*Journal of the Ergonomics Society of Korea*
Vol.21, No.4, pp.47-65, December 2002


# 심물리학적 방법을 이용한 다양한 하지 자세의 부하 평가

# Evaluation of postural load of varying leg postures using the psychophysical scaling

이인석*, 정민근**, 기도형***

## ABSTRACT

Leg posture is an important factor in adopting the proper working postures since it has a strong relationship with the postural stability and mobility of the human body. In this study, thirty-one different leg postures were evaluated based on perceived discomfort. Eighteen male subjects were instructed to maintain the postures for one minute and then to report their perceived discomfort using the free-modulus magnitude estimation method. The ANOVA results showed that the leg posture had a significant effect on the mean discomfort rating. Especially, the effect of the knee flexion angle was the largest, followed by that of unbalance or one-foot posture. However, the interaction effect between the knee flexion angle and balance factors was not significant, which implies that discomfort levels of a complex posture, a combination of several postural factors such as knee flexion and postural imbalance, can be estimated by summing independent simple postures' stress. It is recommended that a new posture classification scheme fully considering lower limb's postural load be developed for more precisely quantifying postural load.

Keyword: leg posture, postural load, postural classification, psycophysical evaluation

* 한경대학교 안전공학과
주 소 : 456-749 경기도 안성시 석정동 67
전 화 : 031-670-5286
E-mail:lis@hnu.hankyong.ac.kr
** 포항공과대학교 기계산업공학부
*** 계명대학교 산업시스템공학과

# 1. 서 론

부적절한 작업자세는 중량물의 무리한 취급과 함께 작업관련 근골격계 질환(Work-Related Musculoskeletal Disorders; WMSDs) 유발의 주요 요인으로 꼽히고 있다. 근골격계 질환과 부적절한 작업자세와의 상관 관계는 이미 많은 연구 결과에서 보고되고 있다(van Wely, 1970; Grandjean and Hünting, 1977; Westgaard and Aarås, 1984; Armstrong, 1986; Putz-Anderson, 1988; Armstrong et al., 1993; Bernard, 1997). Van Wely (1970)와 Grandjean과 Hünting (1977)은 부적절한 작업자세의 예와 각 자세와 관련하여 발생 가능한 질환 및 통증 부위를 제시하고 있다. Armstrong (1986)은 상지의 자세가 근골격계 질환과 높은 상관관계를 가지고 있음을 보고하였으며, Westgaard and Aarås (1984)는 장시간 동안 어깨와 목에서 정적인 자세를 유지한 채 작업을 하는 작업자들에게 어깨와 목 부위에서 근골격계 질환이 발병하는 비율이 상대적으로 높은 것으로 보고하였다. 그리고, 미국의 국립직업안전보건원(National Institute for Occupational Safety and Health: NIOSH)에서는 600건 이상의 역학적 연구 (epidemiologic studies) 문헌에 대한 조사 결과를 바탕으로 부적절한 작업자세와 목, 어깨, 허리에서의 근골격계 질환 발병 간에 인과관계의 증거가 있음을 보고하고 있다(Bernard, 1997).

근골격계 질환의 요인으로서 작업자세에 대한 연구는 주로 상지, 어깨, 목, 허리 등의 상체를 대상으로 이루어졌으며, 하지에 대한 연구는 상체에 비해 상대적으로 적게 이루어지고 있다(Corlett et al., 1986; Bernard, 1997). 이는 작업 중 하지의 자세가 상대적으로 상지에 비해 제한적이며, 하지에서의 근골격계 질환의 유발이 상체에 비해 상대적으로 적기 때문인 것으로 추정된다. 그러나, 근골격계 질환의 유발과 하지 자세간의 상관성은 여러 연구에서 보고하고 있으며, 하지 자세를 근골격계 질환의 주요 위험 요인 중 하나로 보고하고 있다(Van Wely, 1970; Grandjean and Hunting, 1977; Gallagher et al., 1988). 하지 자세는 전신의 안정성(stability)과 동작성(mobility)에 영향을 미치기 때문에 하지의 자세에 따라서 전신의 작업 자세 부하가 영향을 받게 된다(Kirby et al., 1987). Gallagher 등(1988)은 하지의 자세에 따라서 들기 작업의 최대 취급 하중이 영향을 받으며, 생리적 부하(metabolic stresses)와 무릎에서의 인체역학적 부하(biomechanical stresses)가 영향을 받는 것으로 보고하고 있다. 특히 무릎 꿇기 자세에서 들기 작업을 수행해야 하는 경우에는 무릎 동작의 제한으로 인해 몸통을 비트는 자세를 취하게 되어 허리의 부하가 증가하는 것으로 나타났다.

한국을 비롯한 아시아 국가와 아프리카 국가에서는 전통적으로 서양의 입식 생활 문화와는 달리 좌식 생활 문화를 가지고 있다. 이

들 국가에서는 쪼그려 앉은 자세, 바닥에 앉는 자세, 책상 다리 등과 같은 하지의 자세를 많이 취한다. 그러나, 기존의 자세 부하에 관한 많은 연구는 다양한 하지의 자세 중 선 자세와 의자에 앉는 자세에 치우친 경향이 있는데, 이는 대부분의 연구가 서양의 연구진에 의해 이루어짐으로 인한 문화적 차이에 따른 것이라 할 수 있다(Bridger, 1991). 한국에서는 조선 작업, 자동차 조립 작업, 농작업, 기계 수리 작업 등 다양한 작업 현장에서 작업자들이 쪼그려 앉기를 비롯한 다양한 하지의 자세를 취한 채 작업을 수행하고 있는 것으로 보고되고 있다(Lee and Chung, 1999; Chung et al., 2002). 그러나, 이러한 자세들의 부하에 대한 연구는 미진한 상태이며, 국내에서 이인석과 정민근(1998)이 쪼그려 앉는 자세에서 받침대 높이와 지속 시간에 따른 부하 변화를 심물리학적 방법으로 평가한 예가 있다.

부적절한 작업 자세로 인한 근골격계 질환을 예방하고 작업의 생산성을 높이기 위해서는 작업 자세로 인한 작업 부하의 평가가 무엇보다도 중요하다. 따라서 작업 자세의 부하를 평가하기 위한 많은 연구들이 학계와 산업계간의 연계를 통해 이루어지고 있다(Genaidy et al., 1994). 작업자세 평가와 관련된 연구 중, 자세의 부하를 정량적으로 평가하고자 하는 연구가 수행되어 왔다. 이들 연구들은 주어진 자세를 정적으로 일정 시간 유지한 후 주관적 불편도를 평가하여 각 관절의 자세를 비교하고 정량적인 불편도 지수를 정의하고자 하였다(Genaidy et al., 1995; Kee and Karwowski, 2001). Genaidy 등 (1995)은 상체의 각 관절에서의 비중립적인 자세의 불편도를 주관적으로 평가하여 자세간의 불편도 서열을 매긴 바 있다. Kee and Karwowski(2001)는 상체의 각 관절에서의 자세를 대상으로 주관적 불편도를 평가하여 자세 분류 체계를 개발하고, 각 분류별로 부하 지수를 정의한 바 있다. 그런데, 이들 연구에서는 앉은 자세와 선 자세에서 허리, 목, 어깨, 팔꿈치, 손목 등의 관절에서의 자세들만을 대상으로 하였다.

