

## 입식과 좌식 작업 자세가 L5/S1 Disc의 하중에 미치는 영향

### (Effects of Sitting and Standing Posture on the Compressive Forces at L5/S1 Disc)

황도연\* · 박경수\*

#### ABSTRACT

Resultant compressions on the L5/S1 joint of six subjects were studied as they lifted light weights in sitting and standing work postures. The subjects activities were photographed and analysed later by a static biomechanical computer model. Statistically significant differences were found between the result of the two postures analyses. Sitting posture showed significantly high compressions on the joint when doing several material handling tasks having the same work loads from the hip joint. Therefore, it is recommended that working with light weights in standing is less hazardous than doing the same work sitting postures, although both the maximum compression forces are under the Action Limit suggested by NIOSH.

#### I. 서론

##### 1.1 연구의 필요성과 목적

현재의 대부분의 작업장에서는 생산성의 향상을 위해 노력하는 동시에 한편으로는 산업 안전과 재해 방지를 위해 커다란 노력을 기울이고 있다. 생산성 향상을 위해 현재의 작업장들은 로트(lot)의 소형화, 작업자의 다기능화, 선행 기간(lead time)의 단축, 준비 작업의 극

소화를 지향하고 있으며, 이를 위해 많은 작업장에서 좌식 작업(앉아서 하는 작업)을 입식 작업(서서하는 작업)으로 전환하는 경우를 흔히 볼 수 있다. 그러나, 이 전환과정에서의 문제점은 심각할 정도로 발생한다. 예를 들면, 작업자의 서 있는 자세에 대한 불만, 작업 분배의 모호, 부적절한 작업장의 설계 등이다 [14].

이러한 문제점들 중에서 특히 자세의 전환이 작업자의 안전 및 재해 요소에 미치는 영향에

대한 연구는 작업자에 대한 중요한 연구 과제라 할 수 있을 것이다. 특히, 여러 가지 직업적 재해 중에서 low back pain의 비중이 매우 크다는 점을 생각할 때 허리 디스크에 대한 압력을 변수로 하여 자세에 대하여 연구하는 것은 작업자들의 안전 측면에서 관심 있는 연구 과제가 될 수 있으리라 생각한다. 따라서, 본 연구는 작업자들이 작업을 할 경우, 입식의 경우와 좌식의 경우에 허리 디스크의 압력의 차이가 유의한지를 생체역학(biomechanics)적 연구를 통해 알아보는 것을 목적으로 한다.

## 1.2 연구의 배경과 범위

여러 다른 직업에 종사하는 1000명 이상의 남자 작업자들을 대상으로 한 조사에서 대략 60%의 성인들이 일생동안에 적어도 한번 이상의 요통(backache)을 호소하고 [8], low back pain은 직업 재해의 가장 많은 부분을 차지하고 있다는 사실이 알려져 있다[2]. 1978년에 미국에서의 보건에 관한 여러 연구 결과를 요약한 보고서에 따르면 요통(back pain)에 의한 손실이 모든 직업병으로 인한 손실의 1/6에 해당하였다고 한다. 또, 40~47세의 스웨덴 남자 인구의 61%가 요통을 경험하였고 31%가 조사 당시에 고통을 당하고 있었다는 연구와 추후에 실시한 여성을 대상으로 한 조사에서도 비슷한 결과를 나타냈다는 연구도 있다 [2, 11].

그러나, 1975년에 하루 작업시간의 반 이상을 차에서 보내야 하는 작업자들은 디스크 질병의 위험이 3배나 증가한다는 것을 밝힌 연구가 있었으나, 이 원인이 앉는 자세 때문인지 아니면 다른 원인인 진동 때문인지는 구별해 내지 못하였다. 이와 반대로, 작업 시간중 아주 짧은 시간만 앉을 수 있는 작업자들이 그렇지 않은 다른 사람들에 비해 더 많은 low back pain을 가지고 있다는 사실을 발견하였지만 이들 작업자들은 앉아서 하는 작업에 비해 여러 다른 요인들을 가지고 있었다. 예를 들면, 대

부분의 좌식 작업은 가벼운 것을 주로 다루는데 비해 서서 일하는 작업자들은 그렇지 못하다[2].

한편, low back pain을 일으키는 과정은 아직 완전히 밝혀지지 않았으나 디스크의 파괴가 주요한 원인이라는 사실은 널리 알려져 있고 70년대 초기에 서 있을 때와 여러 의자에 앉아 있을 때의 3번째 등뼈(lumbar) 디스크의 압력을 측정하는 일련의 연구들이 수행되었다. 그 결과, 디스크의 압력은 허리를 펴고 편하게 서 있을 경우가 의자에 앉아 있을 경우에 비해 낮은 압력을 나타냈다. 또한, 의자에 앉는 경우에도 팔걸이와 등받이에 기댐에 따라 디스크의 압력이 현저하게 감소하였다[2].

