함을 나타낸다. 대부분의 작업수행 과정에서 외전모멘트가 작용하나 물체가 몸쪽에 가까이 이동했을 때는 내전모멘트가 작용함을 알 수 있다. 최대 외전모멘트의 크기는 1.7Nm로 최대 내전모멘트인 0.6Nm의 3배 정도이다. 팔꿈치에도 손목과 마찬가지로 굴곡모멘트와 신전모멘트가 모두 작용하였으며 대부분의 기간동안 신전모멘트가 작용하였다. 최대 신전모멘트는 9.6Nm로 최대 굴곡모멘트 3.0Nm의 3배 정도 달했다. 따라서, 작업 수행시 손목과 팔꿈치에 작용하는 하중에서는 각각 외전모멘트와 신전모멘트가 지배적임을 알 수 있다. 두 관절을 비교할 때 팔꿈치에 작용하는 모멘트의 변화(12.6Nm)가 손목(2.3Nm)의 5배 이상 달했다.

그림 4에서 어깨관절에는 전 과정 동안에 신전모멘트만 작용하였으며, 0.03초 부근에 17.1Nm의

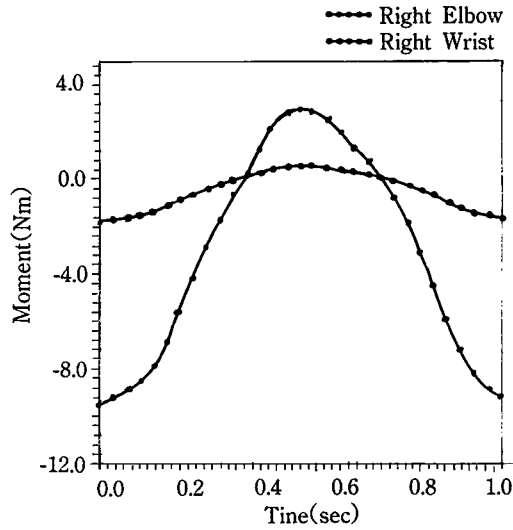


Fig. 3. Moments acting on the right elbow and wrist.

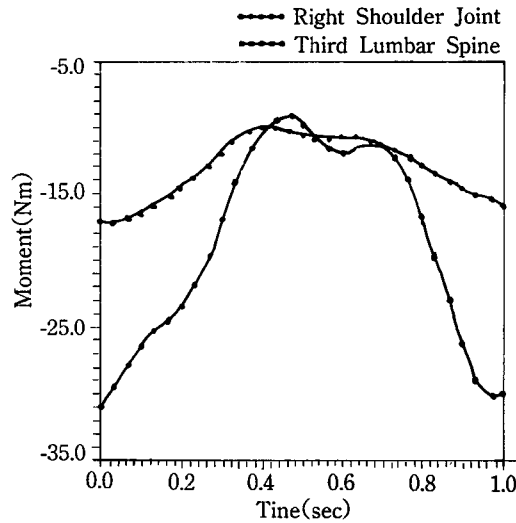


Fig. 4. Moments acting on the right shoulder joint and the third lumbar spine.

최대 모멘트가 작용하였다. 어깨관절은 팔꿈치에 비하여 작용하는 모멘트의 크기는 크나 변화량(7.1Nm)은 작았다. 세번째 요추관절에도 항상 굴곡모멘트만 작용하였으며, 0.47초일 때 31.6Nm의 최대 굴곡모멘트가 작용하였다. 세번째 요추관절은 모두 관절중에서 가장 큰 크기의 모멘트가 작용하였으며 가장 큰 변화량(22.4Nm)을 보였다.

