creative commons
COMMONS DEED

저작자표시-비영리-변경금지 2.0 대한민국

이용자는 아래의 조건을 따르는 경우에 한하여 자유롭게

- 이 저작물을 복제, 배포, 전송, 전시, 공연 및 방송할 수 있습니다.

다음과 같은 조건을 따라야 합니다:

저작자표시. 귀하는 원저작자를 표시하여야 합니다.

비영리. 귀하는 이 저작물을 영리 목적으로 이용할 수 없습니다.

변경금지. 귀하는 이 저작물을 개작, 변형 또는 가공할 수 없습니다.

- 귀하는, 이 저작물의 재이용이나 배포의 경우, 이 저작물에 적용된 이용허락조건을 명확하게 나타내어야 합니다.
- 저작권자로부터 별도의 허가를 받으면 이러한 조건들은 적용되지 않습니다.

저작권법에 따른 이용자의 권리는 위의 내용에 의하여 영향을 받지 않습니다.

이것은 이용허락규약(Legal Code)을 이해하기 쉽게 요약한 것입니다.

Disclaimer

dCollection

工學碩士學位論文

비만과 최대작업지속시간의 상관관계에 관한 연구

2011年 2月

釜 慶 大 學 校 大 學 院

安 全 工 學 科

李 世 貞

工學碩士學位論文

비만과 최대작업지속시간의 상관관계에 관한연구

指導敎授 : 張 聖 祿

이 論文을 工學碩士 學位論文으로 提出함

2011年 2月

釜 慶 大 學 校 大 學 院

安 全 工 學 科

李 世 貞

李世貞의 工學碩士 學位論文을 認准함

2010 年 12 月

主 審 工學博士 李 東 勳 (인)

委 員 工學博士 李 義 周 (인)

委 員 工學博士 張 聖 祿 (인)

목 차

제 1 장 서 론 ····· 1

1.1 연구의 필요성 ····· 1

1.2 연구의 목적 ····· 7

제 2 장 배경 이론 ····· 9

2.1 비만 ····· 9

2.1.1 BMI(body max index, 체질량지수) ····· 10

2.1.2 PBF(percentage body fat, 체지방율) ····· 11

2.2 MVC(maximum voluntary contraction, 최대발휘근력) ····· 13

2.3 OWAS(Ovako working-posture analysis system) ····· 15

2.4 RULA(rapid upper limb assessment) ····· 16

제 3 장 실험방법 및 절차 ····· 17

3.1 피실험자 ····· 17

3.2 실험기기 ····· 21

3.2.1 정상그룹과 비만그룹의 분류를 위한 측정장비 ····· 21

3.2.2 MVC 및 MHT 측정을 위한 실험장비 ····· 22

3.3 실험설계 ····· 23

3.4 실험절차 및 방법 ····· 26

제 4 장 실험 결과 ····· 27

4.1 MVC 분석 ····· 27

4.2 MHT 분석 ····· 30

제 5 장 결론 및 고찰 ····· 40

참고문헌 ····· 44

부록 ····· 52

PUKYONG NATIONAL UNIVERSITY 부경대학교

표 목 차

Table 1 BMI에 의한 한국인 비만기준(대한비만학회, 2003) ····· 10

Table 2 한국인 남성의 PBF 기준(한국건강관리협회) ····· 12

Table 3 OWAS의 작업자세 및 코드체계 ····· 15

Table 4 피실험자 체형별 인원수 ····· 17

Table 5 정상그룹의 피실험자 신체적 특성 ····· 19

Table 6 비만그룹의 피실험자 신체적 특성 ····· 20

Table 7 실험변수 ····· 23

Table 8 정상그룹의 MVC(kg) 평균 ····· 27

Table 9 비만그룹의 MVC(kg) 평균 ····· 28

Table 10 독립변수별 mixed model의 분산분석 결과 ····· 30

Table 11 허리각도별 t-test 결과 ····· 32

Table 12 다리자세별 t-test 결과 ····· 34

Table 13 정상그룹과 비만그룹의 9가지 자세별 MHT에 따른 t-test 결과 ····· 39

그 림 목 차

Fig. 1 한국 비만인 분포 ····· 1

Fig. 2 PBF와 BMI에 따른 체형 ····· 18

Fig. 3 체지방측정 장비 상부 ····· 21

Fig. 4 체지방측정 장비 하부 발판 ····· 21

Fig. 5 근력측정장비 ····· 22

Fig. 6 스트레인게이지 증폭기 ····· 22

Fig. 7 9가지 실험자세 ····· 25

Fig. 8 정상그룹과 비만그룹의 MVC에 대한 평균 ····· 29

Fig. 9 정상그룹과 비만그룹의 MHT에 대한 평균 ····· 31

Fig. 10 허리각도별 MHT에 대한 평균 ····· 32

Fig. 11 다리자세별 MHT에 대한 평균 ····· 34

Fig. 12 정상-비만그룹과 허리각도별 교호작용 ····· 35

Fig. 13 정상-비만그룹과 다리자세별 교호작용 ····· 36

Fig. 14 허리각도와 다리자세별 교호작용 ····· 37

Fig. 15 정상그룹과 비만그룹의 9가지 자세별 MHT 평균 ····· 38

A Study on Relationships between Obesity and Maximum Holding Times

Sejung Lee

Department of Safety Engineering, Graduate School,

Pukyong National University

Abstract

Whether or not obesity is a causal factor of lower back pain(LBP) is a controversial issue. Previous studies have showed how extra body fat in obese people can have a negative influence on LBP through biomechanical evaluation including lifting kinematics and kinetics. However, our knowledge about the relationship is not well understood and still far from complete. At the most basic level, the effects of obesity on various lifting or task postures should be investigated. On this basis, the goal of this study is to reveal the effects of various lifting postures on maximum holding time(MHT) in both normal and obese populations. A total of twenty subjects were recruited from a

university population and equally divided into two groups: a normal and an obese group(ten for each). Obesity was defined by considering both the body mass index(BMI: less than 25kg/m^2(normal); over 25kg/m^2(obese)) and the percentage body fat(PBF: less than 20%(normal); over 20%(obese)), evaluated by the body composition analyzer. The experiment was designed by a combination of three trunk angles (0°, 20°, 60°) and three lower extremity postures(straight, bent, kneeling) to reveal the effects of obesity. Before experimental trials, subjects performed MVC(maximum voluntary contraction) exertions in three trunk angles (0°, 20°, 60°) to calculate 30%MVC at the posture. In each trial, they were required to hold a designated posture with the handheld load (30%MVC) as long as they could.

The results revealed a significant decrease of MHT in the obese group, suggesting that obesity has a negative influence of on lifting and tasks. This could be attributed to the extra body fat of obese subjects, which cannot generate any extension moment during weight holding tasks. The extra fat even increases the external momentum generated by the torso. Based on this, we can conclude that obesity can have a negative influence on MHT, and hence reduces work ability.