이와 같은 연구 결과로 입식작업의 경우가 좌식작업의 경우에 비해 허리 디스크의 압력이 작을 것이 예상되기는 하나 작업 부하가 있을 경우에는 작업을 수행하기 위하여 몸의 자세를 변경시켜야 하므로 디스크 압력의 양상이 다른 모습을 보일 가능성도 있다. 또한 동일한 작업 부하를 주고 입식의 경우와 좌식의 경우에 디스크의 압력의 차이를 분석한 연구는 없으므로 작업 부하가 있을 경우에 입식 자세와 좌식 자세에서 각각 L5/S1 관절의 압력(compression)을 구하여 비교하는 것은 low back pain의 위험 가능성에 관한 지표가 될수 있을 것이다. 그리고, 현재까지의 들기작업(lifting)에 대한 대부분의 연구는 무거운 하중 들기에 관한 것들이었다. 그러나, 대부분의 좌식 작업은 가벼운 물품들을 다루므로 본 연구에서는 5kg 내외의 가벼운 하중의 들기작업(lifting)을 대상으로 한다.

그리고, 입식과 좌식 작업에 동일한 작업 하중(work load)를 주기 위하여 하중(load)를 위치시키는 좌표를 힙관절(hip joint)을 기준으로 하여 나타낸다.

또, 주어진 작업을 생체역학적으로 분석하기 위하여 컴퓨터 모의 모형(computer simulation model)을 사용하기로 하며, 비록 작업은 동적이지만 들기(lifting) 속도가 아주 빠르지

않다면 정적인 모형도 L5/S1의 압력을 추정하는데 합당하므로 복잡한 계산 과정과 장비 사용을 피하기 위해 정적인 모형을 사용한다.

## II. 생체 역학 모형

### 2.1 L5/S1 디스크 압력의 계산 과정

L5/S1에 작용하는 힘을 분석하기 위하여 먼저 힙에서의 모멘트 추정치  $M_H$ 를 구한다.

$$M_H = M_{body\_weight} + M_{load} = b'mg_{body\_weight} + h'mg_{load}$$

이 힙 모멘트를 이용하여 다음에 복부압력  $P_a$ 를 구한다. Fisher[6]는 이 변수를 thigh와 torso 사이의 다양한 각도들에서 힙 모멘트  $M_H$ 와의 관계식을 구하였는데, 이 실험으로 얻어진 예측식은 다음과 같다.

$$P_a = 10^{-4} \times [0.6516 - 0.005447(\theta_H + \theta_T)] + [M_H^{1.8}] \quad (\text{mmHg})$$

단, 여기서  $P_a$ 는 복부 압력(mmHg),  $\theta_H$  와  $\theta_T$ 는 수직축에서 측정된 힙과 허벅지(thigh)의 각도(degree),  $M_H$ 는 힙에서의 하중으로 인한 모멘트(load moment(kg · cm))이다.

이 식의 상관계수는 0.73이었고 그 오차는 측정하는 동안에 생기는 몸통(trunk)의 위치 변동과, 힘이 가해지는 동안의 가속도를 생각하지 않은데 기인한 것이라 생각된다. 즉, 커다란 가속도로 급격히 들어올릴 때(quick jerk)와 천천히 느리게 들어올릴 때(sustained pull)이 복부압력(abdominal pressure) reflex에 상당한 영향을 미칠 수 있고, 급격히 들어올릴 때가 더 커다란 최대 압력치(peak compression)를 나타낸다.

복부 압력에 의해 생긴 힘  $F_a$ 를 추정하기 위하여 두 가지 가정을 한다.

(1) 복부 압력이 작용하는 횡경막의 평균 넓이는  $465\text{cm}^2$ 이다.

(2) 작용하는 힘의 방향은 lower lumbar spine의 압력 방향에 평행하다. 또,  $F_a$ 의 작용 팔의 길이는 다음의 식과 같다.[9]

$$ABDIS = 12.7 \times \{ \text{SIN}[0.5 \times (\theta_H + \theta_T)] + 0.47 \} \quad (\text{cm})$$

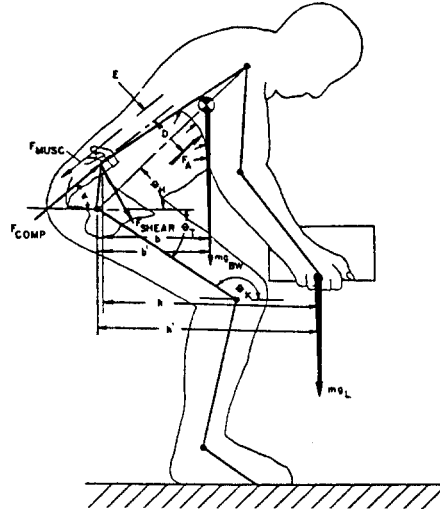


그림 2-1. 생체역학 모형(Lifting Posture)

Lower lumbar의 erector spinae muscles의 작용선은 이 간단히 모형에서 L5/S1 디스크의 수직 방향의 압력에 평행하게 작용한다고 가정하고 그 모멘트 팔의 길이  $E$ 는  $5.0\text{cm}$ 이다. [1]

주어진 모형은 3개의 변수와 3개의 동일 평면(coplanar)에서의 평형 방정식으로 표현될 수 있다. 미지의 크기는 (1) erector spinae muscle force, (2) sacrum의 top에서의 reactive compression force 크기, (3) 천골(sacrum의 상단면(top)을 가로지르는 reactive shearing force의 크기이다.