본 연구에서는 하지의 다양한 자세에 대하여 정적인 자세 유지 후 피실험자가 느끼는 주관적 불편도를 이용하여 자세의 부하를 평가하여, 하지 자세간의 부하 수준을 비교하고자 한다. 하지 자세의 부하 비교는 작업 자세의 부하를 평가하는 데 있어 작업자세간의 상대적 비교가 가능하게 하는 기초 자료로 이용될 수 있다.

## 2. 연구 방법

### 2.1 피실험자

본 연구에서는 근골격계 질환을 경험한 적이 없는 건강한 남자 대학생 및 대학원생 18명이 실험에 참여하였다. 피실험자의 평균(SD) 연령, 신장, 그리고 체중은 각각 23.1(±2.8)세, 174.4(±4.4)cm, 그리고 68.9(±5.2)kg이다(표 1 참조).

표 1. 피실험자 인체 측정 자료

| | 나이 (세) | 신장 (cm) | 체중 (kg) | 어깨 너비 (cm) | 발길이 (cm) |
|---|---|---|---|---|---|
| 평균 | 23.1 | 174.4 | 68.9 | 40.7 | 24.7 |
| 표준편차 | 2.8 | 4.4 | 5.2 | 1.6 | 0.8 |
| 최대 | 29.0 | 180.0 | 80.0 | 43.6 | 25.8 |
| 최소 | 18.0 | 162.8 | 59.6 | 36.2 | 22.7 |

실험을 수행하기 전에 피실험자들의 어깨 너비와 발길이를 측정하였다. 이 측정치들은 본실험에서 평가되는 자세를 정의하는 과정에 이용되었다(표 2 참조). 어깨 너비는 양 어깨의 견봉(acromia)간의 수평거리로 정의하였다. 발 길이는 발뒤꿈치의 끝과 발가락의 끝 간의 거리를 발의 장축에 대하여 평행하게 측정하였으며, 측정은 오른발을 대상으로 하였다(Pheasant, 1990). 피실험자들의 평균(SD) 어깨 너비와 발 길이는 각각 40.7(±1.6)cm와 24.7(±0.8)cm이다(표 1 참조).

## 2.2 하지 자세

본 연구에서는 31개 하지 자세를 대상으로 주관적 불편도를 평가하였다. 31개 자세는 자세의 특징에 따라 서기(standing), 무릎 굽혀 서기(knee-flexed posture), 한발로 서기(one-foot posture), 앉기(sitting), 무릎 꿇기(kneeling), 불균형 자세(imbalanced posture) 등 크게 6 종류로 분류된다. 31개의 자세의 코드와 정의가 표 2에 제시되어 있으며, 그림 1은 각 자세를 보이고 있다.

## 2.3 주관적 불편도 평가

본 연구에서는 피실험자들이 주어진 자세를 1분간 유지한 후에 자신이 느낀 지각 불편도(perceived discomfort)를 magnitude estimation 기법을 이용하여 평가하였다. 피실험자들은 자세에 대해 자신이 인지한 불편도 수준을 양의 숫자로 평가해 불편한 정도가 클수록 큰 숫자를 제시하였다. 그리고, 피실험자들은 전혀 불편하지 않은 상태 (완전히 편안한 상태)를 0이라 가정하고 실험에 참여하였다. Magnitude estimation 기법은 피실험자가 외부의 자극의 정도를 인지하여 그 크기를 숫자나 선의 길이와 같이 다양한 표현 방식으로 평가하는 방법이다. 이 기법은 심물리학(psychophysics) 연구에서 많이 이용되는 평가 방법이며(Gescheider, 1985), 자세의 부하를 평가하는 연구에서도 이용되고 있다(Kee and Karwowski, 2001).

Magnitude estimation 기법은 적용 방법에 따라 주어진 기준을 이용하여 자극의 정도를 평가하는 방식(modulus method)과 주어진 기준이 없이 피실험자가 스스로 설정한 기준을 이용하는 방식 (free-modulus method)으로 나뉜다. Free-modulus 방식은 실험자가 피실험자의 평가에 미치는 영향이 적으며 피실험자의 비율 척도 능력을 최대한 발휘하게 하는 장점이 있다. 본 연구에서는 평가의 기준을 제시하지 않은 채 피실험자가 스스로 설정한 기준에 따라 불편도의 크기를 평가하는 방식으로 자세의 불편도를 평가하였다. 이 방법에서는 피실험자에게 기준이 되는 자극을 정의해 주지 않을 뿐만 아니라,

숫자의 크기에 대한 어떠한 불편도 의미의 기준 (예: 조금 불편함, 매우 불편함 등)을 제시하지 않는다. 피실험자들은 처음에 취한 자세에 대한 평가치를 기준으로 하여 불편도의 크기의 비율을 판단하여 자세들의 불편도를 평가하게 된다.

Free-modulus magnitude estimation 기법에 의해 구한 데이터는 평가자에 따라서 숫자의 크기와 범위가 다르며, 똑같은 자극에 대한 평가라 하더라도 다양한 크기의 숫자로 평가되게 된다. 이는 피실험자마다 다른 기준에 의해 불편도를 평가하기 때문이다. 따라서, 이러한 데이터는 분석을 수행하기 전에 표준화를 하여야 한다. 본 연구에서는 불편도 데이터를 각 피실험자들의 최대값에 대한 비율로 변환하는 최대값 표준화 방법 (maximum normalization method)을 이용하여 각 데이터를 0~100 사이의 척도로 표준화하였다(Gescheider, 1985; Han et al., 1999). 최대값 표준화 방법은 다음의 식을 따른다.

$$NV_{ij} = \frac{X_{ij}}{Max_i} \times 100$$

(i: 피실험자 번호 (i=1, 2, ..., 18); j: 하지 자세 번호 (j=1, 2, ..., 31); NVij: i번째 피실험자의 j번째 하지 자세에 대한 표준화된 불편도; Xij: i번째 피실험자의 j번째 하지 자세에 대한 불편도 데이터; Maxi: i번째 피실험자의 불편도 데이터 중 최대값.)

