

컴퓨터 시뮬레이션을 이용한 Lifting Task의 허리부상에 관한 연구 - An Computer Simulation for Low Back Injury Lifting Task -

김 인준*
황 규성**

ABSTRACT

Primary prevention of low back injury in industry has focused on assessing the person's ability to perform physical labor. If the job to be performed is known to require lifting and moving of materials which could stress the low back, then special consideration is given to the health and functional capability of the person's back. The major pursuit in lifting task of research is to provide objective criteria based upon all of the relevant mechanical parameters which describe both man and task so as to minimize the probabilities of injury within the economic constraints of each organization.

The purpose of this study is to predict the back compression of persons asked to lift objects while assuming different position by computer simulation. The primary result of this study is that the incidence of low back injury is correlated with higher lifting strength requirements as determined by assessment of both the location and magnitude of the load lifted. It is, therefore, recommended that load lifting be considered potentially hazardous, and the action limit and the maximum permissible limit be used to guide corrective action.

1. 서론

일상생활이나 산업현장에서 기계화 또는 자동화로 인하여 수작업으로 하는 일이 많이 줄어들었다. 그러나 아직도 인간의 기계화 및 자동화가 잘 되지 못하여서 인간의 수작업이 필요한 부분이 많이 존재하고 있고, 이런 종류의 작업을 MMH(Manual Material Handling) 이라고 한다[1-5]. 이러한 수작업 중에서는 물건을 들어 올리는 작업(Lifting Task)은 작업자의 신체에 일정한 하중을 부담시키고 신체에 부담을 주는 자세를 일정기간 계속해서 반복해야 하므로 작업자의 건강에 무리를 일으킨다. MMH시 발생하는 전체 부상중에서 허리부상(Low Back Injury)은 19-25.5%로써 상당히 심각한 문제가 되며, 미국의 경우 1200만의 Lostdays와 10억 달러 이상의 치료비가 소요되고 있다[15]. 허리통증(Back Pain)이 발생하는 것은 장시간 척추계에 스트레스가 축적되어 발생하고 특히 Lifting작업이 많은 비중을 차지하고 있다. 또한 한번 발생한 허리부상은 치료가 쉽지 않아서 문제는 더욱 심각하다. 따라서 Lifting작업시 허리부상을 줄이고 골격구조에 스트레스를 줄일 수 있는 인간공학적인 연구가 필요하다. 이러한 작업에 대한 수행능력은 개인차가 심하므로 이러한 부분에 대해서 고려할 수 있는 기준이 있어야 한다. 본 연구에서는 들어 올리는 물체의 하중의 변화와 몸을 구부리는 각도에 따라 척추에 어떤 영향을 미치는지에 대해서 시뮬레이션한 모델을 사용한 모의실험으로 AL(Action Limit)와 MPL(Maximum Permissible Limit)과 비교하여서 허리압박을 적게 받으면서 안전하게 Lifting작업을 할 수 있는 인간공학적인 방안을 제시하고자 한다. 특정한 하중을 들어 올릴 때 허리각도(Torso Angle)에 따른 허리압박(Torso Compression)을 알아보고, 이것을 토대로 힘이 다른 신체구조에 전달되면서 생기는 스트레스의 통계적인 정도를 각 요소 - 허리각도, 하중의 크기 - 에 따라 Plotting 함으로써 과연, 이러한 요소가 어떠한 변화를 주는 지와 또한, 성별에 따라 허리압박의 변화를 분석하였다. 이러한 실험의 결과는 실제 작업 현장에서 생길 수 있는 허리부상을 줄이고, 아울러 골격 구조에의 스트레스를 줄이는 데 실제적인 방안으로 적용이 될 수 있을 것이다.

* 동의공업전문대학 공업경영과

** 동아대학교 산업공학과

접수 : 1992. 10. 30.

확정 : 1992. 11. 9.