제 1 장 서 론

1.1 연구의 필요성

WHO(world health organization, 세계보건기구)에서는 비만을 수많은 사람들의 삶과 건강에 나쁜 영향을 미치는 '세계적인 역병'으로 언급하고 있다. WHO에서는 2005년 9월 22일 '세계 심장의 날'을 앞두고 세계 사망률 1위인 심혈관계 질환의 주요 원인인 과체중과 비만 인구에 대해 "세계 인구 중 10억 이상이 과체중이며 지금 추세가 유지된다면 10년 후인 2015년에는 과체중인구가 15억으로 늘어날 것이다"라는 경고메시지를 지구촌을 향해 보낸 바 있다[1].

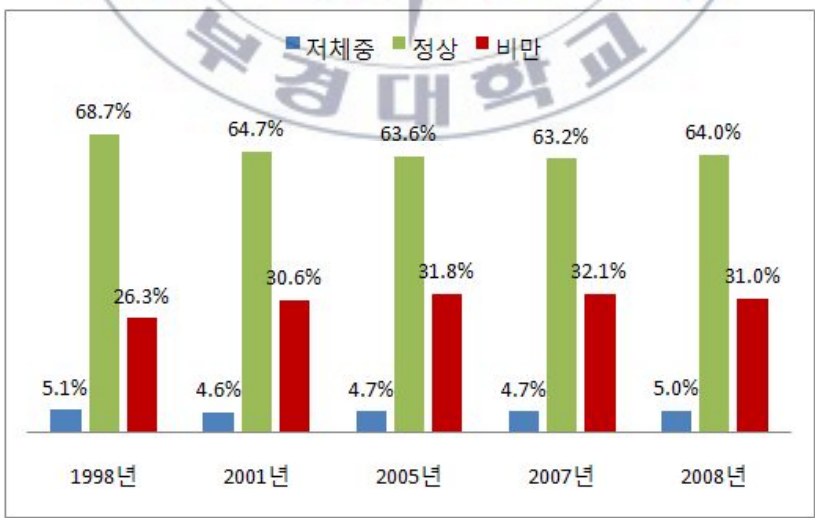


Fig. 1 한국 비만인 분포

최근 우리나라에서도 급속한 경제발전으로 식생활의 서구화 및 신체활동량의 감소 등의 이유로 비만자와 비만증의 발생빈도가 증가하고 있다. 보건복지부 건강투자기획팀의 국민건강영양조사보고서의 한 부분으로 최근 한국인 비만도를 1998년, 2001년, 2005년, 2007년, 2008년에 조사한 내용인 Fig. 1 을 통해서도 알 수 있듯이 정상체중은 시간이 지날수록 줄고 있는 반면에 비만은 계속해서 늘어나는 것을 볼 수 있다[2].

WHO(1998)에서 비만은 동맥경화와 관련되는 심혈관 질환의 이환율과 사망률을 높이며 체중부하로 인한 요통, 관절통과 같은 만성퇴행성질환, 불임, 월경불순 등의 내분비적 문제, 불안 및 우울과 같은 정서적 문제 등 모든 건강문제에 위험요소이며[3], Kawachi I.(1999)는 건강관련 삶의 질(health-related quality of life)에 부정적인 영향을 미친다고 하였다[4]. 또 비만은 속도, 순발력, 유연성, 지구력, 근력 등의 행동체력의 저하와 순환기계 능력의 감소와 함께 대사 능력의 저하를 일으키며[5], Barofsky I., et. al.(1998), Fontaine K.R., et. al.(2000)은 비만환자들이 여러 종류의 통증과 장애를 나타낸다고 보고하였다[6,7]. 그리고 Doll Ha., et. al.(2000)과 Fine J.T., et. al.(1999)는 지나친 체중과다는 심리적인 측면보다 신체적인 장애가 더욱 심하게 나타난다고 하였다[8,9].

WHO에서는 비만을 정의하는 방법으로 키(m)와 몸무게(kg)에 의해 계산된 BMI(body mass index, 체질량지수)를 제시하였다. BMI를 사용하여

Kostova V., et. al.(2001)는 요통은 BMI가 높은 그룹이 낮은 그룹에 비해서 더 많이 발생한다는 것을 입증하였다[10]. 유사한 예로 Bayramoglu M., et. al.(2001)은 요통환자가 보통체중의 그룹보다 BMI가 높은 그룹에서 현저하게 많이 나타났다는 것을 보여 주었다[11]. 그러나 최근 연구에서는 그들의 기대와는 달리 BMI가 lifting kinematics(trunk motions)과 kinematics(ground reaction force)에 의해서 속력과 속도 변화의 차이가 없다는 것을 보여 준다[12]. 게다가 Lee, et. al.(2005)은 BMI와 LBP(low back pain, 요통)사이에 큰 연관성이 없다는 것을 보여 주었다[13]. 그들은 정상그룹에 비해 BMI>30kg/m^2인 비만그룹이 유연성이 떨어지고, 상체의 힘이 약하고 복부의 힘도 약하다고 기록하고 있다. 비록 비만과 요통사이에 관련이 없다는 연구들도 있지만 과체중의 사람들이 일반적으로 근골격계 질환을 앓는다는 것은 잘 알려져 있다[14,15].

기존의 연구에서의 두드러진 관심사인 비만과 요통과의 관계에 대하여 상대적으로 무거운 상체가 정상인과 비교된다. 왜냐하면 이것은 일을 수행하는 동안 본인의 몸무게를 지탱할 수 있는 부가적인 근육의 힘이 필요할 것이기 때문이다. 이것은 장성록 등(2008)의 연구인 비만이 들기작업에 미치는 영향에 관한 연구에서도 비만인이 정상인에 비해 20%MVC를 유지한 상태에서 상자를 옮긴 개수가 더 많고 상자를 옮기는 동안 EMG주파수 분석을 한 결과 비만그룹과 정상그룹이 유의한 차이를 나타내고 있는데서 보

여진다[16]. 이렇게 비만이 요통을 유발한다는 논쟁이 될 만한 문제점은 우연한 사실일 수도, 아닐 수도 있다.

우리나라는 비만인의 증가에 따른 사회적 비용이 계속 증가하여 그 규모가 연간 2조 1000억원에 이를 것이라고 국민건강통계정보(2007)는 추정하고 있다[17]. 그 중 요통은 산업이 발달되어진 사회의 가장 일반적인 질병 중 하나이며, 사회적 비용과도 매우 밀접한 관련이 있다[18].

현재 자동차, 선박, 중공업 등의 제조업, 건설업의 산업현장 및 농업, 서비스업 등에서 대부분 작업들이 기계화 및 자동화가 되었음에도 불구하고 비정형 작업에서는 아직까지도 많은 인력작업에 의존하고 있는 실정이다. 인력작업의 경우 반복작업, 부적절한 작업자세, 무리한 힘, 접촉스트레스 등에 따라 과부하가 발생될 수 있으며, 이로 인해 작업관련 요통을 포함한 근골격계질환을 유발할 수 있는 문제점을 내포하고 있다.