## 2.4 실험 방법 및 절차

### 2.4.1 예비 실험

Magnitude estimation 기법은 비율척도의 데이터를 수집하기 위한 방법이다. 이 기법을 적용하기 위해서는 피실험자가 적정한 수준의 비율 척도 능력을 가지고 있어야 하며, 실험에 참여하기에 앞서 비율 척도에 익숙해 질 필요가 있다(Gescheider, 1985; Han et al., 1999). 본 실험에서는 line production 과 numeric estimation 방법을 이용하여 피실험자들의 비율 척도 능력을 검증하고, 이들에게 magnitude estimation 기법이 익숙해 지도록 하였다. Line production은 주어진 숫자에 해당하는 길이의 직선을 그리는 방법이며, numeric estimation은 주어진 직선의 길이를 숫자로 평가하는 방법이다. 피실험자들은 각각 9개의 직선과 숫자를 무작위 순서로 제시받고 비율 척도로 숫자와 직선으로 자극의 정도를 평가하는 예비 실험을 수행하였다.

예비 실험에서 구한 데이터를 이용해 피실험자의 비율 척도 능력을 검증하였다. Magnitude estimation을 이용해 직선의 길이를 숫자로 평가하는 경우와 그 반대의 경우에는 물리적 자극과 인지강도 사이에 지수함수(power function)가 성립되며, 이때의 지수는 1.0인 것으로 알려져 있다(Gescheider, 1985). 본 연구에서는 이를 이용하여 숫자와 직선의 길이의 로그값을 취한 후에 이들 값을 이용하여 단순선형회귀분석을 수행하였다. 선형회귀식의 기울기의 95% 신뢰범위가 1.0을 포함하면 피실험자가 비율척도능력을 가진 것으로 판단하였다. 본 연구에서는 18명의 피실험자 모두 예비실험을 통과하였다.

표 2. 실험에서 평가된 31개 하지 자세의 코드 및 정의

| 대분류 | Code | 자세 설명 |
|---|---|---|
| 서기 (Standing) | STD_ML0 | 양발 좌우 간격(Mediolateral distance between heels): 0% 어깨너비 (발 모으고 서기) |
| | STD_ML50 | 양발 좌우 간격: 50% 어깨너비 (기준 서기 자세) |
| | STD_ML100 | 양발 좌우 간격: 100% 어깨너비 |
| | STD_ML125 | 양발 좌우 간격: 125% 어깨너비 |
| | STD_AP50 | 양발 전후 간격 (Anterior-posterior distance between heels): 50%발길이 |
| | STD_AP100 | 양발 전후 간격: 100% 발길이 |
| | STD_AP150 | 양발 전후 간격: 150% 발길이 |
| | STD_TIPTOE | 발 끝으로 서기 (Tiptoeing) |
| | STD_LEAN | 벽에 등을 기대고 서기 (Leaning) |
| 무릎 굽혀 서기 (Knee-flexed posture) | KF_150 | 무릎 각도: 150° |
| | KF_120 | 무릎 각도: 120° |
| | KF_90 | 무릎 각도: 90° |
| | KF_SQ | 무릎 각도: < 90° (Squatting) |
| 한발로 서기 (One-foot standing) | OF_STD | 한 발로 서기 |
| | OF_KF150 | 한 발로 무릎 굽혀 서기 (무릎각도: 150°) |
| | OF_KF120 | 한 발로 무릎 굽혀 서기 (무릎각도: 120°) |
| 앉기 (Sitting) | SC_NB20 | 의자에 앉기 (등판 없음 (No backrest), 좌판 높이: 20cm) |
| | SC_NB30 | 의자에 앉기 (등판 없음, 좌판 높이: 30cm) |
| | SC_NB40 | 의자에 앉기 (등판 없음, 좌판 높이: 40cm) |
| | SC_B40 | 의자에 앉기 (등판 있음 (Backrest), 좌판 높이: 40cm) |
| | SF_CRS | 책상다리로 바닥에 앉기 (Crossed legs) |
| | SF_180 | 바닥에 다리 펴고 앉기 (무릎각도: 180°) |
| | SF_90 | 바닥에 다리 굽혀 앉기 (무릎각도: 90°) |
| 무릎꿇기 (Kneeling) | KNL_0 | 무릎꿇기 (무릎각도: 0°) |
| | KNL_90 | 무릎꿇기 (무릎각도: 90°) |
| | KNL_ONE | 한 무릎 꿇기 |
| | KNL_CRWL | 엎드려 양손과 양 무릎으로 몸을 지탱 (Crawling) |
| 불균형 자세 (Imbalanced posture) | ISTD_ML | STD_ML50 자세를 취한 후 오른발에 체중을 모아 지지하기 |
| | ISTD_AP | STD_AP100 자세를 취한 후 오른발에 체중을 모아 지지하기 |
| | IKF_150 | KF_150 자세를 취한 후 오른발로 체중을 지지하기 |
| | IKF_SQ | KF_SQ 자세를 취한 후 오른발로 체중을 지지 (Imbalanced squatting) |

(a) STD_MLs

(b) STD_APs

(c) STD_TIPTOE

(d) STD_LEAN

(e) KFs

(f) KF_SQ

(g) OF_STD

(h) OF_KFs

(i) SC_B40

(j) SC_NBs

(k) SF_CRS

그림 1. 실험에서 평가된 하지 자세

(l) SF_180

(m) SF_90

(n) KNL_0

(o) KNL_90

(p) KNL_ONE

(q) KNL_CRWL

(r) ISTDs

(s) IKF_SQ

그림 1. 실험에서 평가된 하지 자세 (계속)

### 2.4.2 본실험

실험은 주어진 자세를 1분간 유지한 후 피실험자가 인지한 불편도를 숫자로 표현하는 방식으로 이루어졌다. 각 피실험자는 각기 다른 순서로 31개 자세를 취하였으며, 모든 자세는 무작위로 제시되었다. 피실험자들은 각 자세에 대한 불편도를 평가한 후 최소 2분간 휴식을 취하였으며, 피실험자가 충분히 휴식을 취하였다고 확인한 후 실험을 진행하였다. 실험은 피실험자 2명이 한 조가 되어 진행되었으며, 각 조별로 약 4시간 정도의 시간이 걸렸다.

본 실험은 바닥에 카펫이 깔려 있는 독립된 공간에서 수행되었다. 피실험자들은 맨발로 실험에 참여하였으며 편안한 복장을 입었다. 작업자세를 취할 때는 실험자가 수동 고니어미터를 이용하여 무릎 각도를 측정하여 주어진 자세를 취하도록 하였다.