2. Lifting작업의 이론적 고찰

허리부상(Back Injury)의 가장 큰 발생 원인이 되고 있는 Lifting작업에는 Lifting높이와 변위, 바닥으로부터 Lift하는 방법들이 작업에 영향을 주는 주요 요인이 된다. 보통 Lift하는 높이는 바닥에서 무릎까지, 무릎에서 어깨까지, 어깨에서 최대높이까지 구분하는데 Davies(1972)는 바닥에서 51cm로 물건을 들 때는 51 cm에서 102 cm로 들 때에 사용되는 에너지 소모량의 반이 소모된다고 보고했는데 이것은 허리를 세우고 낮출 때 부수적인 노력이 들기 때문이다[5,11]. Davies는 가장 효율적인 Lifting 변위는 102-152 cm라고 제안하였다. 바닥의 물건을 들어올리는 방법은 Squat method와 Stoop method로 크게 두 가지로 나눌 수 있다[5]. 가장 보편적인 방법은 Squat method로서 등을 곧게 하는 대신에 무릎과 허프를 구부려서 Lifting하는 방법으로, 무릎을 구부리지 않고 등을 구부리는 Stoop method보다 더 나은 방법이라 인식되어져 왔다. 그러나 Garg and Saxena(1979)는 이 두 방법을 비교한 실험을 통하여 Figure 1에서와 같이 Squat method가 오히려 더 많은 에너지가 소모됨을 볼 수 있고, 이는 무릎을 구부린 상태에서 신체를 세우는데 많은 에너지가 소모되었고 Squat할 때 허리(Low Back)에 더 큰 Compressive force가 가해졌기 때문이다. Stoop method의 우월성에 대한 연구 결과도 있지만, 이 부분에 복합적으로 영향을 미치는 여러 변수들이 존재하기 때문에 가장 효율적인 방법을 제시하는 데는 아직 어려운 점이 많이 남아 있다.

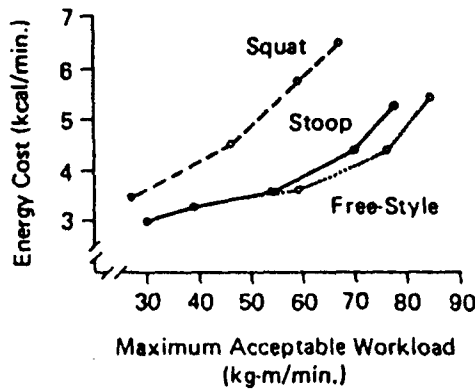


Figure 1. Energy costs of lifting a Load for a posture.

일반적으로 하중이 커지면 커질수록, 구부리는 정도가 크면 클수록 척추에 가해지는 힘이 커진다. 작업자가 들 수 있는 물체의 무게는 여러 요소에 의해 좌우되므로 개인차가 크다. 이런 이유로 NIOH(National Institute Occupational and Health)에서 Lifting task에 미치는 몇가지 요소들에 대한 실험 데이터를 기초로 현재 작업의 위험도를 표시해 낼 수 있는 기준치를 설정하게 되었다. 여기에서는 2단계의 위험수준을 표시하는데 AL(Action Limit)와 MPL(Maximum Permissible Limit)이 그것이다. AL은 첫번째 위험수위로서 이 값 이상일 때 허리의 이상을 일으키는 작업자가 발생할 수 있는 기준이 된다. MPL은 최대 위험 수용에서는 많은 작업자가 허리아상을 일으키는 기준으로 사용하고 있다. 따라서 MPL을 넘어가는 작업 부하량을 갖는 작업장에 대해서는 법적으로 작업량 감소를 요구할 수 있는 기준으로서 사용된다. NIOH에 의해 만들어진 AL과 MPL을 구하는 식(1)과 같다[5].

$$AL=90*(6/H)*(1-0.01*(V-30))*(0.7+3/D)*(1-F/F_{max}) \tag{1}$$

$$MPL=3*AL \tag{2}$$

- H : 들어올릴 물체의 질량중심과 작업자의 발끝까지의 거리
- V : 들어올릴 물체의 질량중심으로부터 표면까지의 수직거리
- D : 들어올릴 물체의 질량중심으로부터 들어올릴 위치까지의 수직거리

F : 분당 들어 올리는 수
 F_{max} : 허용되는 최대의 F (작업시간에 따라 변화)

각 자세에 다른 최대 허용 빈도수는 Table 1과 같다.

Table 1. Maximum Acceptable Frequency for Lifting Position.

Duration of Lifting Period	Standing	Stooped
One hour (occasional)	18	15
Eight hour (continuous)	15	12

들어올리는 물체의 무게와 신체에서 얼마나 멀리 떨어져 있는지를 고려해서 AL과 MPL에 대한 값들을 그래프상에 표시해 보면 Figure 2와 같이 안전한 범위와 위험한 범위를 구해볼 수 있다.