그림 5와 6에서 알 수 있듯이 양쪽 고관절에 굴곡모멘트만이 작용하였다. 최대 모멘트가 작용하는 시점은 모두 물체가 몸에서 가장 멀리 위치했을 때였다. 최대 모멘트의 크기는 각각 11.4 Nm와 23.1Nm로 왼쪽 고관절이 오른쪽에 비하여 2배 정도 큰 모멘트가 작용하였다. 양 쪽 무

릎에서는 신전모멘트만이 작용하였다. 고관절에서와 유사하게 대상자가 팔을 최대한으로 뻗는 시점 부근에서 모멘트의 크기가 최대에 달했으며, 최대 모멘트는 왼쪽에서 8.2Nm로 오른쪽의 4.0Nm에 비하여 2배 정도 큰 모멘트가 작용하였다. 발목에는 배측굴곡모멘트만이 작용하였으며, 최대 모멘트의 크기는 오른쪽에서는 11.2Nm이고 왼쪽에서는 13.6Nm였다. 상기에 기술한 바와 같이 하지의 각 관절에 작용하는 모멘트의 최대값은 오른쪽에 비해 왼쪽에서 크게 계산되었다. 이러한 현상은 발반력의 크기에서도 관측되었으며, 이와 같은 사실은 사람이 앉아서 오른손으로 물체를 움직일 때 오른쪽에 비해 왼쪽 하지가 안정된 자세를 유지하는데 더 큰 역할을 담당함을 보여준다.

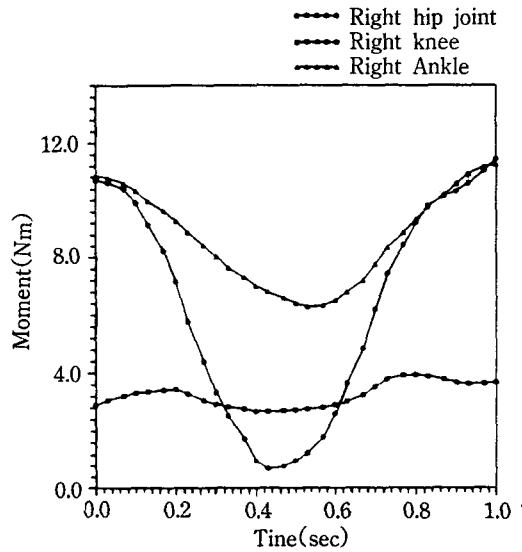


Fig. 5. Moments acting on the right lower extremity joints.

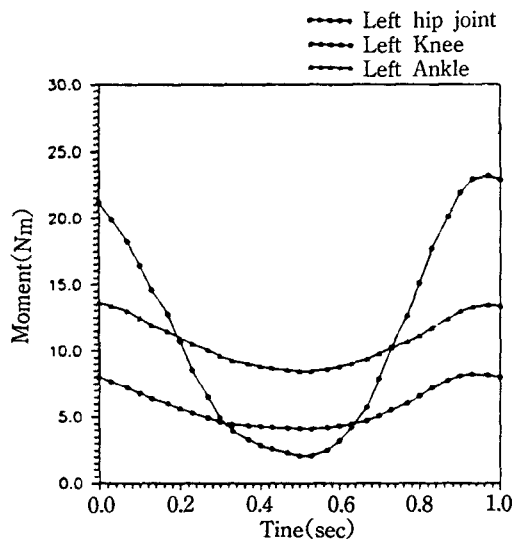


Fig. 6. Moments acting on the left lower extremity joints.

실험대상자 1에 의해 행해진 세번 수행의 결과를 비교하기 위하여 관절에 작용하는 모멘트의 최대값과 최소값을 표 3에 기재하였다. 세번 수행에서 각 관절에 작용하는 모멘트의 방향은 모두 일치하였다. 수행에 따라 모멘트의 크기에서 차이가 발생하여 표 3에서 알 수 있듯이 가장 큰 표준편차를 보인 관절은 세번째 요추관절로 2.9Nm의 표준편차가 발생하였다. 나머지 관절에서도 0.1Nm에서 2.5Nm 사이의 표준편차를 나타내었다. 이와 같이 관절에 따라서 작지 않은 편차가 발생하는 이유는 동일한 사람에 의해 주어진 작업이 반복적으로 수행되는 경우에도 작업 자세, 물체의 이동 거리, 작업속도 등에 차이가 발생하기 때문이다. 작업 수행에 앞서 동적 실험의 어려움을 미리 예견하여 앉은 자세를 표준화하고 박자기를 사용하는 등 작업조건을 규제에 노력을 기울였지만, 사람으로 하여금 본 연구에서 다룬 것과 같은 동적 작업을 일관성있게 반복적으로 수행할 것을 기대하는 것은 무리라고 판단된다.