불균형 자세에 대한 평가를 수행할 때는 피실험자들에게 힘판(Bertec, Type 4060-80) 위에서 자세를 취하도록 하였다. 힘판 위에는 다른 자세를 취할 때와 같은 카페트 바닥을 깔았다. 피실험자들은 균형 자세를 취한 후에 무게 중심을 움직여 오른발에 무게 중심이 위치하도록 한 후에 1분 동안 그 자세를 지속하였다. 피실험자들은 모니터를 통해 무게 중심의 위치를 연속적으로 관찰하면서 무게 중심이 지정된 위치에 유지하도록 하였다. 무게 중심의 지정 위치는 실험 전에 주어진 자세를 취하도록 하여 정의하였다.

## 3. 결과

표준화된 불편도 데이터를 이용해 하지 자세간의 불편도 차이와 불균형 정도에 따른 불편도의 차이를 분석하기 위한 분산분석을 각각 수행하였다. 또한, 자세간의 불편도 차이를 비교하기 위하여 Duncan 다중 영역 검정을 수행하였다(Montgomery, 1991). 통계적 분석은 통계분석 프로그램인 SAS를 이용하여 수행하였다(SAS, 1996).

### 3.1 전체 자세에 대한 분산 분석

표 3. 주관적 불편도에 대한 분산분석 결과

| Source of variation | DF | SS | MS | F | p |
|---|---|---|---|---|---|
| Posture | 30 | 211356.88 | 7045.23 | 48.87 | 0.0001* |
| Subject | 17 | 114120.25 | 6712.96 | - | - |
| Posture×Subject | 510 | 73527.32 | 144.17 | - | - |
| Total | 557 | 399004.44 | | | |

*statistically significant at α=0.05

하지의 자세에 따른 주관적 불편도의 차이를 분석하기 위하여 하지의 자세를 주요인으로 하여 일원 분산 분석을 수행하였다. 분산분석 결과는 하지의 자세에 따라 주관적 불편도가 통계적으로 유의한 차이를 보이고 있는 것으로 나타났다($p<0.01$)(표 3). 표 4는 31개 하지 자세에 대한 주관적 불편도의 평균 및 표준편차와 Duncan 다중 범위 검정 결과를 보이고 있다($\alpha=0.05$). Duncan 다중 범위 검정 결과로부터 31개 자세를 주관적

불편도에 따라 명확히 그룹화하여 나누기는 어려우나, 불편도가 높은 자세들간에는 불편도가 낮은 자세들에 비해 그룹이 명확하게 이루어지고 있다.

불편도가 높은 자세는 크게 두 그룹으로 구분이 된다. 불편도가 가장 높은 그룹은 무릎을 90°로 굽혀 선 자세(KF_90)와 한발로 선 상태에서 무릎각도를 120°로 굽힌 자세

표 4. 31개 하지 자세에 대한 주관적 불편도 평균 및 표준편차와 Duncan 다중 범위 검정 결과

| Grouping* | Code | Category | Mean | (SD) |
|---|---|---|---|---|
| | KF_90 | Knee-flexed posture | 85.5 | (22.7) |
| | OF_KF120 | One-foot posture | 82.9 | (14.4) |
| | OF_KF150 | One-foot posture | 51.7 | (22.7) |
| | IKF_SQ | Imbalanced knee flexion | 50.3 | (27.4) |
| | KF_120 | Knee-flexed posture | 50.2 | (22.2) |
| | KNL_0 | Kneeling | 49.4 | (28.9) |
| | KNL_ONE | Kneeling | 47.8 | (27.9) |
| | KF_SQ | Knee-flexed posture | 46.4 | (28.2) |
| | IKF_150 | Imbalanced knee flexion | 38.7 | (18.9) |
| | STD_TIPTOE | Standing | 36.9 | (21.3) |
| | OF_STD | One-foot posture | 36.9 | (23.3) |
| | KF_150 | Knee-flexed posture | 32.1 | (19.4) |
| | KNL_90 | Kneeling | 29.6 | (19.4) |
| | ISTD_AP100 | Imbalanced standing | 27.7 | (17.6) |
| | ISTD_ML50 | Imbalanced standing | 26.0 | (19.2) |
| | STD_AP150 | Standing | 23.9 | (18.9) |
| | STD_ML125 | Standing | 20.0 | (17.9) |
| | KNL_CRWL | Kneeling | 19.5 | (14.9) |
| | STD_AP100 | Standing | 19.5 | (15.2) |
| | STD_ML100 | Standing | 19.2 | (17.4) |
| | SF_180 | Floor sitting | 17.8 | (16.0) |
| | STD_ML0 | Standing | 16.6 | (14.2) |
| | SF_90 | Floor sitting | 16.5 | (13.9) |
| | STD_AP50 | Standing | 16.4 | (14.5) |
| | STD_ML50 | Standing | 16.1 | (14.4) |
| | STD_LEAN | Standing | 14.6 | (14.9) |
| | SC_NB40 | Chair sitting | 13.8 | (12.8) |
| | SC_NB20 | Chair sitting | 11.9 | (12.8) |
| | SC_NB30 | Chair sitting | 11.8 | (12.2) |
| | SF_CRS | Floor sitting | 8.9 | (8.8) |
| | SC_B40 | Chair sitting | 8.5 | (9.6) |

*no significant difference at $\alpha$=0.05

(OF_KF120)이다. 이들의 주관적 불편도는 각각 85.5와 82.9이며, 불편도가 가장 적은 자세인 등받이가 있는 의자에 앉은 자세(SC_B40)에 대한 불편도(8.5)의 약 10배에 이른다. 두 번째 그룹에 속하는 불편도가 큰 자세들에는 무릎을 굽힌 자세, 불균형 자세, 한 발로 선 자세, 무릎 끓기 자세들이 포함되었다. 반면, 서기 자세와 앉기 자세는 상대적으로 불편도가 적은 것으로 나타났다.

위에서 살펴본 바와 같이 31개 자세의 불편도를 전체적으로 구분하여 비교하기는 쉽지 않으므로, 다음에는 표 2에서 대분류된 하지 자세 범주들별로 불편도의 크기를 살펴보고자 한다. 표 2에서는 하지 자세를 크게 6개 범주로 나누었으나 한발로 서기 자세와 불균형 자세간의 불편도의 차이가 크지 않아 (표 4), 이들을 한 범주로 하여 5개의 하지 자세 범주로 나누어 살펴본다.