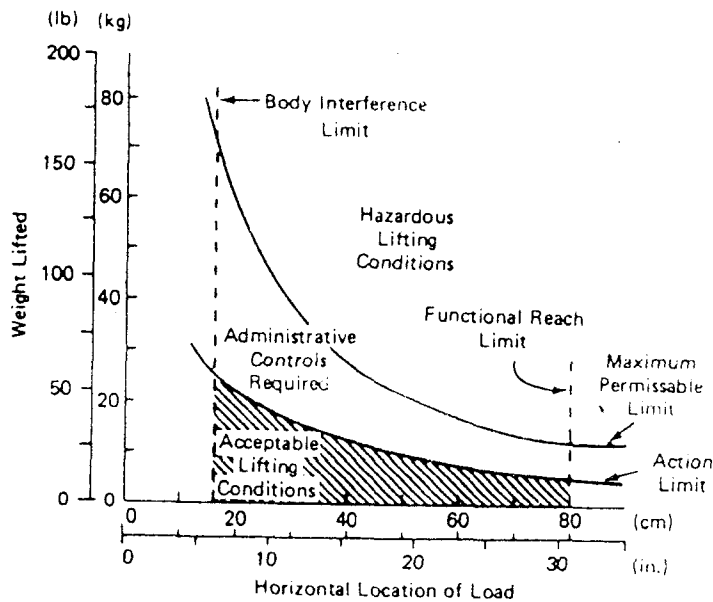


Figure 2. Levels of risk for lifting tasks.

위의 식(1)을 살펴보면 내부 요인들에 의해 AL이 어느 정도 변화될 수 있음을 알 수 있다. NIOSH에서 1981년에 이러한 내부 요소 즉 수평거리, 수직거리, 이동거리, 들어올리는 빈도수를 각각 변화시켜 가면서 AL에 영향을 주는 정도를 정량적으로 계산해 두어 작업환경을 설계할 때 참고가 되고 있다. 즉 식(1)은 이러한 요소들에 대해서 $AL=90*(HF)*(VF)*(DF)*(FF)$ 로 바꾸어 각 요소가 미치는 영향을 계산했다.

3. 실험 방법 및 절차

본 실험에서는 시뮬레이션한 모델을 사용하여 여러 가지 영향을 미치는 변수들을 변환시켜 가면서 사람이 물건을 들어올릴 때의 허리압박(Back Compression)에 대하여 조사해 봄으로써 어떤 변수들이 허리부상을 유발시키는지 알아보고 그것들을 이전 내용과 비교해 본 후에 허리부상을 감소시키기 위한 효율적인 작업방법을 제시해 보고자 한다.

3.1 실험 계획

일반적인 체형(Anthropometry)조건을 가지는 사람의 신체에 대하여 특정한 조건을 변화시켰을 때 허리에 걸리는 힘을 알아보고, 이러한 힘이 어느 정도의 스트레스(Stress)를 줄 것인가를 알아보고자 한다. 각각의 변화 요소는 다음과 같다.

- ① 허리각도(Torso angle)의 변화 - 손에 걸리는 힘을 일정하게 하고, 허리각도를 변화시켰을 경우에 이 결과로, 허리압박력(Back Compression)의 변화와 신체의 각 부위의 스트레스를 알아보고자 한다. (다른 요소들은 고정 시킨 상태에서, 허리각도(Torso angle)만을 90°, 70°, 50°, 30° 로 변화시킴)
- ② 하중(Magnitude)의 변화 - 특정한 허리의 각도에서, 하중을 변화했을 때 이 결과로 허리 압박력의 변화와, 신체의 각 부위의 스트레스를 알아보고자 한다. (다른 요소들은 고정시킨 상태에서, 하중의 크기만을 0 lb, 50 lb, 80 lb, 100 lb로 변화시킴)
- ③ 위 ①, ②의 결과를 기초로 한 통계적인 수치(Percent capable)를 사용하여 특정한 부하(Force)를 들고 있을 때 신체에 무리가 가지 않는 허리각도(Torso angle), 혹은 특정한 허리각도에서 신체의 각 부위에 무리가 가지 않는 적합한 부하를 알아보고자 한다.

3.2 실험방법

- ① UM Strength Model Program을 PC상에서 구동시킨다.
- ② 표준체형을 고려하여, 남성과 여성의 체형을 각각 50%에 맞춘다.
- ③ 스크린의 왼쪽상단 부분의 변화요소(Parameters)중에서 Table 2와 같이 고정요소를 맞춘다. 이 값은 위의 실험계획에서 소개된 변화요소와는 반대로 실험이 진행될 동안 같은 값을 유지하게 된다.

Table 2. Fixed Parameters of Simulation

Fixed Parameter	Direction of Force	Posture Data				# of Hands
		Lower Arm	Upper Arm	Lower Leg	Upper Leg	
Angle & Load	- 90	- 80	- 90	351b	801b	2

- ④ 허리각도를 각각 90°, 70°, 50°, 30° 로 맞춘다.
- ⑤ 하중의 크기를 0 lb, 50 lb, 80 lb, 100 lb로 맞춘다.
- ⑥ ④와 ⑤같이 변화시켜 가면서 모두 16가지의 경우에 대하여 분석한다.