이 시스템에 대한 모멘트 방정식은,

$$M_{L5/S1} = 0$$

$$bmg_{bw} + hmg_{load} - DF_A - EF_M = 0$$

압력과 전단응력(shear force)은 디스크의

회전 중심에서 작용한다고 가정하므로 모멘트 식에서는 생각되지 않는다. 위 식으로부터 근육 힘  $F_M$ 을 구하면

$$F_M = [bmg_{bw} + hmg_{load} - DF_A] / E$$

여기서  $F_M$ 은 척추(spine)를 평형으로 유지 하는데 필요한 effective erector spinae muscle force이고, b, h, D, E는 <그림 2-1>에 나타난 relative force의 모멘트 팔의 길이이고,  $mg_{load}$ 는 손 위의 무게,  $mg_{bw}$ 는 L5/S1 level 위의 신체(body)의 무게,  $F_A$ 는 횡경막 중심에 작용하는 복부압력에 의한 effective force이다. ( $F_A = P_A \cdot 465 \text{ cm}^2$ )

디스크 수축 압력에 평행하게 작용하는 힘은,

$$F_{COMP} = 0$$

$$\text{SIN } \alpha mg_{bw} + \text{SIN } \alpha mg_{load} - F_A + F_m - F_c = 0$$

$F_c$ 를 제외한 모든 값들을 다 구하였으므로  $F_c$ 를 계산할 수 있다.

비슷하게 L5/S1 디스크를 가로지르는 reactive shear force는 세 번째 평형식으로 구해진다.

$$S_{SHEAR} = 0$$

$$\text{COS } \alpha mg_{bw} + \text{COS } \alpha mg_{load} - F_s = 0$$

이 식에서 내부 근육과 복부 압력은 전단응력(shear force)에 수직으로 생각되고 압력(compression)에만 작용한다.

매우 단순하지만, 이 모형은 low back에서의 내부의 반응력(relative forces)을 예측하는 데 도움이 될 것이다.

## 2.2. 생체역학적 모형을 위한 피실험자의 측정 자료

이 모형은 인체를 6개의 solid link(foot, lower leg, upper leg, trunk, upper arm, lower

arm)로 이루어졌다고 가정한다[10, 12]. 그리고, trunk는 다시 두 개의 solid link(hip-L5/S1, L5/S1-shoulder)로 이루어진다고 가정하고 lumbar spine의 압력을 계산한다. 이를 위해 필요한 관절의 길이들은 이 프로그램의 입력이 되는 신체의 여러가지 측정자료를 바탕으로 계산한다.

즉, Dempster[4]의 자료에 나타난 비례관계를 이용하여 각 관절의 길이들을 구하고, 각 링크(link)의 질량은 Drillis et al.[5]의 자료로부터 계산한다. 마찬가지로 각 관절의 무게 중심도 Dempster[3]의 자료로부터 구한다. 이 자료들은 <표 2-1>, <표 2-2>, <표 2-3>에 나타나 있다. 위의 계산을 위해 필요한 측정치를 통해 얻어야 하는 입력자료들은 요골(radius) 길이, 경골(tibia) 길이, 손목-팔(wrist-hand)의 무게중심까지의 길이, 똑바로 서있을 때의 팔꿈치(elbow) 높이, 발길이, 신장, 체중은 직접 측정하도록 한다.

표 2-1. 전체 신체 치수로부터 얻어지는 link 길이

LINK	LENGTH
wrist-elbow	1.0709 * RD
elbow-shoulder	5.8075 + 0.9646 * RD
hip-knee	13.2825 + 0.8172 * TB
knee-ankle	1.0076 * TB

RD=length of radius

TB=length of tibia

표 2-2. 전체 몸무게에 대한 각 신체 link의 질량

hand	0.015M
lower arm	0.036M
upper arm	0.062M
trunk	0.554M
upper leg	0.209M
lower leg	0.092M
foot	0.032M

M=total body mass

표 2-3. 각 link 전체의 길이와 무게중심까지의 거리

LINK TO CENTER OF MASS	LENGTH
elbow-c.m. of lower arm	0.430 * (elbow-wrist length)
shoulder-c.m. of upper arm	0.436 * (shoulder-elbow length)
hip-c.m. of trunk	0.396 * (hip-shoulder length)
knee-c.m. of upper leg	0.567 * (knee-hip length)
ankle-c.m. of lower leg	0.567 * (ankle-knee length)

### III. 실험

#### 3.1. 실험 계획

본 실험은 입식 작업과 좌식 작업을 수행하는 동안 평가에 필요한 각 관절 각도의 측정을 목표로 한다. 비교의 대상이 생체역학적 모델 (biomechanical model)로 가정한 경용의 L5/S1 관절에 걸리는 압력이므로 입·좌 시 동일한 하중을 주기 위하여 힙관절에서 작업 하중 (load)까지의 거리를 두 경우 모두 같게 두도록 하고 실험을 수행한다. 각 피실험자마다 힙관절에서 작업 하중까지의 거리를 변화시키고 무게를 달리하면서 입식과 좌식의 경우의 자세를 측정하도록 한다.