### 3.2 서기 자세의 불편도

그림 2는 서기 자세들의 불편도 평균과 Duncan 다중 범위 검정 결과를 보이고 있다. 서기 자세 중에는 기대어 서기 자세(STD_LEAN)의 불편도(14.6)가 가장 낮았으며, 발끝으로 서기 자세(STD_TIPTOE)가 가장 높은 불편도(36.9)를 보였다. 서기 자세는 의자에 앉기 자세(SC_B40)에 비하여 1.7~4.3배의 불편도 크기를 보이고 있다. 발끝으로 서기 자세는 다른 자세보다 통계적으로 유의하게 큰 불편도를 보이고 있으며($\alpha$ =0.05), 발을 좌우로 벌려 서기 자세와 앞뒤로 벌려 서기 자세들의 경우에는 발간격에 따른 불편도 차이가 통계적으로 유의하지 않았으나, 발간격이 클수록 불편도가 증가하는 경향을 보였다.

### 3.3 무릎 굽혀 서기 자세의 불편도

그림 3은 무릎 굽혀 서기 자세들의 불편도 평균과 Duncan 다중 범위 검정 결과를 보이고 있다. 불편도는 무릎각도가 감소할수록 증가하여 불편도 평균이 무릎각도 150°에서는 32.1이고 무릎각도 90°에서는 85.5이며, 의자에 앉기 자세(SC_B40)에 비해서는 3.8~10.0배의 불편도 수준이다. 무릎 굴곡 각도를 90°로 굽힌 자세(KF_90)는 다른 자세들보다 통계적으로 유의하게 큰 불편도를 보이고 있으며, 무릎각도 150°로 굽힌 자세(KF_150)는 서기 자세(STD_ML50)보다는 통계적으로 유의하게 크고, 다른 무릎 굽혀 서기 자세들보다는 통계적으로 유의하게 적은 불편도를 보이고 있다($\alpha$=0.05). 무릎각도가 120°인 경우(KF_120)와 쪼그려 앉은 자세(KF_SQ)에 대한 불편도는 통계적으로 유의한 차이를 보이지 않았다($\alpha$=0.05).

### 3.4 앉기 자세의 불편도

그림 4는 앉기 자세들의 불편도 평균과 Duncan 다중 범위 검정 결과를 보이고 있다. 앉기 자세는 바닥에 무릎 펴고 앉기 자세(SF_180)의 불편도(17.8)가 가장 높고, 등받이 있는 의자에 앉기 자세(SC_B40)가 가장 낮은 불편도(8.5)를 보였다. 바닥에 무릎 펴고 앉기 자세는 의자에 앉기 자세보다 약

2.1배 큰 불편도를 보였다. 바닥에 앉기 자세가 의자나 받침대에 앉는 자세들 보다 높은 불편도를 보였으나, 바닥에 앉기 자세 중 다리를 엇갈려 앉는 책상다리는 의자에 앉기 자세들과 비슷한수준으로 바닥에 앉는 다른 자세들(SF_180과 SF_90) 보다 통계적으로 유의하게 적은 불편도를 보였다(α=0.05). 받침대에 앉는 자세에서 좌판 높이에 따른 불편도 크기는 높이 40cm인 경우에 가장 높은 불편도를 보였으나 그 차이가 크지 않은 것으로 나타났다. 한편, 좌판 높이 40cm로 같은 경우에 등받이가 없는 받침대에 앉는 자세(SC_NB40)가 등받이가 있는 의자에 앉는 자세(SC_B40)보다 불편도가 통계적으로 유의하게 컸다(α=0.05).

### 3.5 무릎 꿇기 자세의 불편도

그림 5는 무릎 꿇기 자세들의 불편도 평균과 Duncan 다중 범위 검정 결과이다. 무릎 꿇기 자세의 불편도는 업드려서 두손과 두발로 몸을 지지하는 자세(KNL_CRWL)가 가장 낮은 불편도(19.5)를 보였으며, 무릎을 완전히 굽힌 채 두 무릎으로 몸을 지지하는 자세(KNL_0)의 불편도(49.4)가 가장 컸다. 이들 자세들은 의자에 앉기 자세(SC_B40)에 비해 약 2.3~5.8배의 불편도 수준이다. 한 무릎 꿇기 자세(KNL_ONE)와 무릎각도 0°의 무릎꿇기 자세(KNL_0)에 대한 불편도는 통계적으로 유의한 차이를 보이지 않았다(α=0.05).

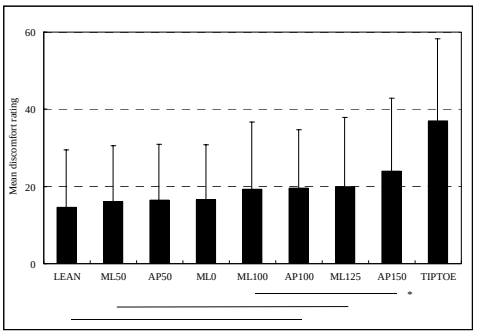


그림 2. 서기 자세에 대한 주관적 불편도 평균과 Duncan 다중 범위 검정 결과 (*no significant difference at α=0.05)

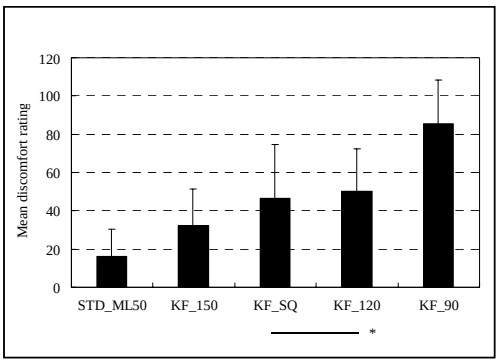


그림 3. 무릎 굽혀 서기 자세에 대한 주관적 불편도 평균과 Duncan 다중 범위 검정 결과 (*no significant difference at α=0.05)

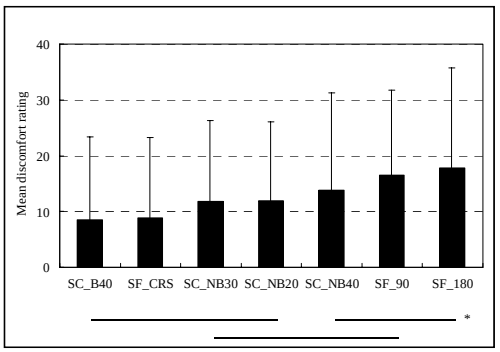


그림 4. 앉기 자세에 대한 주관적 불편도 평균과 Duncan 다중 범위 검정 결과 (*no significant difference at α=0.05)

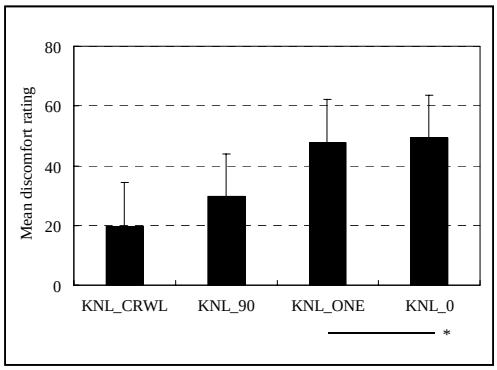


그림 5. 무릎꿇기 자세에 대한 주관적 불편도 평균과 Duncan 다중 범위 검정 결과 (*no significant difference at α=0.05)

### 3.6 불균형과 한발 서기 자세의 불편도

하지 자세의 불균형이 불편도에 미치는 영향을 분석하기 위하여 서기 자세와 무릎 굽혀 서기 자세 중 일부를 대상으로 하여 분산 분석을 수행하였다. 분산 분석에서 정의된 요인은 균형성(Balance)과 무릎각도(Knee angle)이며, 두 요인의 조합에 의해 6개 자세가 선정되었다. 균형성은 균형(balanced), 불균형(imbalanced), 한발 서기(one-foot) 등 세 수준으로, 무릎각도는 180°와 150°의 두 수준으로 구성되었다. 표 5는 두 요인과 각 요인의 수준, 그리고 선정된 자세 코드를 나타내고 있다.