4. 결 과

실험에서 허리 압박력(Back compression force)은 허리각도(Torso Angle)와 하중에 의해 어떠한 성향을 띠고 있는지 결과를 분석하였다.

4.1 Back Compression 과 Torso Angle

Figure 3, Figure 4는 남성과 여성 각각에 대해서 각각 0 lb, 50 lb, 80 lb, 100 lb에서 그리고 30°, 50°, 70°, 90° 의 허리각도(Torso Angle)에서의 허리 압박력(Back compression force)를 분석하여 나타낸 것이다. Figure 3은 남성의 각 허리각도에 대한 허리압박력을 나타내었다. 허리각도가 증가할수록 압박력은 줄어들고 하중이 작을수록 압박력은 작아지는 것을 알 수 있다.

Figure 4는 Figure 3과 같이 여성에 대해서 나타낸 것이다. 이 그림에서도 위와 같이 허리각도가 커질수록, 하중이 작아질수록 압박력은 작아졌다.

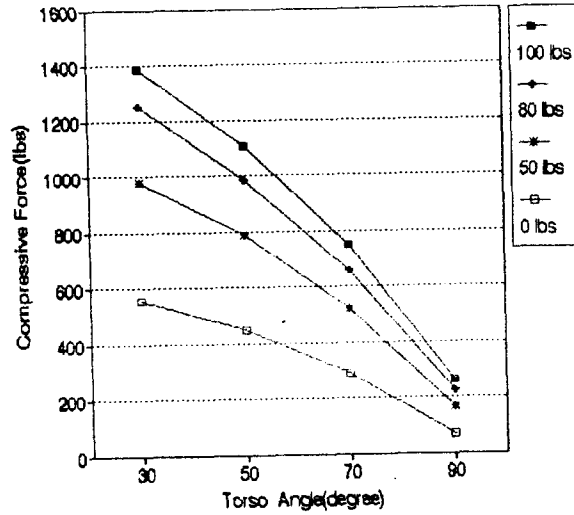


Figure 3. Compression for Male by torso angles.

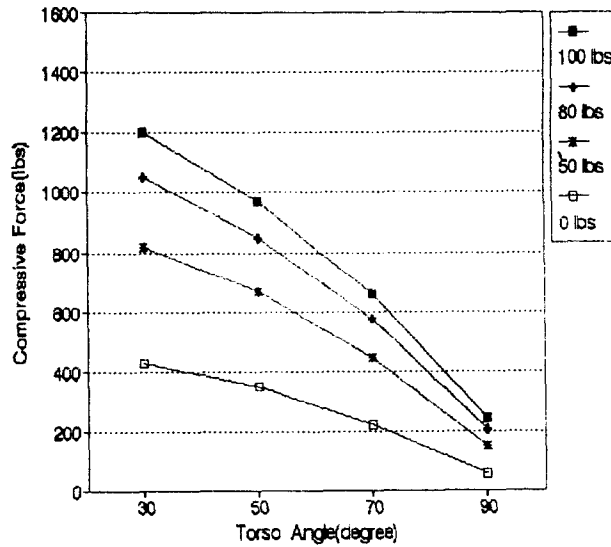


Figure 4. Compression for Female by torso angles.

4.2 Back Compression 과 Load

Figure 5은 남성의 압박력과 각 하중의 관계를 나타낸 것이다. Figure 3, Figure 4에서 조금씩 나타난 것과 같이 하중이 커질수록 허리에 작용하는 압박력(Compression Force)이 크게 된다. 물론 Figure 6에서 여성에 대해서도 같은 결과를 얻는다.

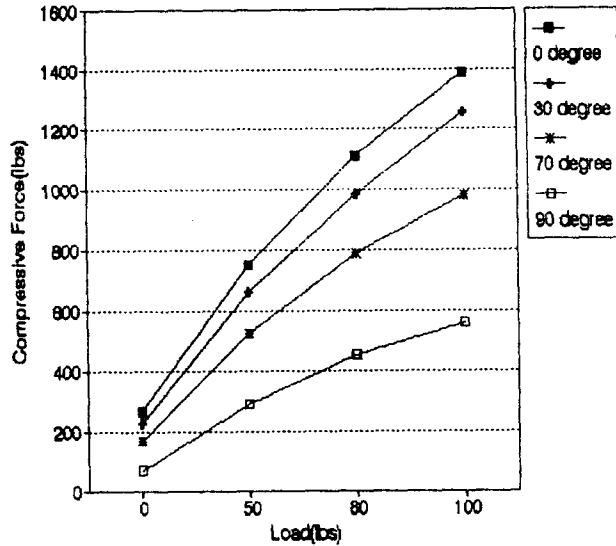


Figure 5. Compression for Male by Load.