#### 3.2. 피실험자와 실험 장비

L5/S1의 디스크에 걸리는 압력 (compression)의 측정이 본 연구의 목적이므로 피실험자는 이전에 허리의 질병을 가진 적이 없는 정상적인 신체의 남자 대학원생들을 대상으로 하였다. 총 인원은 6명으로 평균나이는 만 24.2세, 신장은 166.5~177.0cm (평균 170.5cm)로 실험의 목적과 방법을 충분히 이해시킨 후 적극적인 협조가 가능토록 하였다.

Sagittal plane의 분석을 위한 좌우 대칭의 작업을 위하여 작업 부하로는 양 쪽에 손잡이가 달린 운동 기구인 바벨을 사용하였는데, 이는 쉽게 무게를 변화시킬 수 있는 장점을 가지고 있었다.

실험을 위한 작업대와 좌식 작업을 위한 의자로는 기존의 연구된 인간공학적인 높이의 범위 이내에 드는 것으로 한 가지 종류의 작업대와 의자로 높이도 고정시켜 사용하였다. 이는 피실험자의 신장의 편차가 크지 않았기 때문에 가능하였다. 실험에 사용한 작업대의 높이는 70.4cm이고 의자의 높이는 좌면까지 43.5cm이다. 참고로 Grandjean[7]의 추천치는 의자의 경우 38~53cm이고, 책상의 경우 68~78cm이다.

입식 작업의 경우는 좌식 작업에 비하여 힙관절의 수직 방향의 높이가 높아지므로 피실험자의 입식과 좌식시의 힙관절의 차이를 측정, 이의 평균값인 35cm만큼의 높이를 보정하여 주었다.

측정 방법으로는 카메라를 이용하였는데 피실험자의 발목관절 (ankle joint), 무릎관절 (knee joint), 힙관절 (hip joint), 어깨관절 (shoulder joint)에 마커 (marker)를 부착하고 4m의 거리에서 초점거리 85mm의 카메라로 피실험자의 주어진 입식 혹은 좌식의 들기작업 (lifting)을 수행하는 자세를 촬영하여 인화시킨 후 필요한 각 관절의 각도를 측정하였다.

각도 측정 시의 수직과 수평의 기준을 위하여 70cm×4cm의 검은 보조선을 수평과 수직의 방향으로 부착한 면을 사진 촬영의 배경으로 하였다.

#### 3.3. 실험 내용

피실험자를 좌식과 입식, 작업 부하의 무게

(2.8kg과 5.4kg), 기준점인 힙관절에서의 수평 거리(40cm와 70cm)를 변화시킨 8가지의 경우를 모두 실험 측정 하였다. 사진 촬영을 하기 전에 실험 내용을 충분히 이해시키고 연습을 시킨 후 실험을 하여 오차를 줄이도록 하였다.

부하를 lifting하는 작업은 동적인 작업이나 본 실험에서는 lifting을 시작하고 작업 부하가 기준면(작업대의 면)에서 약 5cm 이내의 높이 만큼 들려졌을 때 촬영을 하도록 하였다. 실제로 lifting을 시작한 순간에 L5/S1 관절에 최대의 압력(compression)이 걸리므로 측정의 편의를 위하여 본 실험은 작업 시간 순간만을 정적으로 고려하였다. 이와 함께 작업은 속도에 구애받지 않고 되도록 천천히 하도록 하여 가속도의 영향을 최대한 배제토록 하였다.

기준점인 힙관절(hip joint)에서 작업 부하까지의 거리를 일치시키기 위하여 작업 부하의 위치는 작업대에 표시하였고 필요한 수평거리를 잴 후 실험실의 바닥면에 표시를 하여 이 표시에 힙관절의 수평 위치를 일치시켰다.

좌식작업의 경우는 의자의 위치와 의자에 앉은 엉덩이의 위치를 조절하여 힙관절과 바닥의 표시와 일치시키도록 하였고, 입식작업의 경우에는 발의 위치를 이동하여 일치시켰다. 그러나, 두 경우 모두 허리를 숙임에 따라 2~3cm 정도의 편차가 나타났으나 실험에 미치는 영향이 크지 않으므로 크게 염두에 두지 않았다. 생체역학적 모델을 위한 신체의 자료(anthropometric data)인 신장(height), 경골(tibia) 길이, 요골(radius) 길이, 손의 길이(무게중심까지), 발의 길이, 직립 시의 팔꿈치높이(standing elbow height) 등은 마틴(Martin) 식자와 줄자를 이용하여 직접 측정하였다.