표 6은 하지의 균형과 무릎 굴곡 각도가 불편도에 미치는 영향을 분석하기 위한 이원 분산 분석의 결과이다. 분석 결과 불편도는 주요인인 균형성과 무릎각도에 따라 통계적으로 유의한 차이를 보이는 것으로 나타났으나 ($p<0.05$), 두 요인간의 교호작용은 유의하지 않은 것으로 나타났다. 그림 6은 각 자세의 불편도 평균을 나타낸 것으로, 무릎각도가 감소할수록, 불균형의 정도가 심할수록 주관적 불편도가 증가하고 있다.

표 5. 하지의 균형과 무릎각도가 주관적 불편도에 미치는 영향을 분석하기 위해 선정된 자세

| | | Knee angle (°) | |
|---|---|---|---|
| | | 180 | 150 |
| Balance | balanced | STD_ML50 | KF_150 |
| | imbalanced | ISTD_ML | IKF_150 |
| | one-foot | OF_STD | OF_KF150 |

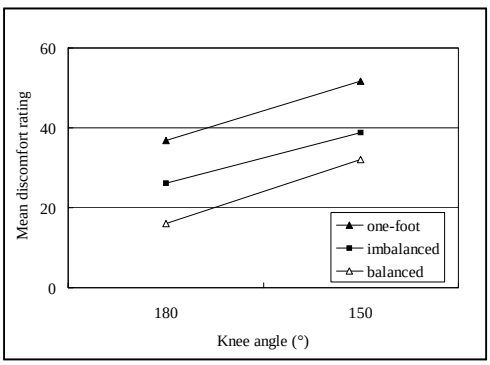


그림 6 불균형 정도와 무릎 각도에 따른 주관적 불편도 평균

## 4. 논의

하지 자세는 고관절, 무릎 관절, 발목관절에서의 굴곡/신전 동작, 발의 위치, 무릎과 엉덩이의 지지 여부 등 다양한 요소에 의해 결정된다. 하지의 자세를 결정하는 이러한 요소 중 불편도 수준에 가장 큰 영향을 미치는 것은 무릎의 굴곡 자세인 것으로 나타났다 (표 4, 표 5). 그리고, 불균형과 한발로 서기

표 6. 하지의 균형과 무릎각도에 대한 주관적 불편도 영향 분석을 위한 분산 분석 결과

| Source of Variation | DF | SS | MS | F | p |
|---|---|---|---|---|---|
| Angle | 1 | 5668.34 | 5668.34 | 56.47 | 0.0001* |
| Balance | 2 | 7406.26 | 3703.13 | 23.29 | 0.0001* |
| Angle×Balance | 2 | 51.13 | 25.57 | 0.29 | 0.7465 |
| Subject | 17 | 30133.81 | 1772.58 | . | . |
| Angle×Subject | 17 | 1706.29 | 100.37 | . | . |
| Balance×Subject | 34 | 5404.87 | 158.97 | . | . |
| Angle×Balance×Subject | 34 | 2947.57 | 86.69 | . | . |
| Total | 107 | 53318.29 | | | |

*statistically significant at α=0.05.

등과 같은 자세가 무릎을 굽혀 서기 자세의 불편도 수준을 부가적으로 증가시키는 것으로 나타났다. 본 연구에서 평가된 31 개의 하지 자세 중 무릎을 굽힌 자세들의 불편도가 다른 자세들에 비해 불편도가 높은 것으로 나타났으며, 불균형, 한발로 서기 등과 같은 자세가 무릎 굽히기 자세와 동시에 취해지는 경우에도 불편도가 높게 나타났다. 불편도가 높게 나타난 이러한 자세들은 무릎각도 120° 이하의 자세들 (KF_90, KF_120, KF_SQ), 한발로 서서 무릎을 굽혀 선 자세들 (OF_KF120, OF_KF150), 불균형 쪼그려 앉기 자세 (IKF_SQ) 등이다. 그리고, 무릎을 약간 굽힌 자세들 (IKF_150, KF_150)은 이들 자세들 보다는 불편도가 낮았지만, 앉기와 서기 자세들에 비해서는 높은 불편도를 보이고 있다 (표 4). 무릎을 굽힌 자세들의 불편도가 높은 것은 자세를 유지하기 위해 허벅지의 대근육들(large muscles)을 수축, 동원해야 하기 때문인 것으로 추정되며, 불균형 자세의 경우에는 체중을 한쪽 다리로 지지해야 하는 부담으로 인해 불편도가 더욱 증가한 것으로 분석된다.

무릎을 굽힌 상태에서 불균형의 정도를 달리하는 복합자세들의 경우에 불균형의 정도가 심할수록 불편도가 증가하였으나, 여러 자세 요인을 동시에 복합적으로 취하는 것이 불편도 증가에 상승작용(synergistic effect)을 일으키지는 않았다 (표 6). 이 결과는 허리에서 굴곡, 측면굴곡, 회전 등의 자세를 동시해 취하는 복합자세의 경우에도 불편도의 상승작용이 뚜렷하지 않은 것과 일치한다(이인석 등, 2001). 이러한 결과로부터 여러 자세 요인이 복합적으로 취해지는 경우에 지각되는 불편도에 미치는 영향이 선형적(linearly)이라 추정된다. 그러나, 본 연구는 이러한 결론을 도출하기에는 충분히 다양한 복합 자세를 대상으로 하지 않았기 때문에 추후의 연구를 필요로 하는 주제라 할 수 있다.