영국의 HSE(health and safety executive, 보건안전청)[19]에서는 하지와 관련된 무릎앉은자세, 쪼그려앉은 자세, 계단오르기/내리기, 사다리오르기, 걷기, 선자세, 운전하기, 높은곳에서 뛰어 내리기 등의 7가지 동작이 하지 관련 근골격계를 유발할 수 있는 위험요인이라고 보고하였다.

우리나라의 경우 전통적으로 서양의 입식생활문화와는 달리 좌식 생활문화를 가지고 있음에 따라 쪼그려 앉은 자세와 무릎 앉은자세는 한국의 작업 근로자들에게는 매우 익숙한 자세 중 하나이다. 그런데 이런 자세가 조

선업에서의 용접, 절단, 연마 등의 작업, 제조업에서의 조립라인, 농작업, 기계 및 설비 수리 작업 등 다양한 작업현장에서 빈번히 일어난다고 보고되고 있다[20,21]. 또 사업장에서의 작업뿐만 아니라 협소공간인 자동차, 기차, 버스, 배 등 이동수단과 특히 요즘 삶의 질 향상으로 인하여 요트 등 레저활동에 대한 참여도가 높아지고 있는 가운데 협소공간의 이용에 따른 자세의 변화, 요구되는 공간 등에 대하여 다양한 작업자세와 배치설계에 대한 연구가 필요하다. 하지만 기존 작업자세에 대한 연구는 목, 어깨, 팔꿈치, 손목, 허리 등의 상체 등에 집중되어 있다. 이는 하지의 작업자세가 상대적으로 상체의 작업자세에 비해 제한적이며, 근골격계질환의 종류가 적고 근골격계질환자 또한 적기 때문이라고 추정할 수 있다[22]. 그렇지만 하지 자세는 전신의 안정성(stability)과 동작성(mobility)에 영향을 미치기 때문에 하지의 자세에 따라서 전신의 작업자세 부하가 영향을 받게 되는 등[23]의 중요도에 따라 외국의 경우 하지관련 근골격계 질환에 관한 연구가 점점 증가하는 추세를 보이고 있다. 그 결과, 근골격계 질환의 유발과 하지자세 간의 상관성은 여러 연구에서 보고하고 있으며, 하지자세를 근골격계 질환의 주요위험요인 중 하나로 보고하고 있다[24~25]. 그 중에서도 쪼그려 앉은 자세 및 무릎 앉은 자세는 30분 이상 지속되거나 하루 작업 시간 중 2시간 이상 취해질 경우 무릎 관련 근골격계 질환의 주된 요인으로 많은 연구들을 통해 분류되었다[26~30]. 또한 바닥에 있는 물건을 들기 위해 무릎을 구부

리는 동작이 하루 50회 이상 취해질 경우 또한 주된 근골격계 질환의 주된 요인으로 많은 연구에서 취급하고 있었다[31,32].

앞서 거론한 바와 같이 현대사회에 상당한 문제점으로 거론되고 작업수행 시 상당한 장애 요인이 되고 있는 비만과 우리나라의 작업특성상 작업자들이 많이 취하고 있는 작업자세에서의 작업능력에 관한 연구는 미비한 상태이다.

PUKYONG NATIONAL UNIVERSITY
부경대학교

1.2 연구의 목적

현재 자동차, 선박, 중공업 등의 제조업, 건설업의 산업현장 및 농업, 서비스업 등에서 대부분 작업들이 기계화 및 자동화가 되었음에도 불구하고 비정형 작업에서는 아직까지도 많이 인력작업에 의존하고 있는 실정이다.

인력작업의 경우 반복작업, 부적절한 작업자세, 무리한 힘, 접촉스트레스 등에 따라 과부하가 발생될 수 있으며, 이로 인해 작업관련 요통을 포함한 근골격계질환을 유발할 수 있는 문제점을 내포하고 있다.

또 경제의 발전과 함께 운동량의 감소 등의 이유로 비만인이 계속 증가하고 있는 가운데 비만인과 작업자세에 관련한 연구가 많이 없는 실정이다.

따라서 본 연구의 목적은 현대사회에 상당한 문제점으로 거론되고 작업수행 시 상당한 장애요인이 되고 있는 비만과 인력작업의 특성상 작업자들이 많이 취하는 자세에서의 작업지속시간과 상관관계를 연구를 통하여 그룹별 취약자세를 분석하고 작업공간 및 협소공간에서의 작업자세에 관한 기초자료로 제시하고자 하는 것이다.

이를 위하여 본 연구에서는 정상그룹과 비만그룹의 각 10명의 피실험자를 대상으로 각 작업자세별로 MVC와 MHT를 측정하였고 다음과 같은 연구를 수행하였다.

1) 정상그룹과 비만그룹의 몸통각도에 따른 MVC(maximum voluntary contraction, 최대발휘근력) 분석

2) 정상-비만그룹의 MHT의 차이 분석

3) 자세에 따른 MHT의 차이 분석

Nag P.K.(1991)와 Putz-Anderson et. al.(1993)는 자세불편도(discomfort)는 자세부하로 인한 근골격계 질환의 위험성을 직접적으로 나타내지는 못하지만, 작업자세로 인한 인체역학적 부하로 인하여 나타나기 때문에 자세불편도를 최소화하면 근골격계 질환의 위험을 줄일 수 있다고 알려져 있다[33,34]. Dul et. al.(1994)은 자세 불편도를 자세부하를 평가하는 기준으로 고려할 수 있으나, 객관적인 실험데이터를 구하기 어려우므로 그 대안으로 MHT(maximum holding time, 최대작업지속시간)을 사용할 수 있다고 하였다[35].

제 2 장 배경 이론

2.1 비만

비만은 건강이 악화될 수 있을 정도의 지방 조직이 과다하게 축적되거나 비정상적인 상태를 말한다(WHO, 1995). 다시 말하면 비만은 일반적으로 음식물로 섭취된 에너지량이 신체활동을 통해 소비된 에너지량을 초과한 경우에 여분의 에너지가 피하 등의 지방조직에 체지방으로 침착됨으로써 일어나는 체중의 이상 증가현상이라고 할 수 있다.

비만을 평가하는 방법 중 현재 가장 보편적으로 사용하는 방법이 BMI에 의한 판정이다. 그런데 BMI는 키(m)와 몸무게(kg)만을 이용하여 계산되기 때문에 개개인의 정확한 비만도를 나타내지 못한다. 이는 높은 BMI결과가 높은 비율의 체지방 구성을 가진 사람을 의미할 수 있지만, 높은 비율의 근육구성을 가진 사람을 의미할 수도 있다는 단점이 있다[36]. 그래서 BMI와 체지방의 분포양상을 평가하는 방법인 PBF(percentage body fat, 체지방율)을 복합적으로 적용하였다. 이 두 방법은 비교적 상관관계가 높은 것으로 알려져 있으며 수중체중분석법이나 DEXA(dual energy X-ray absorptiometry)를 이용한 체지방 분석과도 매우 높은 상관관계가 있는 것으로 알려져 있다[37].