작업장에서 행해지는 좌식 작업의 대부분은 가벼운 부하의 이동이나 조립작업이 대부분이므로 본 실험에서는 2.8kg과 5.4kg의 두 가지 하중을 대상으로 실험을 하였다. 또, 작업 부하까지의 거리는 가장 편안하게 작업을 수행할 수 있는 위치와 하체의 무게중심을 이동시키지 않고 대부분의 작업을 할 수 있는 거리를 생각하여 간단한 예비 실험을 통하여 각각 40cm와 70cm로 정하였다.

이에 대한 각 실험조건은 <표 3-1>에 나타나 있다.

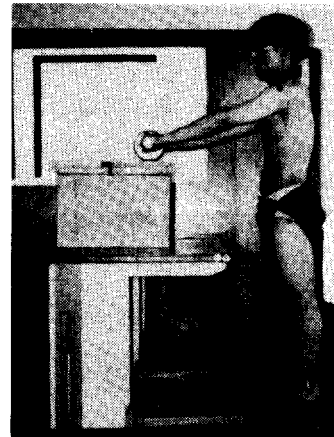


그림 3-1. 작업을 수행하는 피실험자

표 3-1. 실험 조건

실험조건	자세	힙 관절로부터의 거리	작업부하의 무게
A	좌식	40cm	2.8kg
B	입식	40cm	2.8kg
C	좌식	70cm	2.8kg
D	입식	70cm	2.8kg
E	좌식	40cm	5.4kg
F	입식	40cm	5.4kg
G	좌식	70cm	5.4kg
H	입식	70cm	5.4kg

### IV. 실험 결과 및 분석

〈표 4-1〉은 6명의 피실험자들에 대하여 측정한 자료를 바탕으로 컴퓨터 프로그램을 수행시켜 얻은 L5/S1의 압력값들이다.

#### 4.1. 실험 결과

표 4-1. 실험으로 얻어진 L5/S1의 압력치 (단위 : kg)

조건	실험 1	실험 2	실험 3	실험 4	실험 5	실험 6	평균값
A	81.15	75.43	79.10	77.97	73.06	84.98	78.615
B	66.44	57.42	58.79	60.29	58.93	62.34	60.702
C	143.72	140.57	146.02	139.96	133.54	155.18	143.165
D	102.32	90.13	90.55	94.26	100.58	117.51	99.225
E	108.22	90.63	103.58	98.65	96.49	105.16	100.455
F	90.54	77.18	82.66	80.29	82.68	88.99	83.723
G	161.57	169.87	165.62	151.30	149.41	188.25	164.337
H	130.26	118.55	138.91	124.77	116.45	145.01	128.992

#### 4.2. 실험결과의 분석

본 실험의 목적은 과연 자세가 변화함에 따라 L5/S1에 미치는 압력의 변화가 유의한지를 알아보는 것이므로 입식 작업과 좌식 작업의 변화에 관계없이 L5/S1의 압력은 일정하다는 가설을 귀무가설로 설정한다.

$$\text{귀무 가설 } H_0 : \mu - \mu_0 = 0$$

여기서,  $\mu$  = 입식작업시의 L5/S1의 압력 평균

$$\mu_0 = \text{좌식작업시의 L5/S1의 압력 평균}$$

동일 실험조건에서 자세의 변화만을 독립변수로 하여 실험을 수행하였으므로 실험은 A와 B(40cm, 2.8kg), C와 D(70cm, 2.8kg), E와 F(40cm, 5.4kg), G와 H(70cm, 5.4kg)의 서로 다른 네가지가 존재한다.

SPSS/PC+를 사용하여 분석한 이에 대한 paired T-test는 다음과 같다.

#### 4.2.1. 실험 결과의 분석

(1) 실험조건 A와 B에서의 T-test

자세에 의한 영향(POSTURE)은  $T = 13.50 > t(5;0.01) = 3.365$ 이므로 귀무가설은 기각된다. 따라서, 자세의 변화가 L5/S1의 압력에 현저한 영향을 끼침을 알 수 있다. 압력 차이의 평균은 17.913 kg이고, 입식의 경우 L5/S1 압력의 평균값은 0.9555W, 좌식의 경우는 1.236W이었다. 단, 여기서 W는 피실험자의 평균체중이다.

(2) 실험조건 C와 D에서의 T-test

자세에 의한 영향(POSTURE)은  $T = 12.96 > t(5;0.01) = 3.365$ 이므로 자세의 변화가 L5/S1의 압력에 현저한 영향을 끼침을 알 수 있다. 입식 작업의 경우 L5/S1의 평균 압력은 1.561W, 좌식 작업의 경우는 2.252W이고 두 자세의 차이값은 43.94kg(0.691W)나 되어 가장 커다란 차이를 나타냈다.