무릎 꿇기 자세도 앉기와 서기 자세에 비해 높은 불편도 수준을 보였으며, 무릎을 완전히 굽혀 무릎을 꿇은 자세(KNL_0)와 한무릎 꿇

기 자세(KNL_ONE)는 무릎을 약간 굽혀 선 자세들보다도 높은 불편도 수준으로 불편도 크기의 두 번째 그룹에 속하였다 (표 4). 이들 자세에서는 체중을 무릎으로 지지해야하는 부담과 무릎을 완전히 굽힌 경우에 허벅지와 정강이의 근육이 수축되기 때문에 불편도가 높게 나타난 것으로 추정된다. 다리 근육을 과도하게 수축해야 하는 경우에는 혈액의 순환이 순조롭지 못해 피실험자들이 마비감을 느끼기도 하여 불편도를 증가시키는 요인이 되기도 하였다.

서기 자세는 발끝으로 서기(STD_TIPTOE)와 불균형 서기 자세(ISTD_AP100, ISTD_ML50)가 다른 자세들에 비해 불편도가 높은 것으로 나타났다 (표 4, 그림 2). 발간격에 따른 서기 자세의 불편도 차이는 크지 않아 통계적으로 유의한 결과를 보이지 않았다($\alpha$=0.05). 이러한 결과는 서기 자세의 불편도가 발의 위치에 의한 영향보다는 체중의 지지 조건, 즉 무릎 굴곡 각도, 불균형 정도 등에 따른 영향이 큰 것을 의미한다. 특히, 발끝으로 서기 자세의 경우에는 표준 서기 자세(STD_ML50)에 비해 불편도가 2배 이상으로, 균형을 유지하기 위한 부담이 큰 것으로 나타났다. 발 간격에 의한 영향은 통계적으로 유의한 차이를 보이지는 않았으나 발의 간격이 증가할수록 불편도가 증가하는 경향을 보였다. 본 실험에서 가장 넓은 발 간격으로 쓰인 어깨 너비와 발길이의 1.5배를 초과하는 발 간격은 불편도를 더욱더 증가시킬 것으로 예상되어, 서기 자세의 발간격으로 적절하지 않을 것으로 추정된다.

앉기 자세에서 바닥에 앉는 자세가 의자에 앉는 자세에 비해 높은 불편도를 유발하는 것으로 나타났다 (그림 4). 이들 자세에서는 요추부의 지지대가 없어 요추의 척추 전만(lordosis) 자세를 유지하기 어렵기 때문에, 이로 인한 부하가 불편도를 증가시킨 것으로 추정된다. 바닥에 앉기 자세 중 두 다리를 교차하여 앉는 책상다리 자세(SF_CRS)의 경우에는 의자에 앉기 자세와 비슷한 수준의 불편도를 보였는데, 이는 이 자세가 한국인에게 매우 익숙한 자세이기 때문인 것으로 추정된다. 따라서, 서양의 입식 문화권의 피실험자를 대상으로 할 경우에는 다른 결과가 나올 수 있을 것으로 예상된다. 의자에 앉기 자세의 경우에는 좌판의 높이에 따른 불편도 차이가 크지 않은 것으로 나타났다. 등판의 사용 여부는 같은 높이에서 등판이 없는 경우(SC_NB40)에 등판이 있는 경우(SC_B40)보다 높은 불편도를 보였으나, 등판의 사용에 따른 불편도의 차이가 크지 않았다 (그림 4). 그러나, 본 실험이 등판의 영향을 분석하기 위한 목적으로 수립된 실험 계획을 통해 이루어진 것이 아니기 때문에, 등판 사용 여부에 의한 불편도의 영향은 충분히 분석되었다고 보기 어렵다. 따라서, 좌식 작업의 경우에 등판의 사용, 좌판의 높이 등과 같은 의자의 조건이 자세의 부하와 관련하여 충분히 고려될 필요성이 있는 것으로 파악된다.

본 연구에서는 자세를 1분가 유지한 후에 지각 불편도를 평가하였다. 자세 유지 시간은 정적인 자세의 부하를 심물리학적으로 평가한 선행 연구에서 이용된 바 있다(Genaidy, 1995; Kee, 2001). 또한, Grandjean (1988)은 높은 근력을 필요로 하는 자세는

10초, 중간의 근력은 1분, 그리고 약한 근력은 4분 이상을 유지하지 않도록 제안하고 있으며, RULA에서는 이를 바탕으로 하여 1분을 기준으로 정적인 자세 여부를 결정하고 있다 (McAtamney and Corlett, 1993). 따라서, 1분간의 자세유지 시간은 정적인 자세의 부하를 평가하기 위한 지속 시각으로서 적절한 것으로 판단된다.

자세 부하를 평가하기 위하여 가장 많이 사용되고 있는 자세 분류 체계 (posture classification scheme)의 많은 경우는 하지에 대한 자세 분류를 다루지 않고 있거나, OWAS (Karhu et al., 1977), REBA (Hignett and McAtamney, 2000) 등의 일부 체계들에서 하지 자세의 분류가 다루어지고 있으나 그 분류가 매우 포괄적이거나 제한된 범주로 되어 있다 (기도형, 2000). 그러나, 본 연구의 결과는 하지 자세의 부하가 크게는 10배까지 차이가 나며, Duncan 다중 범위 검정에서도 31개 하지 자세의 불편도가 4-5개 그룹 이상으로 나누어질 수 있음을 보였다. 이러부터 하지 자세의 분류가 부족한 기존의 자세 분류 체계는 자세 부하를 정확하게 평가하지 못하며, 실제 부하보다 과소평가하고 있다고 볼 수 있다. 따라서, 자세 부하를 좀 더 정확하게 평가하기 위해서는 본 연구에서 다룬 하지 자세의 정량적 부하 등을 바탕으로 하지 자세가 충분히 고려된 새로운 자세 분류 체계의 개발이 요망된다 하겠다.

## 5. 결론

본 연구에서는 18명의 피실험자가 31개의 다양한 하지의 정적 자세를 대상으로 불편도를 평가하였다. 평가 결과 하지의 자세에 따라 불편도가 통계적으로 유의하게 영향을 받는 것으로 나타났다. 특히, 무릎의 굴곡이 하지 자세의 불편도에 가장 큰 영향을 미치며, 불균형 및 한 다리 서기 등과 같은 체중의 지지 특성이 하지 자세의 불편도를 부가적으로 증가시키는 것으로 나타났다. 무릎의 굴곡, 불균형, 한 다리로 지지하기 등의 여러 자세 요인이 복합적으로 취해지더라도 불편도가 상승작용(synergistic effect)을 보이며 증가하지는 않는 것으로 나타났다. 또한, 같은 유형의 자세에서 자세 요인의 변화에 따라 불편도가 유의하게 차이를 보여 이들 자세들의 부하를 다르게 평가할 필요성이 있는 것으로 나타났다.