Table 3. Moments acting on Subject 1 for three trials of task.

수행		1	2	3	평균	표준편차
관절		최대 (최소)	최대 (최소)	최대 (최소)	최대 (최소)	최대 (최소)
오 른 쪽	어깨관절	-10.0 (-17.1)	-10.6 (-16.4)	-10.5 (-17.1)	-10.4 (-16.9)	0.3 (0.3)
	팔꿈치	3.0 (-9.6)	1.0 (-9.4)	2.7 (-10.2)	2.3 (-9.7)	0.9 (0.3)
	손목	0.6 (-1.7)	0.2 (-1.7)	0.5 (-1.9)	0.4 (-1.8)	0.2 (0.1)
세 번째 요추관절		-9.2 (-31.6)	-14.2 (-30.0)	-14.7 (-36.8)	-12.7 (-32.8)	2.5 (2.9)
오 른 쪽	고관절	11.4 (0.7)	13.0 (3.8)	13.8 (3.8)	12.7 (2.8)	1.0 (1.5)
	무릎	4.0 (2.7)	4.1 (1.0)	2.9 (0.1)	3.7 (1.3)	0.5 (1.1)
	발목	11.2 (6.3)	9.4 (6.3)	9.6 (5.5)	10.1 (6.0)	0.8 (0.4)
왼 쪽	고관절	23.1 (2.1)	21.1 (3.1)	24.1 (5.8)	22.8 (3.7)	1.2 (1.6)
	무릎	8.2 (4.1)	8.4 (4.6)	8.8 (5.4)	8.5 (4.7)	0.2 (0.5)
	발목	13.6 (8.5)	11.6 (8.5)	12.3 (8.8)	12.5 (8.6)	0.8 (0.1)

Table 4. Average moment values for all subjects during performing the task.

실험대상자	1	2	3	4	5	6	평균	표준편차	
관절	최대 (최소)	최대 (최소)	최대 (최소)	최대 (최소)	최대 (최소)	최대 (최소)	최대 (최소)	최대 (최소)	
오 른 쪽	어깨관절	-10.4 (-16.9)	-13.4 (-18.4)	-10.5 (-18.9)	-14.1 (-20.1)	-9.7 (-20.8)	-11.6 (-19.1)	-11.6 (-19.0)	1.6 (1.3)
	팔꿈치	2.3 (-9.7)	1.4 (-8.3)	0.6 (-9.2)	0.3 (-8.9)	3.6 (-9.6)	-0.4 (-8.0)	-1.3 (-9.0)	1.3 (0.6)
	손 목	0.4 (-1.8)	0.3 (-1.5)	0.1 (-1.5)	0.1 (-1.5)	0.7 (-1.8)	0.0 (-1.5)	0.3 (-1.6)	0.2 (0.1)
세 번 째 요추관절	-12.7 (-32.8)	-18.7 (-44.6)	-4.3 (-23.6)	-15.7 (-35.3)	-1.7 (-26.6)	-5.0 (-18.0)	-9.7 (-30.1)	6.3 (8.6)	
오 른 쪽	고 관 절	12.7 (2.8)	10.6 (-8.5)	14.0 (2.9)	3.5 (-1.7)	5.8 (-8.2)	7.5 (2.2)	9.0 (-1.6)	3.7 (5.0)
	무 료	3.7 (1.3)	2.8 (-2.9)	8.5 (6.4)	3.8 (2.3)	5.0 (3.3)	4.1 (3.3)	4.7 (2.3)	1.9 (2.8)
	발 목	10.1 (6.0)	11.7 (3.5)	8.6 (6.0)	6.1 (2.8)	10.9 (3.6)	6.5 (5.0)	9.0 (4.5)	2.1 (1.3)
왼 쪽	고 관 절	22.8 (3.7)	12.6 (-9.5)	24.0 (2.0)	18.4 (-9.7)	20.6 (1.6)	19.7 (0.9)	19.7 (-1.8)	3.7 (5.5)
	무 료	8.5 (4.7)	3.6 (1.0)	10.0 (5.7)	4.3 (1.9)	7.6 (4.9)	5.1 (2.4)	6.5 (3.4)	2.3 (1.7)
	발 목	12.5 (8.6)	6.5 (4.3)	8.4 (5.7)	8.4 (2.3)	12.2 (8.3)	6.1 (3.7)	9.0 (5.5)	2.5 (2.3)