표 4-2. A와 B의 T-test

(Difference) Mean	Standard Deviation	Standard Error	t-value	Degree of Freedom	2-Tail Prob.
17.9117	3.250	1.327	13.50	5	.000

표 4-3. C와 D의 T-test

(Difference) Mean	Standard Deviation	Standard Error	t-value	Degree of Freedom	2-Tail Prob.
43.9400	8.302	3.389	12.96	5	.000

(3) 실험조건 E와 F에서의 T-test  
 자세에 의한 영향(POSTURE)은  $T=14.37 > t(5;0.01)=3.365$ 이므로 역시 귀무가설은 기각되어 자세의 변화가 L5/S1의 압력에 현저

한 영향을 끼침을 알 수 있다. L5/S1 압력의 평균값의 차이는 16.732kg이고, 입식의 경우 압력의 평균은 1.317W, 좌식의 경우는 1.580W 이었다.

표 4-4. E와 F의 T-test

(Difference) Mean	Standard Deviation	Standard Error	t-value	Degree of Freedom	2-Tail Prob.
16.7267	2.852	1.164	14.37	5	.000

(4) 실험조건 G와 H에서의 T-test  
 자세에 의한 영향(POSTURE)은  $T=8.37 > t(5;0.01)=3.365$ 이므로 역시 자세의 변화가 L5/S1의 압력에 현저한 영향을 끼침을 알 수 있다. 입식 작업의 경우 L5/S1의 평균 압

력은 2.029W(=128.992kg), 좌식 작업의 경우는 2.585W(=164.337kg)의 커다란 압력을 나타내었다. 또, 그 차이의 평균값은 0.556W(=35.345kg)로 커다란 차이를 보였다.

표 4-5. G와 H의 T-test

(Difference) Mean	Standard Deviation	Standard Error	t-value	Degree of Freedom	2-Tail Prob.
34.8450	10.498	4.286	8.13	5	.000

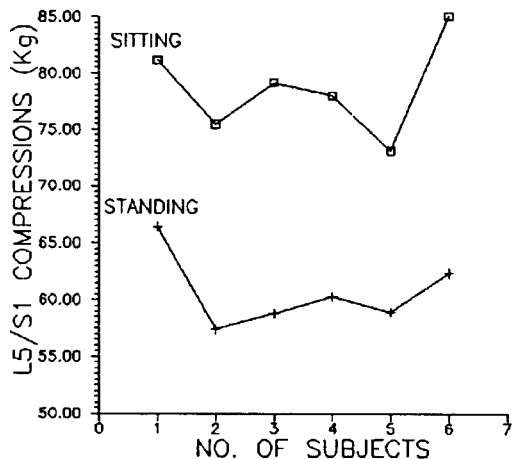


그림 4-1. 실험 A, B의 결과

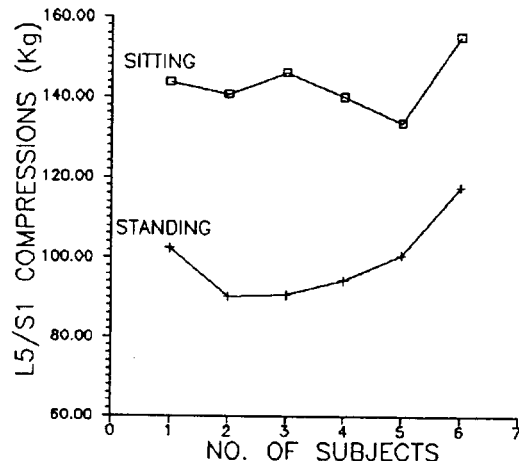


그림 4-2. 실험 C, D의 결과



표 4-6. 각 실험 조건에 따른 L5/S1 압력의 평균값

실험조건	L5/S1 압력차이의 평균값(kg)	평균체중비
A, B	17.913	0.282W
C, D	43.940	0.691W
E, F	16.732	0.263W
G, H	35.345	0.556W