본 연구의 결과는 심물리학적 기법을 바탕으로 하여 실험실에서의 실험에 바탕한 것이며, 참여한 피실험자들은 모두 현장의 작업 경험이 없는 학생들이었다. 또한, 불편도 평가는 반복이 없이 1분간의 지속시간을 갖는 정적인 자세들만을 대상으로 이루어 졌다. 이러한 제한성은 본 연구에서 제안된 하지 자세의 부하 수준에 대한 검증을 필요로 하며, 특히 산업 현장에 직접 적용하여 작업자들이 느끼는 작업 부하 및 근골격계 질환의 발생 현황과 연계하여 본 연구 결과의 타당성을 분석할 필요성이 있다.

## 참고 문헌

기도형, 2000, 작업 자세 부하 평가를 위한 자세 분류 체계의 연구 현황 - 관측법을 중심으로, 한국산업안전학회지, 25 (4), 139-149.

이인석, 정민근, 1998, 쪼그려 앉은 작업자세에서의 작업부하 평가, 대한산업공학회지, 24 (2), 167-173.

이인석, 류형곤, 정민근, 기도형, 2001, 복합적인 몸통 자세의 심물리학적 불편도 평가, 대한산업공학회지, 27 (4), 413-423.

Armstrong, T.J., 1986. Upper-extremity postures: definition, measurement and control. In: E. N. Corlett, J. Wilson, and I. Manenica (Eds.), The ergonomics of working postures. Taylor & Francis, London, pp. 59-73.

Armstrong, T.J., Buckle, P., Fine, L.J., Harberg, M., Jonsson, B., Kilbom, A., Kuorinka, I.A.A., Silverstein, B.A., Sjogaard, G. and Viikari-Juntura, E.R.A., 1993. A conceptual model for work-related neck and upper-limb musculoskeletal disorders. Scandinavian Journal of Work, Environment and Health, 19: 73-74.

Bernard, B. (Ed.), 1997. Musculoskeletal disorders and workplace factors: A critical review of epidemiological evidence for work-related musculoskeletal disorders of the neck, upper extremity, and lower back. DHHS (NIOSH) Publication No. 97-141, US Department of Health and Human Services.

Bridger, R.S., 1991. Some fundamental aspects of posture related to ergonomics. International Journal of Industrial Ergonomics, 8: 3-15.

Chung, M. K., Lee, I., Kee, D. and Kim, S., 2002, A postural workload evaluation system based on a macro-postural classification, Human Factors and Ergonomics in Manufacturing, 12 (3), 267-277.

Corlett, E.N., Wilson, J.,and Manenica, I., 1986, The ergonomics of working postures: Models, methods and cases, London: Taylor & Francis.

Gallagher, S., Marras, W.S. and Bobick, T.G., 1988. Lifting in stooped and kneeling postures: effects on lifting capacity, metabolic costs, and electromyography of eight trunk muscles. International Journal of

Industrial Ergonomics, 3: 65-76.

Genaidy, A.M., Al-shedi, A.A. and Karwowski, W., 1994. Postural stress analysis in industry. Applied Ergonomics, 25(2): 77-87.

Genaidy, A.M., Barkawi, H. and Christensen, D., 1995. Ranking of static non-neutral postures around the joints of the upper extremity and the spine. Ergonomics, 38(9): 1851-1858.

Gescheider, G. A., 1985, Psychophysics - method, theory, and application (2nd ed.), Hillsdale, NJ: Lawrence Erlbaum Associates.

Grandjean, E., 1988, Fitting the task to the man: A textbook of occupational ergonomics, Taylor & Francis, London.

Grandjean, E. and Hünting, W., 1977. Ergonomics of postures - review of various problems of standing and sitting postures. Applied Ergonomics, 8(3): 135-140.

Han, S. H., Song, M. and Kwahk, J., 1999, A systematic method for analyzing magnitude estimation data, International Journal of Industrial Ergnomics, 23, 513-524.

Hignett, S. and McAtamney, L., 2000. Rapid Entire Body Assessment (REBA). Applied Ergonomics, 31: 201-205.

Karhu, O., Kansi, P. and Kuorinka, I., 1977. Correcting working postures in industry: A practical method for analysis. Applied Ergonomics, 8(4): 199-201.

Kee, D. and Karwowski, W., 2001. LUBA: an assessment technique for postural loading on the upper body based ob joint motion discomfort and maximum holding time. Applied Ergonomics, 32: 357-366.

Kirby, R.L., Price, N.A. and MacLeod, D.A., 1987. The influence of foot position on standing balance. Journal of Biomechanics, 20(4): 423-427.

Korea Research Institute of Standards and Science (KRISS), 1997. National Anthropometric Survey of Korea 1997, Report No. KRISS-97-114-IR (text in Korean).

Lee, I. and Chung, M.K., 1999. Workload evaluation of squatting work postures. In: L. Straker, and C. Pollock, (Eds.), CD-ROM Proceedings of CybErg 1999: The second International Cyberspace Conference on Ergnomics, The

International Ergonomics Association Press, Curtin University of Technology, Perth, Austrlia, pp. 597-607.

McAtamney, L. and Corlett, E. N., 1993, RULA: a survey method for the investigation of work-related upper limb disorders, Applied Ergonomics, 24, 2, 91-99.

Montgomery, D. C., 1991. Design and analysis of experiments (3rd ed.). John Wiley & Sons, New York.

Pheasant, S., 1990. Bodyspace: Anthropometry, ergonomics and the design of work (2nd ed.). Taylor & Francis, London.

Putz-Anderson, V., 1988. Cumulative trauma disorders: A manual for musculoskeletal diseases of the upper limbs. Taylor & Francis, London.

SAS, 1996. SAS Users guide. SAS Institute.

van Wely, P., 1970. Design and disease. Applied Ergonomics, 1: 262-269.

Westgaard, R.H. and Aarås, A., 1984. Postural muscle strain as a causal factor in the development of musculoskeletal illnesses. Applied Ergonomics, 15(3): 162-174.

## 저자 소개

### ◈ 이인석

포항공과대학교 산업공학과 (학사, 석사, 박사), 현재 한경대학교 안전공학과 교수, 관심분야: 작업 및 작업장의 인간공학적 설계, 인체역학, 산업안전, 제품디자인.

### ◈ 정민근

서울대학교 (학사-산업공학), University of Michigan (석사 및 박사 - 산업공학), 현재 포항공과대학교 산업공학과 교수. 관심분야: 인간공학, 안전공학, 응용통계 및 실험계획

### ◈ 기도형

서울대학교 산업공학과 (학사 및 석사), 포항공과대학교 산업공학과 박사, 현재 계명대학교 산업공학 전공 부교수.
관심분야: 자세부하, 근골격계질환 예방, 감성공학

논문접수일 (Date Received): 2002/9/16
논문게재승인일(Date Accepted): 2002/11/26