부호에 따른 모멘트의 종류

어깨 관절	+/- : 굴곡(flexion)	/신전(extension)
팔꿈치	+/- : 굴곡(flexion)	/신전(extension)
손목	+/- : 내전(inner rotation)	/외전(outer rotation)
세번째 요추관절	+/- : 신전(extension)	/굴곡(flexion)
고관절	+/- : 굴곡(flexion)	/신전(extension)
무릎	+/- : 신전(extension)	/굴곡(flexion)
발목	+/- : 배측굴곡(dorsi-flexion)	/저측굴곡(plantar-flexion)

### 3. 2. 모든 실험대상자의 관절 모멘트

3. 1. 에서 기술하였듯이 각 실험대상자가 매번 작업을 수행할 때마다 관절에 작용하는 모멘트의 크기는 다르므로, 3번 수행에 따른 모멘트의 평균값을 계산하여 실험대상자 사이에 어떤 차이가 있는지 비교하여 보았다. 표 4는 각 실험대상자에 대해 관절에 작용하는 모멘트의 최대값과 최소값의 평균을 나타낸다. 표에서 알 수 있듯이 각 관절에 작용하는 모멘트의 부호는 실험대상자 1의 결과와 대부분 일치하고 있다. 그러나, 오른쪽 고관절에 작용하는 모멘트는 실험대상자 1, 3, 6의 경우에서 굴곡모멘트만이 작용하나 나머지 실험대상자에서는 굴곡모멘트와 신전모멘트가 모두 작용하였다. 특히 실험대상자 2와 5의 경우에는 굴곡모멘트와 크기가 거의 같거나 오히려 큰 신전모멘트가 작용하였다.



표 4의 모든 대상자의 자료로부터 주어진 작업의 수행에서 관절에 작용할 수 있는 최대 크기의 모멘트는 어깨 관절에서 20.8Nm의 신전모멘트, 팔꿈치에서 9.7Nm의 신전모멘트, 손목에서 1.8 Nm의 외전모멘트, 세번째 요추관절에서 44.6Nm의 굴곡모멘트, 고관절에서 24.0Nm의 굴곡모멘트, 무릎에서 10.0Nm의 신전모멘트, 그리고 발목에서 12.5Nm의 배측굴곡모멘트 등 임을 알 수 있다. 이러한 수치는 평균값을 비교하여 얻은 결과이므로 실제로는 이 보다 다소 큰 모멘트가 작용한다.

### 3. 3. 선형상관계수

표 4에 기재된 각 실험대상자의 주요 관절에 작용하는 평균 모멘트가 모멘트와 동일한 차원을 지닌 량인 (대상자의 체중)×(신장), (물체의 무게)×(움직인 거리), 또는 (대상자의 체중)×(움직인 거리) 등과 선형적인 관계를 갖는가를 알아보기 위하여 선형상관계수를 계산하여 표 5에 나타내었다. 표 5는 모멘트의 최대값, 평균(1초 동안 작용한 모멘트의 평균), 변화량(모멘트의 최대값과 최소값의 차)등을 각각 하나의 변수로 놓고 계산한 선형상관계수를 나타낸다. 표의 첫번째 열은 (체중×신장), 두번째 열은 (무게)×(움직인 거리), 세번째 열은 (체중)×(움직인 거리)와의 선형상관계수를 나타낸다.

Table 5. Linear correlation coefficients.