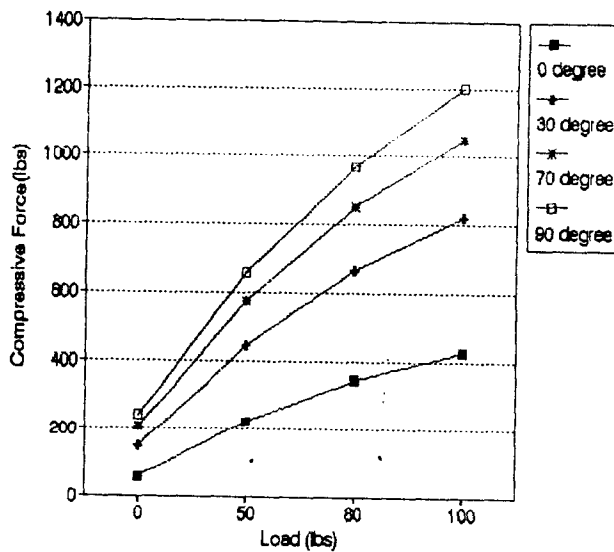


Figure 6. Compression for Female by Load.

4.3 Minimum Capability 와 Torso Angle

Table 3은 성별로 각 하중과 허리각도에서 각 신체부위의 Capability를 Percentage로 나타낸 것이다. Figure 7과 Figure 8은 남성과 여성에서 각각의 하중과 허리각도에 대하여 Minimum Capability를 나타낸 것이다. Minimum Capability는 각 성별로 신체 각 부위의 Capability중 가장 작은 값을 그 하중과 허리각도에서의 Minimum Capability로 결정했다. 이 실험에서는 30°, 50°, 70°, 90° 에서 시뮬레이션(Simulation)했는데 70° 에서 Capability가 가장 높은 것으로 나타났다. 그리고, 각도가 70° 에서 커지거나 작아지면 Capability가 커지는 것으로 나타났다.

Table 3. Capability of Gender by the changed Load and Torso Angle.

Torso Angle	Sex Load(Ibs)	Male				Female			
		0	50	80	100	0	50	80	100
30	Elbow	99	99	99	99	99	99	99	99
	Sbldr	99	99	99	99	99	99	99	99
	L5/SI	99	98	97	96	98	94	88	83
	Hip	96	89	82	76	94	72	50	34
	Knee	99	99	99	99	99	99	99	99
	Ankle	99	99	98	97	99	99	98	95
50	Elbow	99	99	99	99	99	99	99	99
	Sbldr	99	99	99	99	99	99	99	99
	L5/SI	99	98	97	96	98	94	89	83
	Hip	97	92	98	84	96	83	67	54
	Knee	98	98	99	99	98	98	99	99
	Ankle	100	99	99	99	100	99	99	99
70	Elbow	99	99	99	99	99	99	99	99
	Sbldr	99	99	99	99	99	99	99	99
	L5/SI	99	99	98	98	99	97	94	91
	Hip	98	96	95	94	98	94	89	85
	Knee	96	95	94	93	95	93	91	90
	Ankle	100	100	100	100	100	100	100	100
90	Elbow	99	99	99	99	99	99	99	99
	Sbldr	99	99	99	99	99	99	99	99
	L5/SI	99	99	99	99	99	99	99	99
	Hip	99	99	99	98	99	99	99	99
	Knee	91	81	73	67	88	71	56	46
	Ankle	100	100	100	100	100	100	100	100

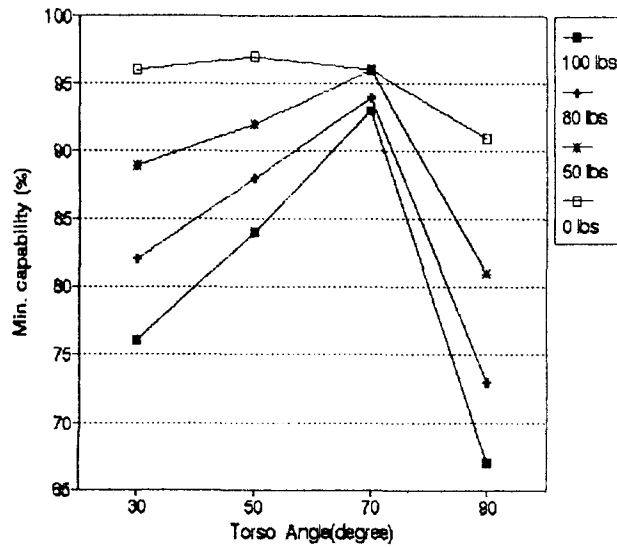


Figure 7. Minimum Capability for Male(Angle).