2.1.1 BMI(body max index, 체질량지수)

비만을 평가하는 기준은 여러 가지가 있지만 현재 가장 보편적으로 사용하는 방법이 BMI이며, $\frac{\text{몸무게}(kg)}{\text{키}(m)^2}$ 로 계산된다. 대한 비만 학회와 세계 보건 기구의 아시아 태평양 지부에서는 한국인의 비만기준을 Table 1과 같이 정의[38]하고 있다. 그러나 BMI는 신장과 몸무게 만으로 계산이 되는 것이므로 실제 근육량이 많아지면 BMI가 높아져 비만그룹으로 구분될 가능성이 크므로 본 연구에서는 PBF와 복합적으로 적용하였다.

Table 1 BMI에 의한 한국인 비만기준(대한비만학회, 2003)

구분	비만도	BMI
저체중	저체중	18.5미만
정상	정상체중	18.5-22.9
	위험체중	23.0-24.9
비만	1단계비만	25.0-29.9
	2단계비만	30.0이상

2.1.2 PBF(percentage body fat, 체지방율)

PBF는 BIA(bioelectrical impedance analysis, 생체전기저항분석법)을 통해서 간단하고 안전하게 측정될 수 있다. 지방조직은 전류가 잘 흐르지 않고 지방을 제외한 다른 기타 조직은 전류가 잘 흐르는 수분과 전해질이 포함되어 있어 있다. 일반적으로 상지와 하지의 표면에 전극을 붙여 전기 저항을 측정한다. 이렇게 측정된 전기저항은 체성분측정기에 미리 입력되어 있는 인종, 성, 연령에 따른 계산공식을 토대로 상관관계를 추정하여 체지방량과 체지방율을 나타낸다.

PBF는 체중에서 체지방이 차지하는 비율이며, $\frac{\text{체지방량}(kg)}{\text{몸무게}(kg)} \times 100$ 로 (BMI와 같은 형태로)계산된다. 한국인의 PBF기준은 공식적으로 기준이 정해져 있지 않아 조금씩 차이가 나지만 본 연구에서 사용된 체성분 측정장비와 한국건강관리협회, 서울대학교병원 가정의학과 임주원교수의 기준에 따라 한국인 남성의 PBF기준을 Table 2 와 같이 나타내었다.

Table 2 한국인 남성의 PBF 기준(한국건강관리협회)

구분	PBF(%)
표준이하	15미만
표준	15-20
표준이상	20초과

PUKYONG NATIONAL UNIVERSITY
부경대학교

2.2 MVC(maximum voluntary contraction, 최대발휘근력)

근육의 수축활동은 근육에 긴장을 일으키며 이러한 근육은 다양한 방법으로 수축한다. 등척성 수축(isometric contraction)은 수축하는 동안 근육의 길이가 변하지 않는다. 본 실험에서 사용된 근육의 MVC는 모두 등척성 수축 상태에서 이루어졌다. 등척성은 때때로 정적 수축과 같은 의미로 사용된다. 이에 반해 근육의 길이가 변화하는 등장성 수축(isotonic contraction)은 동적 수축으로 불린다. 등장성 수축은 지속적인 간격의 힘을 생성하며, 근육이 짧아지는 특징이 있다. 일정한 하중이나 저항을 가지는 동적활동으로 정의한다. 사실상 하중이 변하기 때문에 순수한 의미의 등장성 수축은 드물다. 근육은 등장성 수축보다 등척성 수축이 더 큰 힘을 형성할 수 있다. 편심성 수축(eccentric contraction)은 회부의 힘이 내부의 힘보다 강한 경우를 말하며 근육이 긴장을 유지하는 동안은 길어지는 특징이 있다. 편심성 수축을 하는 근육은 초기상태로 돌아가지 못하며 등척성 수축보다 더 큰 인장력을 가진다. 그러나 이러한 상태에서는 근육이 파열할 위험이 있다. 다른 형태의 수축으로는 등속성 수축(isokinetic contraction)이 있으며, 이는 최근에 힘을 측정하는 방법과 운동요법으로 각광받고 있다. 지속적인 속도로 관절의 동작범위 내에서 수행되는 것을

의미한다[39].

특정 작업자세에서 등척성 수축으로 발휘한 최대값을 MVC로 정의 한다. 따라서 30%MVC는 MVC 대비 30%의 힘만을 발휘하여 유지하는 것을 의미한다.

PUKYONG NATIONAL UNIVERSITY
부경대학교

2.3 OWAS(Ovako working-posture analysis system)

OWAS는 핀란드의 제철 회사(Ovako Oy)에 근무하고 있던 Karhu와 FIOH(Finland institute of occupational health, 핀란드 산업보건연구원)의 Kuorinka에 의해 1973년에 개발된 작업자세 평가기법이다[40]. 1980년대 후반부터 OWAS를 통한 작업조사나 작업개선이 이루어지고 있다.

Table 3 은 OWAS의 작업자세에 따른 코드체계를 표로 나타낸 것으로 신체부위는 허리, 팔, 다리, 하중/힘으로 분류하고 각 자세에 따라 코드를 할당하였다.

Table 3 OWAS의 작업자세 및 코드체계

	1	2	3	4	5	6	7
허리 Back							
팔 Arms							
다리 Legs							
하중 Weight	10kg 이하	10~20 kg	20kg 이상				

본 연구에서는 다리자세를 정적인 동작에서 실험을 수행하기 위하여 다리자세 2, 4, 6번을 참고하였다.

2.4 RULA(rapid upper limb assessment)

영국의 Univ. of Nottingham에서 1993년에 어깨, 팔, 손목, 허리, 목 등 상지에 초점을 맞추어 작업자세로 인한 작업부하를 평가하기 위해 개발한 기법이다. RULA는 분석자가 관찰을 통해 작업자세를 분석할 수 있도록 고안된 것이다[41]. 작업자세 분류체계에 부하 수준을 정의하고 이를 근거로 작업부하를 분석하는 방법을 이용하고 있다. 이 기법의 목적에는 크게 다음 두 가지가 있다. 첫째, RULA는 나쁜 작업자세로 인한 상지의 장애를 안고 있는 작업자의 비율이 어느 정도인지를 쉽고 빠르게 파악하는 방법을 제시하기 위해 만들어졌다. 둘째, RULA는 근육의 피로에 영향을 주는 인자들인 작업자세나 정적 또는 반복적인 작업여부, 작업을 수행하는데 필요한 힘의 크기 등 작업으로 인한 근육 부하를 평가하기 위해 만들어졌다.[42,43]

그리고 EU의 VDU(visual display unit)작업장의 최소안전 및 건강에 관한 요구 기준과 영국의 작업성 상지질환의 예방지침의 기준을 만족하는 보조도구로 사용되고 있다.

RULA가 상지에 초점을 맞춘 인간공학적 평가방법이므로 본 연구에서는 상지의 허리굴곡각도를 참고하였다.