관절	체중×신장		무게×행정		체중×행정	
	최대값 평균 변화량	최대값 평균 변화량	최대값 평균 변화량	최대값 평균 변화량	최대값 평균 변화량	최대값 평균 변화량
	오른쪽	왼 쪽	오른쪽	왼 쪽	오른쪽	왼 쪽
어깨관절	0.38		0.02		0.10	
	0.40		0.03		0.18	
	-0.17		-0.05		-0.09	
팔꿈치	-0.25		-0.68		0.47	
	0.52		0.11		0.32	
	0.27		0.65		0.49	
손 목	-0.22		-0.64		0.13	
	0.23		-0.23		0.01	
	0.08		0.05		0.31	
세 번째 요추관절	0.44		0.38		0.71	
	0.63		0.59		0.60	
	0.70		0.86		0.80	
고 관 절	-0.02	-0.33	0.12	-0.17	0.08	-0.22
	-0.27	-0.47	-0.17	-0.25	-0.20	-0.33
	0.52	0.65	0.65	0.30	0.61	0.46
무 료	0.12	-0.07	-0.05	0.14	0.08	0.08
	-0.12	-0.05	0.20	0.18	-0.12	0.12
	0.55	-0.03	0.60	0.15	0.58	0.11
발 목	0.34	-0.06	0.67	0.52	0.52	0.31
	0.05	-0.01	0.45	0.44	0.29	0.25
	0.54	0.31	0.70	0.26	0.63	0.27

입력자료가 N개일 때 선형상관계수가 통계학적인 유의성을 갖기 위한 조건은 유의수준 5%에서 다음과 같다<sup>(10)</sup>.

$$\left| \frac{r \sqrt{N-2}}{\sqrt{1-r^2}} \right| \geq t_{0.025, N-2}$$

여기서 r은 선형상관계수, N은 입력자료의 개수,  $t_{0.025, N-2}$ 는 유의수준 5%에서 자유도 N-2에 대한 t-분포의 값을 나타낸다.

본 연구에서 사용한 입력자료는 6개(대상자의 수)이므로 표 5에 나타나 있는 선형상관계수가 통계학적인 유의성을 가질 조건은  $|r| \geq 0.81$  일 경우이다. 표 5에서 볼 수 있듯이 세번째 요추관절에서만 작용하는 모멘트의 변화량만이 (부게)×(거리)와 통계학적으로 유의성을 갖을 뿐( $r=0.86$ ), 나머지 관절에서는 모멘트와 동일한 차원을 지닌 량 사이에서 통계학적으로 유의성을 지닌 상관계수를 얻을 수 없었다. 따라서, 각 실험대상자의 주요 관절에 작용하는 평균 모멘트는 (대상자의 체중)×(신장), (물체의 부게)×(움직인 거리), (대상자의 체중)×(물체의 움직인 거리) 등과는 선형적인 관계를 가지지 않는다는 것을 알 수 있다.

### 3. 4. 이원분산분석

본 연구에서 수행된 실험은 무작위의 순서에 의하여 독립적으로 시행되었으므로, 실험대상자(인자 A)와 수행(인자 B)의 평균들이 차이를 나타내는가를 이원분산분석법을 통하여 판명할 수 있다. 실험에 참여한 6명의 대상자의 주요 관절에 작용하는 모멘트의 최대값, 평균(1초 동안 작용하는 모멘트의 평균), 변화량(최대값과 최소값의 차)이 실험대상자 및 수행 사이에 차이를 나타내는가를 규명하였다. 실험대상자와 수행의 분산을 총분산으로 나눈 값은 각각 F-분포를 이루며 유의수준 1%에서 각 실험대상자와 각 수행의 평균들이 같다는 귀무가설(null hypothesis)을 기각하여 평균이 서로 다르다는 대립가설(alternative hypothesis)이 채택되는 조건은 다음과 같다<sup>(10)</sup>.

$$\begin{aligned} F_{0.01, 5, 10} &> F_A \\ F_{0.01, 2, 10} &> F_B \end{aligned}$$

여기서  $F_{0.01, 5, 10}$ (=5.64)와  $F_{0.01, 2, 10}$ (=7.56)은 각각 유의수준 1%, 자유도 5, 10에서 인자 A의 한계 F비와 유의수준 1%, 자유도 2, 10에서 인자 B에 대한 한계 F비를 나타내며,  $F_A$ 와  $F_B$ 는 각각 실험대상자와 수행에 대한 F비를 나타낸다. 주어진 작업이 6명의 대상자에 의해 세번씩 수행되는 동안에 작용하는 모멘트의 최대값, 평균, 변화량을 기초로 계산한 F비는 표 6과 같다.