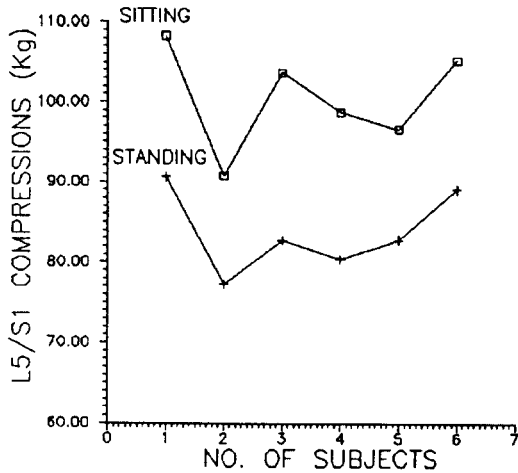


그림 4-3. 실험 E, F의 결과

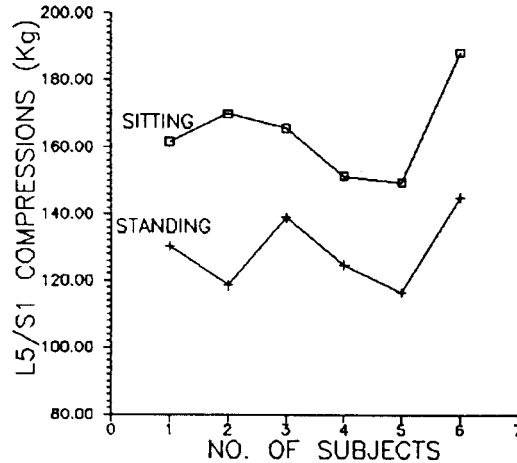


그림 4-4. 실험 G, H의 결과

4.2.2. 실험 결과 고찰

위에서의 분석에서 알 수 있듯이 입식 자세에서 좌식 자세로의 변화는 L5/S1의 압력(compression)에 현저한 영향을 미침을 알 수 있다.

<표 4-6>에서 알 수 있듯이 하중의 크기가 증가함에 따라 압력 차이의 평균값은 별로 변하지 않았으나 힙관절로부터의 거리가 증가함에 따라(40cm→70cm) 압력은 현저한 차이를 보였다. 차이가 가장 큰 실험 C, D에서 좌식 작업의 경우에 입식작업보다 무려 피실험자 체중의 69.1%에 해당하는 압력이 L5/S1 관절에 더 걸린다는 사실을 발견할 수 있었다. 따라서, 상체에서 멀리 떨어진 하중을 다루는 작업에서 입식작업이 L5/S1 압력의 견지에서 훨씬 더 유리함을 알 수 있었다.

V. 결론 및 토의

5.1. 결론 및 토의

본 연구에서는 입식 작업의 경우와 좌식 작업의 경우에 허리 디스크의 압력의 차이가 유의한지를 생체 역학 모형을 이용하여 분석하여 보았다.

그 결과, L5/S1의 압력이 좌식 작업에 비해 입식 작업의 경우에 현저히 감소함을 알 수 있었다. 또, 이 크기는 실험조건이 여러가지로 변화함에 관계없이 일정한 수준 이상의 차이를 나타내었다. 기존의 연구결과에서 좌식 작업을 하는 작업자들이 입식작업을 하는 작업자들에 비하여 low back pain의 발생비율이 적게 나타났던 것은 아마도 본 실험과 같은 동일한 작업 하중에 대한 비교가 아니었기 때문에 기

인한 결과라 생각된다. 예를 들면, 피실험자 1이 힙관절에서 70cm 떨어진 2.8kg의 하중을 좌식 작업으로 수행할 경우에 나타난 L5/S1의 압력 143.72kg은 생체 역학 모형으로 분석할 경우에 입식 작업으로는 5.7kg이상의 하중을 드는 경우와 동일한 압력이다. 이처럼 좌식 작업은 입식작업에 비해 더 커다란 부하를 L5/S1 관절에 주게 된다. 물론, 이 차이가 가장 큰 경우에도 L5/S1에서의 압력은 NIOSH(National Institute for Occupational Safety and Health)에서 경고하는 위험 수준을 넘지는 않았다.(그림 5-1)

그러나, 대부분의 작업자가 작업시간의 대부분을 동일한 자세를 유지하여야 함을 생각할 때 이 압력의 차이가 디스크에 주는 영향도 무시할 수는 없으리라 생각된다. 이러한 긴장(strain)이 장기간 반복될 경우, 일반적인 디스크 관절에서의 stress와 strain의 관계-정적인 피로와 반복적인 부하가 반복되면 파괴가 빨리 발생한다.-에 의해 요통의 발생 위험이 증가하리라는 것을 쉽게 알 수 있다.

특히, 직업병의 증상에서 low back pain이 차지하는 비중을 생각할 때 작업자들에게 좌식작업보다는 입식작업을 권하는 것이 바람직할 것이다. 그러나, 대부분의 작업자들이 동일