제 3 장 실험방법 및 절차

3.1 피실험자

본 연구에서는 근육 및 신경계통에 병력이 없는 건강한 20대 남자 46명의 피실험자를 대상으로 BMI와 PBF를 측정하여 두가지 기준 모두 정상그룹에 포함된 10명과, 비만그룹에 포함된 10명을 피 실험자로 선정하여 실험을 실시하였다. BMI는 신장과 몸무게 만으로 계산되어져 체지방율에 대한 고려가 없었기 때문에 두 가지 조건에서 모두 만족하는 정상그룹과 비만그룹을 나눔으로써 과지방체질, 근육형과체중, 저지방근육형, 아주 마른 체형을 제거하여 실험을 함에 있어서 더 신뢰성 있는 그룹별 결과값을 얻고자 하였다.

Table 4 은 46명의 피실험자를 BMI와 PBF를 기준으로 체형을 정리한 것이다.

Table 4 피실험자 체형별 인원수

체형	인원수
정상 (약간마름 포함)	10
비만	10
과지방체질	14
근육형과체중	1
저지방근육형	9
아주마름	2

Fig. 2 는 본 연구에서 BMI와 PBF를 기준으로 정상그룹과 비만그룹을 나누었을 때 피실험자가 속해 있는 체형을 도식화 하여 나타낸 그림이다.

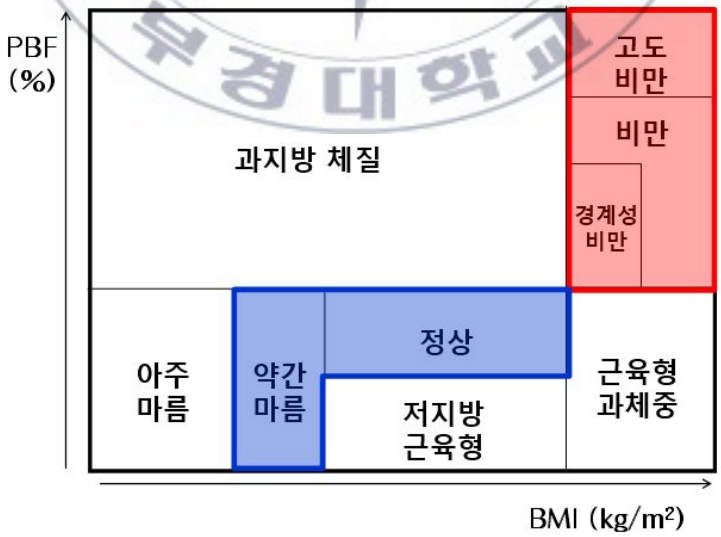


Fig. 2 PBF와 BMI에 따른 체형

Table 5 는 정상그룹의 피실험자 신체적 특성을 세부적으로 나타낸 것이며, 평균연령은 23.8세, 평균신장은 175.7cm, 평균체중은 68.2kg, 평균 BMI는 22.1 kg/m^2, 평균 PBF는 17.0%이다.

Table 5 정상그룹의 피실험자 신체적 특성

	연령 (세)	신장 (cm)	체중 (kg)	BMI (kg/m^2)	PBF (%)
Subj.1	24	168.0	70.3	24.9	16.2
Subj.2	25	181.0	72.0	22.0	18.3
Subj.3	23	174.0	61.4	20.3	15.3
Subj.4	24	173.0	69.3	23.2	16.3
Subj.5	25	170.0	66.6	23.0	18.6
Subj.6	23	182.0	71.8	21.7	16.2
Subj.7	25	169.0	59.0	20.7	17.8
Subj.8	23	175.6	66.0	21.4	15.2
Subj.9	25	186.3	75.8	21.8	18.2
Subj.10	21	178.2	70.0	22.0	17.7
평균	**23.8**	**175.7**	**68.2**	**22.1**	**17.0**
표준편차	**1.32**	**6.09**	**5.08**	**1.33**	**1.28**

PUKYONG NATIONAL UNIVERSITY 부경대학교

Table 6 은 비만그룹의 피실험자 신체적 특성을 세부적으로 나타낸 것이며, 평균연령은 25.5세, 평균신장은 178.4cm, 평균체중은 87.9kg, 평균 BMI는 27.6kg/m^2, 평균 PBF는 26.2%이다.

Table 6 비만그룹의 피실험자 신체적 특성

	연령 (세)	신장 (cm)	체중 (kg)	BMI (kg/m^2)	PBF (%)
Subj.1	24	175.0	87.6	28.6	26.6
Subj.2	24	176.0	81.5	26.3	22.6
Subj.3	27	175.0	80.1	26.2	22.0
Subj.4	27	182.8	94.8	28.4	29.1
Subj.5	25	172.0	74.0	25.0	27.7
Subj.6	28	183.0	101.3	30.2	23.3
Subj.7	27	180.0	92.0	28.4	31.6
Subj.8	24	180.0	93.3	28.8	25.4
Subj.9	24	183.0	94.7	28.3	27.7
Subj.10	25	177.0	80.1	25.6	25.8
평균	**25.5**	**178.4**	**87.9**	**27.6**	**26.2**
표준편차	**1.6**	**3.9**	**8.7**	**1.7**	**3.0**

PUKYONG NATIONAL UNIVERSITY 부경대학교

3.2 실험기기

3.2.1 정상그룹과 비만그룹의 분류를 위한 측정장비

본 실험에서 사용된 측정장비는 정상그룹과 비만그룹의 분류를 위하여 BMI와 PBF의 측정이 가능한 체지방측정기(제작사 : 자원 메디칼, 모델명: DX-300)를 사용하였다.

PBF는 BIA을 통해서 간단하는데 지방조직은 전류가 잘 흐르지 않고 지방을 제외한 다른 기타 조직은 전류가 잘 흐르는 수분과 전해질이 포함되어 있어 있다. 일반적으로 상지와 하지의 표면에 전극을 붙여 전기 저항을 측정한다. Fig. 3은 상지전극인 손잡이와 display를 나타낸 그림이고 Fig. 4는 하지전극인 발판을 나타낸 그림이다.

Fig. 3 체지방측정 장비 상부

Fig. 4 체지방측정 장비 하부 발판

PUKYONG NATIONAL UNIVERSITY 부경대학교

3.2.2 MVC 및 MHT 측정을 위한 실험장비

본 실험에서 사용된 실험장비는 몸통각도에 따른 MVC와 자세별 MHT 동안 근력유지를 하면서 힘의 세기를 피실험자와 실험자가 쉽게 확인할 수 있도록 근력측정장비와 스트레인게이지 증폭기를 사용하였다. fig. 5와 fig. 6은 각각 근력측정장비(제작사 : Takei KiKi Kogyo, 모델명 : Takei DD1999)와 스트레인 게이지 증폭기(제작사 : Takei KiKi Kogyo, 모델명 : range 1.999-1,999k)을 나타낸 그림이다.