실험대상자 사이의 차이를 판별하는  $F_A$ 비를 표 6에서 살펴 보면, 모멘트의 최대값에 대한  $F_A$ 비는 왼쪽 고관절을 제외한 나머지 관절에서 모두 한계 F비인 5.64보다 큰 값을 나타내었다. 따라서, 왼쪽 고관절에서는 동일한 크기의 최대 모멘트가 모든 실험 대상자에 작용한다고 간주할 수 있으나, 나머지 관절에 작용하는 모멘트의 최대값은 대상자간에 유의한 차이를 나타내어 동일한 크기의 최대 모멘트가 모든 대상자에 작용한다고 간주할 수 없다. 모멘트의 평균값에 대한  $F_A$ 비는 모든 관절에서 5.64보다 큰 값을 나타내어 작용하는 모멘트의 평균값도 모든 대상자에서 동일하다고 간주할 수 없다. 또한 모멘트의 변화량에 대한  $F_A$ 비도 오른쪽 고관절과 발목, 그리고 왼쪽 발목을 제외한 모든 관절이 5.64보다 큰 값을 나타내어, 모든 실험대상자에서 이 세 관절에 작용하는 모멘트의 변화량만이 동일한 크기를 갖는다고 간주할 수 있다. 따라서 통계학적으로 모든 관절에

Table 6. ANOVA table for inter-subject and inter-trial variations.

관 절		F <sub>A</sub>			F <sub>B</sub>		
		최대값	평균	변화량	최대값	평균	변화량
오 른 쪽	어깨관절	10.49	8.73	9.62	2.26	0.72	0.46
	팔꿈치	7.70	11.08	10.26	0.90	0.44	0.32
	손목	7.40	13.60	10.73	0.82	0.71	3.81
세번째요추관절		63.02	109.37	8.04	3.66	10.74	0.42
오 른 쪽	고관절	9.40	5.96	1.90	3.73	0.05	0.06
	무릎	23.53	7.69	19.44	0.99	1.43	0.67
	발목	22.17	12.83	2.31	5.47	0.67	2.16
왼 쪽	고관절	2.17	52.02	49.51	0.02	5.77	2.59
	무릎	7.42	38.20	23.03	0.21	1.21	0.81
	발목	7.74	44.21	4.58	1.06	0.04	0.62

작용하는 모멘트의 값은 6명의 모든 대상자에게 동일하지 않다.

수행 사이의 차이를 판별하는 F<sub>B</sub>비를 표 6에서 살펴보면, 모멘트의 최대값에 대한 F<sub>B</sub>비는 모든 관절에서 한계F<sub>B</sub>인 7.56보다 작은 값을 나타내어 모든 대상자에 대하여 최대 모멘트는 세번 수행간에 모두 동일하다고 간주할 수 있다. 모멘트의 평균값에 대한 F<sub>B</sub>비는 세번째 요추관절을 제외한 모든 관절에서 세번 수행에서 모두 동일하다고 간주할 수 있다. 모멘트의 변화량에 대한 F<sub>B</sub>비는 모든 관절에서 7.56보다 작은 값을 나타내어 모멘트의 변화량은 세번 수행에서 모두 동일하다고 간주할 수 있다. 따라서 통계학적으로 모든 대상자의 관절에 작용하는 모멘트의 최대값과 변화량은 세번 수행에서 모두 동일하다고 판단된다.

각 대상자에 작용하는 모멘트는 동일하지 않다고 판단되므로 모든 대상자에 대하여 실험을 수행해야만 각 대상자에 작용하는 모멘트를 추정할 수 있다. 그러나, 모든 대상자에 작용하는 모멘트의 최대값과 변화량의 평균은 수행간에 동일하다고 판단되므로 각 대상자에 대한 한번의 실험으로 관절에 작용하는 하중의 추정이 가능하다.