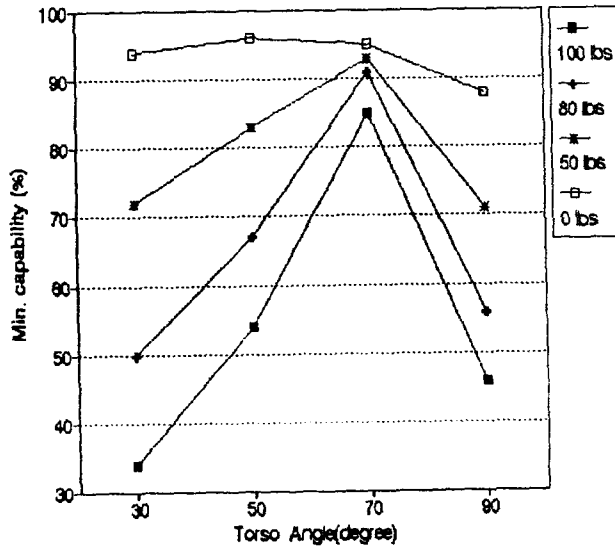


Figure 8. Minimum Capability for Female(Angle).

4.4. Minimum Capability와 Load

Figure 9는 남성에 대해서 각 Load와 Minimum Capability를 나타낸 것이고 Figure 10은 여성에 대해서 각 Load에 Minimum Capability를 나타낸 것이다. Load가 커질수록 Minimum Capability가 작아지는 것을 볼 수 있다.

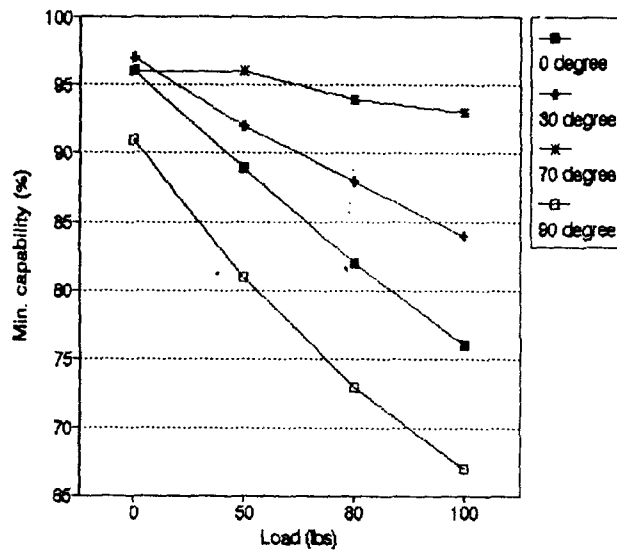


Figure 9. Minimum Capability for Male(Load).

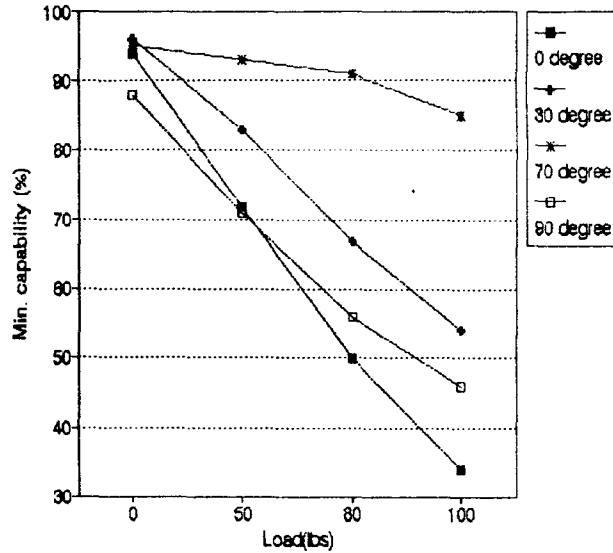


Figure 10. Minimum Capability for Female(Load).

특이한 결과는 남성은 여성에 비해서 압박을 많이 받으면서 또한 이 압박력에 견디는 정도도 크다는 것이다.