Fig. 5 근력측정장비

Fig. 6 스트레인게이지 증폭기

3.3 실험설계

본 연구에서는 하지자세를 영국의 HSE[19]에서 보고한 하지와 관련된 근골격계를 유발할 수 있는 위험요인 7가지와 인간공학적 작업 평가 기법인 OWAS의 다리에 해당하는 자세 중 정적인 자세인 straight, bent, kneeling의 3수준을 하지의 작업기준자세로 하였다.

그리고 허리 굴곡 각도 0°, 20°, 60° 3수준은 상지에 초점을 맞추어 인간공학적으로 작업평가를 하는 기법인 RULA의 상체 굴절각도를 기준으로 하여 상지의 작업기준자세로 하였다.

Table 7 은 본 실험의 결과에 영향을 미치는 실험변수를 정리하여 나타낸 것이다.

Table 7 실험변수

독립변수	종속변수
● 정상그룹, 비만그룹 ● 허리각도(0°, 20°, 60°) ● 다리자세(straight, bent, kneeling)	MHT(sec)

또한 자세에 대한 무게 부하는 30%MVC를 기준으로 하였다.

상지 3수준과 하지 3수준을 복합한 9가지 자세를 분석자세로 하였으며 Fig. 7 과 같다.

PUKYONG NATIONAL UNIVERSITY
부경대학교

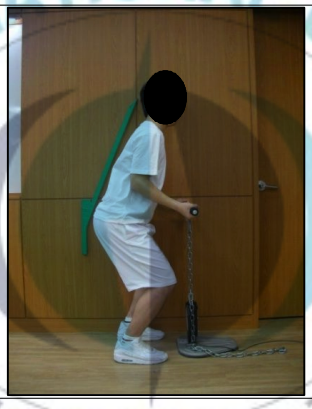
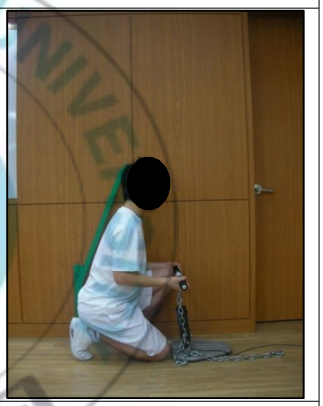
1번자세	2번자세	3번자세
4번자세	5번자세	6번자세
		
7번자세	8번자세	9번자세

Fig. 7 9가지 실험자세

3.4 실험절차 및 방법

실험에 참여할 의사가 있는 피실험자 46명의 체성분 분석을 통하여 BMI와 PBF를 측정하였다. 그 중 본 연구의 목적에 맞는 신체적 특징을 가진 정상인 10명과 비만인 10명, 총 20명의 피실험자를 선정하였다. 실험에 앞서 피실험자에게 실험의 목적에 대해 상세한 설명을 하고 원활한 실험이 이루어질 수 있도록 실험방법과 유의사항을 전달하였다. 또한 실험자세에 대해 설명 및 시범을 보였고 피실험자가 실험장비와 실험조건에 익숙해지도록 적응기간을 제공하였다.

적응훈련이 끝난 피실험자를 대상으로 MVC를 허리각도별로 3회씩 총 9회를 측정하였으며, 각 실험간에 피로에 의한 영향을 최소화하기 위해 1회당 휴식시간은 20분으로 하였다.

각 작업자세별 MHT을 측정하기 위하여 허리자세별 작업부하를 30%MVC로 하였다. MHT은 9가지 자세에서의 작업부하가 30%MVC에서 ±10%가 변화되어 3초 이내에 회복하지 못하는 시간을 종점으로 하여, 초 단위로 측정하였다. 9가지 자세에서의 MHT은 2회 반복 측정하였다. 또 실험간 피로에 의한 영향을 최소화하기 위해 MHT은 하루에 1회만 시행하였다.

제 4 장 실험 결과

4.1 MVC 분석

Table 8은 정상그룹 피실험자의 허리각도(0°, 20°, 60°)에 따른 최대발휘 근력의 3회 측정평균을 나타낸 표이며, 정상그룹의 평균은 허리각도 0°일 때 32.9kg, 허리각도 20°일 때 24.5kg, 허리각도 60°일 때 21.5kg이었다.

Table 8 정상그룹의 MVC(kg) 평균

	0°	20°	60°
Subj.1	35.5	21.6	21.2
Subj.2	28.8	22.1	22.9
Subj.3	33.7	15.9	10.8
Subj.4	27.9	24.8	16.5
Subj.5	38.1	28.7	24.6
Subj.6	39.5	31.6	25.2
Subj.7	25.8	17.3	17.7
Subj.8	29.5	28.3	31.3
Subj.9	33.6	25.2	21.1
Subj.10	36.2	29.6	23.9
평균	32.9	24.5	21.5

Table 9는 비만그룹 피실험자의 허리각도(0°, 20°, 60°)에 따른 최대발휘 근력의 3회 측정평균을 나타낸 표이며, 비만그룹의 평균은 허리각도 0°일 때 36.4kg, 허리각도 20°일 때 27.5kg, 허리각도 60°일 때 21.7kg이었다.

Table 9 비만그룹의 MVC(kg) 평균

	0°	20°	60°
Subj.1	40.8	29.6	24.5
Subj.2	32.3	19.3	19.0
Subj.3	31.2	19.4	14.8
Subj.4	30.9	27.3	16.6
Subj.5	25.5	21.8	17.3
Subj.6	44.9	38.1	27.7
Subj.7	30.1	24.9	19.5
Subj.8	56.3	37.0	32.9
Subj.9	41.6	32.8	25.4
Subj.10	30.8	24.6	19.5
평균	36.4	27.5	21.7

PUKYONG NATIONAL UNIVERSITY 부경대학교

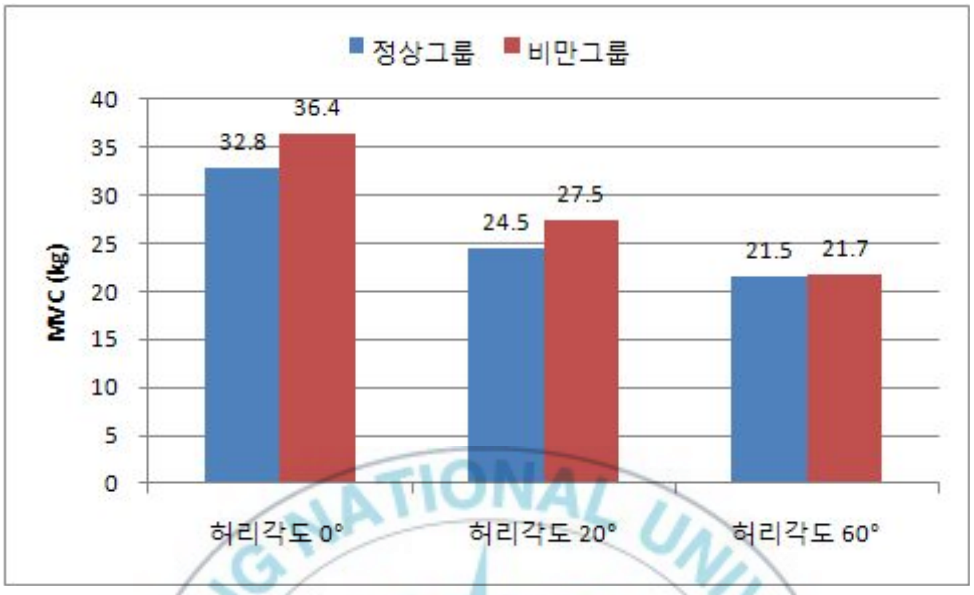


Fig. 8 정상그룹과 비만그룹의 MVC에 대한 평균

피실험자의 MVC를 비교한 결과 비만그룹이 정상그룹에 비해서 평균적으로 더 높은 것으로 나타났다.