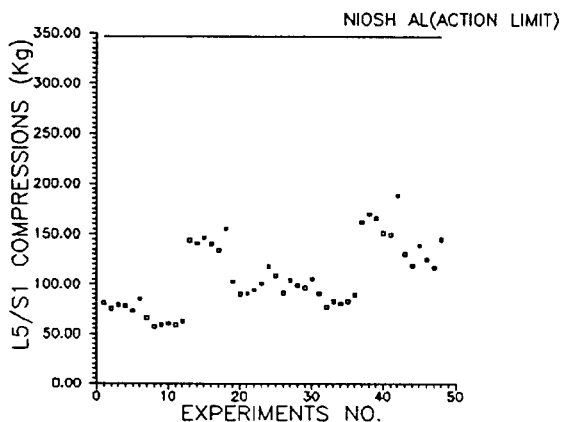


그림 5-1. NIOSH의 제한치와 실험에서 얻은 자료들

작업에 대하여 입식 작업을 좌식 작업보다 더 선호하지는 않으리라 생각된다. 따라서 입식 작업에로의 변화는 쉬운 일이 아니라 생각된다. 물론, 입식 작업이 좌식작업보다 허리고통의 관점에서 더 좋은 자세일지라도 작업자세의 변화를 위해서는 설득과 동시에 입식작업이 습관화될 때까지 적절한 휴식과 앉는 것을 허용하는 등의 여러가지 고려사항이 뒤따라야 할 것이다. 실제로 좌식작업을 입식 작업으로 전환하였을 경우 초기에는 오히려 허리의 통증을 호소하기도 한다[13]. 본 실험은 실제 작업이 아니라 실험실에서의 측정을 위해 고안된 들기(lifting) 작업을 수행하는 동인의 순간적인 분석이므로 앞으로 좀 더 정확한 분석을 위해서는 실제 작업장에서 이루어지고 있는 작업을 다루어야 할 것이다. 또한 실제로 좌우 대칭의 작업은 아주 제한적일 것으로 생각된다. 이처럼 본 연구는 여러가지 제한을 지니지만 L5/S1의 압력의 견지에서는 입식작업이 좌식작업에 비해 더 바람직하다는 결론을 내릴 수 있겠다.

## 5.2. 앞으로의 연구 방향

본 연구는 제한된 조건에서 단지 L5/S1 관절의 압력만을 요소(factor)로 하여 분석한 결과이므로 여러 가지 한계를 지니고 있다.

(1) 작업 자세와 L5/S1의 압력 이외의 다른 요소(factor)들과의 관계

- 즉, 어깨의 근육, 다리의 근육 또는 몸의 여러 관절에서의 염력(torque) 값 등 다른 요소들에 대한 관계

(2) 작업 자세가 실제 수행도에 미치는 영향

- 자세의 변화가 작업 수행도에 어떠한 영향을 미칠 것인가에 대한 고려 사항.

(3) 실제적이고 연속적인 작업 자세의 분석

- 작업의 한 단면이 아닌 전체 작업을 수행하는 모든 동작에 대한 연구와 좌우대칭으로 수행하는 작업이 아닌 실제 작업장 내에서의 작업 분석.

- (4) 다른 작업 자세에 대한 분석  
- 입식 작업, 좌식 작업 이외의 semi-sitting  
작업에 대한 고려.
- (5) 연속 작업 수행시 모형의 정확도 연구

참 고 문 헌

[1] Bartelink, D.L., "The Role of Abdominal Pressure in Relieving the Pressure on the Lumbar Intervertebral Discs, *J. Bone Jt. Surg.*, 39B, pp.718-725, 1957.

[2] Chaffin, D.B., and Andersson, G., *Occupational Biomechanics*, John Wiley & Sons, 1984.

[3] Dempster, W.T., *Space Requirements of the Seated Operator*, WADC-TR-55-159, Aerospace Med.Res. Lab, Wright-Patterson AFB, 1955.

[4] Dempster, W.T., Sherr, L.A., and Priest, J.F., "Conversion Scales for Estimating Humeral and Femoral Lengths of Functional Segments in the Limbs of American Causoid Male", *Human Biology*, 36, 3, pp.246-261, 1964.

[5] Drillis, R.J., Contini, R., and Bluestein, M., "Determination of Body Segment Parameters", *Human Factors*, 5, 5, pp. 493-504, 1963.

[6] Fisher, B.O., *Analysis of Spinal stresses During Lifting*, unpublished M.S.thesis (Industrial Engineering), Univisity of Michigan, 1967.

[7] Grandhean, E., *Fitting the Task to the Man*, Taylor and Francis, 1980.

[8] Hult, L., "Cervical, Dorsal and Lumber Spinal Syndromes", *Acta. Orthop. Scand.*, Suppl.17, 1954.

[9] Morris, J.M., Lucas and Bressler, B., "Role of the Trunk in Stablity of the Spine", *J.Bone Jt. Surg.*, 43A, pp.321-351, 1961.

[10] Park, K.S., *A computerized Simulation Model of Postures during Manual Materials Handling*, Unpublished Ph.D. Thesis, The University of Michigan, 1973.

[11] Svensson, H.O., and Andersson, G.B., "Low Back Pain in 40-47 Year Old Man : Frequency of Occurence and Impact on Medical Services", *Scand. J. Rehab. Med.*, 14, pp.47-53, 1982.

[12] 박 경수, 인간공학-작업 경제학, 영지문화사, 1992.

[13] 세키 하루오, "JIT 개선사례①의료기기 : 인원 작업공간 감소로 목표 60% 도전", 공장 관리, 제7권 11호, pp.126-133, 1989.

[14] 안 예환, "국내 생산현장에 있어서 작업장문화에 대한 연구", 생산성, 제3호(No. 55), pp.134-140, 1991.