#### 4. 결 론

본 연구에서는 앉은 자세에서 오른손으로 질량이 1kg인 물체를 들고 1초의 주기로 몸 앞쪽에서 왕복으로 움직이는 작업에 대해 6명의 대상자를 통해 얻은 실험결과를 해석하였다. 각 실험대상자가 작업을 수행하는 동안 신체의 주요 관절에 작용하는 모멘트를 3차원 생체역학 모델을 통하여 계산하고, 앉은 자세에서 동일한 작업을 수행할 때 여러 작업자에 작용하는 관절 하중을 통계학적으로 해석하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

- (1) 손목에는 외전모멘트, 팔꿈치에는 신전모멘트, 그리고 고관절에는 굴곡모멘트가 주로 작용하였으며, 어깨관절에는 신전모멘트, 세번째 요추관절에는 굴곡모멘트, 무릎관절에는 신전모멘트, 발목관절에는 배측굴곡모멘트만이 작용하였다.
- (2) 세번째요추관절에서 가장 큰 크기의 모멘트가 작용하였고 가장 큰 변화량을 나타내었다.
- (3) 하지에 작용하는 모멘트는 왼쪽이 오른쪽에 비하여 2배 정도에 달해 왼쪽 하지가 오른손의

움직임에 따른 신체의 균형을 유지하는데 큰 역할을 담당하였다.

- (4) 주요 관절에 작용하는 최대 모멘트, 평균, 변화량은 실험대상자의 신장, 체중, 물체의 무게, 운동거리와 선형적인 상관관계를 발견할 수 없었다.
- (5) 각 관절에 작용하는 모멘트의 최대값과 변화량은 실험대상자 사이에는 통계학적으로 동일하지 않으나 수행 사이에는 통계학적으로 동일하였다.

## References

- (1) A. Grieco: The ergonomics society: *Ergonomics*, 29(3), 345-362 (1986)
- (2) R. L. Dirby, N. A. Price, D. A. Macleod: The influence of foot position on standing balance: *J. Biomech.*, 20(4), 423-427 (1987)
- (3) H. Röhrole R. Scholten C. Sigolotto, W. Sollbach: Joint forces in the human pelvis-leg skeleton during walking: *J. Biomech.*, 17(6), 409-424 (1984)
- (4) T. Bendix, J. Winkel, F. Jessen: Comparison of office chairs with fixed forwards or backwards inclining, or tiltable seats: *Eur. J. Appl. Physiol.*, 54, 378-385 (1985)
- (5) G. B. J. Andersson: Biomechanical aspects of sitting: An application to VDT terminals: *Bahav. Info. Tech.*, 6(3), 258-269 (1987)
- (6) K. Son, J. A. A. Miller, A. B. Schultz: The mechanical role trunk and lower extremities in a seated weight-moving task in the sagittal plane: *ASME J. Biomech. Eng.*, 110 97-103 (1988)
- (7) 이진우: 앉은 자세에서 신체의 운동과 반력의 정량적 관계에 관한 연구: 부산대학교 기계공학과 석사학위 논문 (1991)
- (8) J. C. Pezzack, R. W. Norman, D. A. Winter: An assessment of derivative determining technique used for motion analysis: *J. Biomech.*, 10, 377-382(1977)
- (9) K. Son: Biomechanical analyses of weigh-moving tasks in the seated position: PhD Dissertation, Univ. of Michigan (1988)
- (10) 김우철 외 7인: 현대 통계학: 영지문화사, 216-244 (1990)

## A Statistical Analysis of Joint Moments Acting on Men Performing a Seated Dynamic Task

Ho IL Jung, Kwon Son

Dept. of Mechanical Eng., Pusan National University, Pusan, Korea

### Abstract

A statistical approach was carried out to analyze joint moments acting on the six subjects performing a right-handed seated task. The dynamic task analyzed consisted of moving a hand-held weight of 1kg mass back and forth in front of a subject's chest at the shoulder level in an upright seated position. We used experimental data obtained in the Biomechanics Laboratory of the University of Michigan. Based on the acquired data from three trials by each subject, moments were calculated using a 3-dimensional biomechanical model at such articulations as wrist, elbow, shoulder, the third lumbar spine, hip, knee, and ankle joints.

The linear correlation and the two way analysis of variance were applied to the calculated joint moments in order to investigate inter-subject and inter-trial variations. The results obtained showed that the largest magnitude and deviation of moment was found at the third lumbar spine, that any linear relationship could not be found between moment and its equivalents attempted in this study, and that the maximum value and deviation of moment acting on each joint were statistically the same for all three trials but those were statistically not the same for all six subjects.