Minitab ver.14 의 general linear model을 이용하여 통계분석을 실시한 결과 유의수준 0.05를 기준으로 정상그룹과 비만그룹의 MVC는 p=0.397로 통계적으로 유의한 차이가 없는 것으로 나타났으며, 허리각도별로는 p=0.000으로 각 수준별 각도가 통계적으로 유의한 차이가 있는 것으로 나타났다. 그리고 정상-비만그룹과 허리각도는 유의수준 0.05를 기준으로 p=0.014이었으므로 서로 교호작용을 하는 것으로 나타났다.

4.2 MHT 분석

MHT의 분석은 fixed effect가 허리각도 3레벨, 다리자세 3레벨이고 random effect가 BMI와 PBF에 의한 정상-비만그룹이었으므로 SAS ver.9.1의 mixed model을 사용하였다. Table 10은 결과를 정리하여 나타낸 것이다.

Table 10 독립변수별 mixed model의 분산분석 결과

분산분석 항목	f-value	p-value
정상-비만그룹	12.3	0.0027
허리각도(0°, 20°, 60°)	69.21	<.0001
다리자세(straight, bent, kneeling)	111.25	<.0001
정상-비만그룹 * 허리각도	0.16	0.8500
정상-비만그룹 * 다리자세	6.72	0.0014
허리각도 * 다리자세	2.97	0.0195

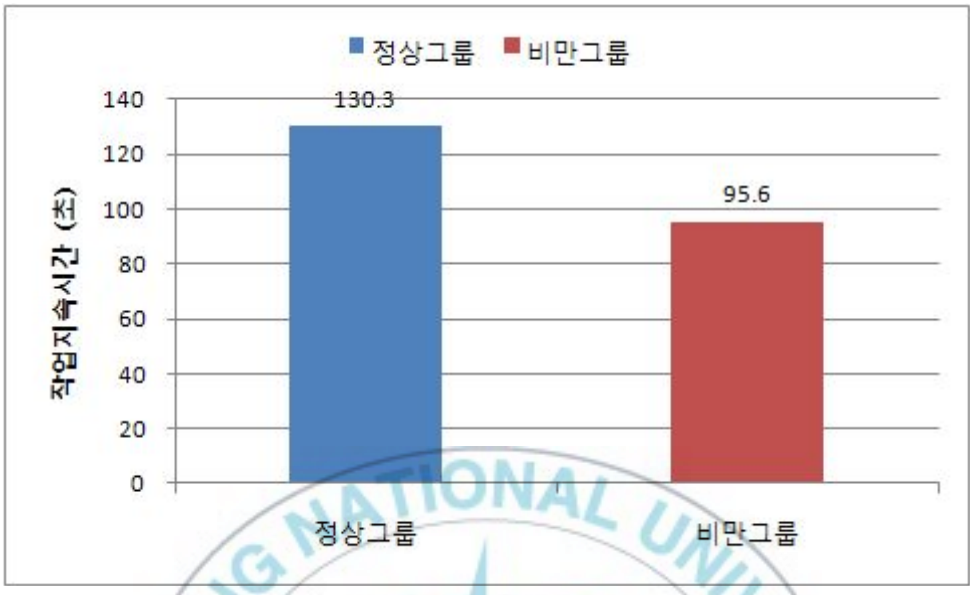


Fig. 9 정상그룹과 비만그룹의 MHT에 대한 평균

정상그룹과 비만그룹의 MHT에 대한 분산분석결과 유의수준 0.05를 기준으로 p=0.0027이었으므로 통계적으로 유의한 차이가 있는 것으로 나타났다. 이 결과는 Dul et. al.(1994)의 자세 불편도를 자세부하를 평가하는 기준의 대안인 MHT[35]를 사용하였고, 자세불편도를 최소화하면 근골격계 질환의 위험을 줄일 수 있다고 한 Nag P.K.(1991)와 Putz-Anderson et. al.(1993)[33,34]의 기존 연구에 따라 비만그룹이 정상그룹에 비해 불편도를 훨씬 많이 느끼며, 불편하고 부자연스러운 자세를 지속적으로 유지할 경우 근골격계 질환에 걸릴 확률이 더 높다는 결과를 도출할 수 있다.

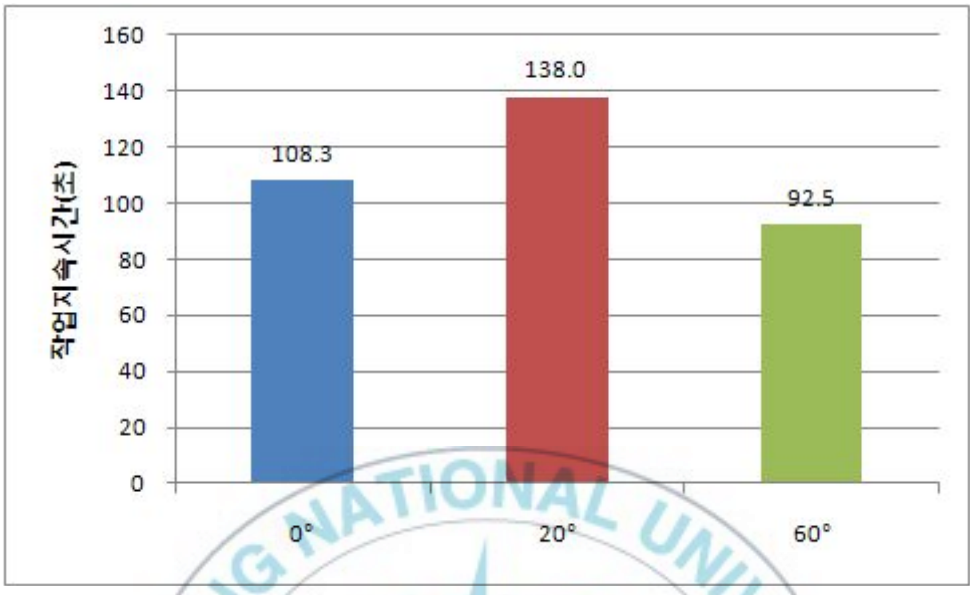


Fig. 10 허리각도별 MHT에 대한 평균

Table 11 허리각도별 t-test 결과

각 수준별 t-test	t-value	p-value
0°-20°	-7.56	<.0001
0°-60°	4.03	<.0001
20°-60°	11.59	<.0001