5. 토의 및 고찰

각도에 따른 Compression의 변화

Figure 3과 Figure 4의 결과는, 아래의 식(3)의 식에서 볼 수 있는 바와 같이 일정한 하중에서 각도를 증가시킬 경우, 90-e는 감소하고, 결과 토오크는 감소하게 된다. 결국 이러한 토오크의 증가로 압박력도 증가하게 된다.

$$\begin{aligned} \Gamma &= r * f \\ &= r * f * \sin(90-e) \end{aligned} \tag{3}$$

- Γ : 어깨에 걸리는 토오크(lb*ft)
- r : 하중과 어깨와의 거리(ft)
- f : 하중의 크기(lb)
- 90-e : 팔과 허리와와의 각도

다른 각도에서 해석해보면 몸을 앞으로 많이 숙이면 숙일수록 허리(Lower Back)가 감당해야 하는 몸의 무게는 늘어난다. 그리고 하중이 허리로부터 점점 떨어진다. 이로써 허리가 지탱하고 있는 몸의 무게와 하중이 점점 중심에서 떨어지고 허리와 이루는 하중의 각도가 수직 방향으로 변화면서 허리에 더 큰 Compression을 가하게 된다. 특이한 점은 여성이 남성에 비해 똑같은 조건에서 적은 Compression을 받는 것으로 나왔다. 대부분 Anthropometric Data의 근본적인 차이는 Gender에 기인해 왔기 때문에 대부분 Anthropometric Survey는 성을 구분하여 행하여졌다. 같은 키와 몸무게를 가지는 남성과 여성을 비교해 볼 때 여자는 큰 힘을 가지고 어깨는 남자에 비해 좁다. 어깨가 더 좁다는 말은 하중이 더 몸 가까이에서 걸린다는 말이다. 그러므로 토오크는 남성에 비해 더 작을 수 밖에 없다는 것을 알 수 있다.

Load에 따른 Compression의 변화

Figure 5와 Figure 6의 결과는 어깨에 걸리는 토오크(Tork)는 각도와 하중의 곱에 비례한다는 역학적인 관계인 어깨에 식 (3)과 부합하며, 이러한 토오크가 허리에 전달되어 Compression을 일으키게 된다. 각도가 일정할 때 Load의 증가는 곧 하중(식(3)에서 f)의 증가를 의미하며 토오크의 증가를 수반한다.

Torso Angle 과 Minimum * Capable 과의 관계

Figure 7와 Figure 8의 결과는, 모든 하중에 대하여 70° 에서 최고 값을 보여 주는데, 이것은 보통 50 - 100(lbs)의 하중을 들어올릴 때 70° 부근에서 비교적 많은 사람들이 신체에 별다른 무리없이 작업을 할 수 있음을 의미한다. 즉, 불가피하게 이러한 MMH을 하게 될 때 권장할 만한 허리각도는 70° 이다.

Torso Angle 과 하중의 복잡한 고려

하중이 별로 크지 않는 물체에 대해서도 허리각도가 너무 적으면 신체에 큰 부담을 주게 되어 작업의 시정이 필요할 경우가 발생한다. NIOSH에 의해 추천된 기준치는 AL과 MPL을 제시하여 작업의 위험성 정도를 나타내게 된다. 작업자가 남녀 모두 50%이내의 인체기준(Anthropometry)을 만족시킨다고 할 때 AL은 770lbs이고 MPL은 1430lbs로 계산되어질 수 있다. 일반적으로 위험하다고 할 수 있는 하중과 허리 각도의 조합은 다음과 같다.

Table 4. AL을 넘어서는 작업환경 (남자)

Load (lbs)	Torso Angle	Back Compression (lbs)
50	30	979
50	50	789
80	30	1225
80	50	983
100	30	1387
100	50	1108

Table 5. AL을 넘어서는 작업환경 (여자)

Load (lbs)	Torso Angle	Back Compression (lbs)
50	30	820
50	30	1049
80	50	850
100	30	1200
100	50	968

위의 식(3)의 결과는 실제로 MMH작업을 하는 작업장에서 적용이 가능하다. 즉, 허리 각도가 되도록 90° 를 이루지 않도록 하기위해서, 일정한 높이의 선반을 만들어주는 경우가 우선적으로 고려될 수 있으며, 비교적 많은 사람들이 안전하게 작업하기 위해서는 되도록 허리의 각도가 70° 부근에서 Minimum Capability가 최대를 이루는 것을 알아내었다. 이러한 특성은 개인의 신체적 성향이나 골격의 차이에 따라 생길 수 있기 때문에 이러한 문제점의 분석은 생리학적, 역학적인 두 방향에서 접근하여 추가적인 연구가 진행되어야 할 것이다.

6. 결 론

Lifting작업을 할 때의 허리부상(Back Injury)을 감소시키기 위해서는 작업자의 자세와 작업방법이 중요하다. 본 연구의 결과는 허리각도가 증가함에 따라서 허리에 가해지는 Compression은 감소하는 경향을 보였고, 하중의 무게가 증가함에 따라서 Compression은 증가하였다. Lifting작업을 할 때에 최적 허리각도는 70°임을 알 수 있다. 남녀의 차이를 비교해 볼 때 여성이 남성보다 더 낮은 허리압박을 받는 것으로 실험결과가 나타났다. 50Percentile의 Lifting작업에 대한 AL은 770 lbs이었고, MPL은 1430 lbs이었다. 이러한 기준에서 살펴 보았을 때 작업을 신체에 무리가 가지 않고 수행할 수 있는 남녀 작업자의 Percentage값을 제시하였다. 일반적으로 AL을 넘는 작업의 경우는 신체의 이상이 올 가능성이 크므로 이번 실험에서 얻어진 허리각도와 하중의 무게와의 관계를 정확히 이해할 수 있다면 현장의 이러한 MMH에 대해서 안전성을 극대화할 수 있을 것이다.

또한, 허리압박력(Lower Back Compression)은 위에서 언급한 허리각도이나 하중의 무게외에도 들어올리는 물체와 작업자의 수평거리, 들어올리기 시작하는 수직위치, 들어올리는 거리, 들어올리는 빈도수에 의해서도 영향을 받으므로 이러한 요소를 고려하여 한국인에 알맞은 기준이 제시될 수 있도록 추후 연구도 필요할 것이다.

참 고 문 헌

- [1] Chaffin, D. B., The Development of a Prediction Model for the Metabolic Energy Expended During Arm Activities, PhD Thesis, the university of Michigan, University Microfilms, Ann Arbor, Michigan, 1967, pp. 213-236.
- [2] Chaffin, D. B., "Computerized Biomechanical Models Development of and Use in Studying Gross Body Actions," Journal of Biomechanical, Volume 2, No. 4(in press), and ASME Monograp, 69-BHF-5, May 1969.
- [3] Clarke, H. H., Muscular Strength and Endurance in Man, Prentice-Hall, Inc., Englewood Cliffs, New Jersey, 1966, pp. 39-51.
- [4] Contini, R., Erillis, R. J., and Bluestein, M., "Determination of Body Segment Parameters," Human Factors, Volume 5, No. 5, 1963, pp. 493-504.
- [5] David C. Alexander and Babur Mustafa Pulat, 1985., "Industrial Ergonomics", pp. 213-225.
- [6] Dempster, W. T., Space Requirements of the Seated Operator-WACD Technical Report, pp. 55-159.
- [7] Dempster, W. T., Sheer, L. A., and Priest, J. F., "Conversion Scales for Estimating Humeral and Femoral Lengths of Functional Segment in the Limbs of American Caucasoid Males," Human Biology, Volume 36, No. 3, 1964, pp. 246-261.
- [8] Elkins, E. C., Lenden, U. M., and Wakim, K. G., "Objective Recording of the Strength of Normal Muscle," Archives of Physical Medicine, 1951, pp. 639-647.
- [9] Fisher, B. O., Analysis of Spinal Stresses During Lifting, MSE Thesis, The University of Michigan, Ann Arbor, Michigan, 1967.

- [10] Ikai, M. and Steinhaus, A. H., "Some Factors Modifying the Expression of Human Strength," *Journal of Applied Physiology*, Volume 16, No. 1, 1961.
- [11] Mark S. Sander and Ernest J. McCormick, "Human Factors in Engineering and Design", Sixth Edition, 1987, pp. 226-229.
- [12] Morgan, C. T., Cook, T. S., Chapanis, A., and Lind, M. W., *Human Engineering Guide to Equipment Design*, McGraw-Hill Book Company, Inc., New York, 1963.
- [13] Pearson, J. R., McGinley, D. R., and Butzel, L. M., *Dynamic Analysis of the Upper Extremity for Plantar Motions*, The University of Michigan, Ann Arbor, Michigan, 1961, or *Human Factors*, Volume 5, No. 1, 1963.
- [14] Plagenhoef, S. C., "Methods for Obtaining Kinetic Data to Analyze Human Motion," *The Research Quarterly*, Volume 37, No. 1, 1963.
- [15] Ray, E. Eberts and Cindelyn G. Eberts., "Trends in Economics/Human Factors II", 1895, pp. 527-542.
- [16] Roush, E. S., "Strength and Endurance in the Waking and Hypnotic States," *Journal of Applied Physiology*, Volume 3, 1951.
- [17] The Ergonomics Group Health and Environment Laboratories Eastman Kodak Company, "Ergonomics Design for People at Work", Volume 2, 1983, pp. 394-417.
- [18] Troup, J. D. G., and Chapman, A. E., "The Strength of the Flexor and Extensor Muscles of the Trunk," *Journal of Biomechanics*, Volume 2, No. 1, 1969.
- [19] Willians, M., and Lissner, H. R., *Biomechanics of Human Motion*, W. B. Saunders Company, Philadelphia, Pennsylvania, 1962, p. 132.