Fig. 10은 허리각도별 MHT에 대한 평균을 나타낸 그래프이다. MHT는 20°>0°>60°의 순서로 나타났으며, 분산분석 결과 p=<0.001이었으므로 통계적으로 유의한 차이가 있는 것으로 나타났다. 또 각 수준별 t-test 결과를

Table 11에서 보는 바와 같이 3가지 분석 모두 통계적으로 유의한 차이가 있는 것으로 나타났다. 이 결과 또한 Dul et al.(1994)의 자세 불편도를 자세부하를 평가하는 기준의 대안인 MHT[35]를 사용하였고, 자세불편도를 최소화하면 근골격계 질환의 위험을 줄일 수 있다고 한 Nag P.K. (1991)와 Putz-Anderson et. al.(1993)[33,34]의 기존 연구에 따라 20°>0°>60°의 순서로 불편도를 느끼는 것으로, 허리를 곧게 편상태보다 앞으로 약간 숙인 자세가 작업을 함에 있어서 더 오랜시간 유지할 수 있으며 더 편안함을 주는 자세라고 할 수 있다. 이는 이전의 연구인 김대성 등(2009)[44]의 연구에서는 정적인 몸통 굽힘자세에 따른 요추부위의 근육부하를 측정한 결과 6가지 몸통 굽힘자세 중 EMG값이 0°>15°>20°>60°>30°>45°의 순으로 나타난 결과는 본 연구에서와는 다른 값을 나타낸다. 하지만 실험을 함에 있어서 김대성 등.(2009)[44]의 연구에서는 무게에 대한 부하를 주지 않았고 본 연구에서는 무게부하를 줌으로써 무게중심의 이동으로 다른 결과를 보여 준 것으로 생각된다.

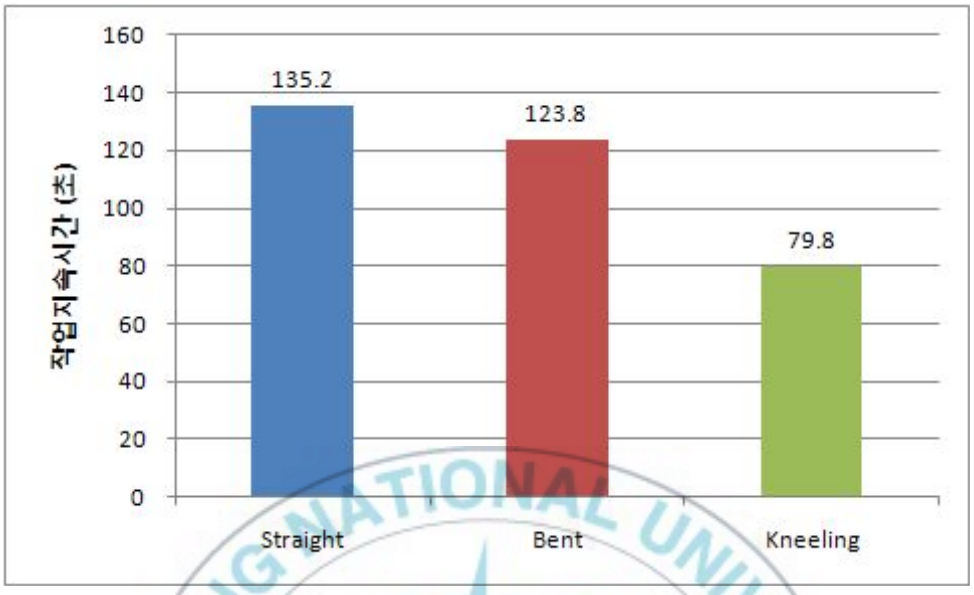


Fig. 11 다리자세별 MHT에 대한 평균

Table 12 다리자세별 t-test 결과

각 수준별 t-test	t-value	p-value
straight-bent	-2.92	0.0037
straight-kneeling	-14.13	<.0001
bent-kneeling	-11.21	<.0001

Fig. 11은 다리자세별 MHT에 대한 평균을 나타낸 그래프이다. MHT는 straight>bent>kneeling의 순서로 나타났으며, 통계의 분산분석 결과 p=<0.001이었으므로 통계적으로 유의한 차이가 있는 것으로 나타났다. 또

각 수준별 t-test 결과 Table 12에서 보는 바와 같이 3가지 분석 모두 통계적으로 유의한 차이가 있는 것으로 나타났다. 이 결과 또한 Dul et al.(1994)의 자세 불편도를 자세부하를 평가하는 기준의 대안인 MHT[35]를 사용하였고, 자세불편도를 최소화하면 근골격계 질환의 위험을 줄일 수 있다고 한 Nag P.K.(1991)와 Putz-Anderson et. al.(1993)[33,34]의 기존 연구에 따라 straight>bent>kneeling의 순서로 불편도를 느끼는 것으로, 다리자세가 kneeling일 때 근골격계 질환의 가능성이 가장 큰 것으로 판단해 볼 수 있다.

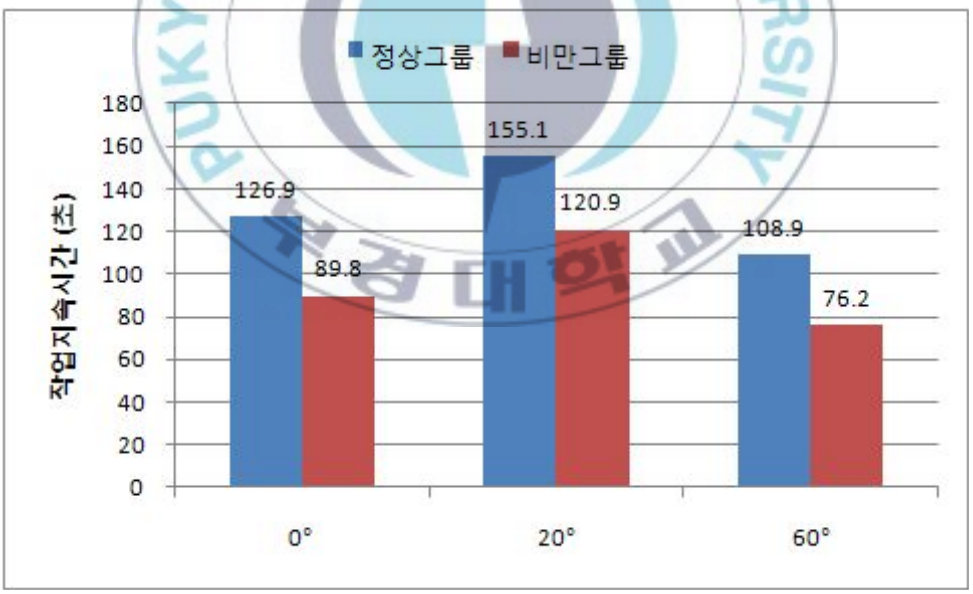


Fig. 12 정상-비만그룹과 허리각도별 교호작용

Fig. 12는 정상그룹과 비만그룹의 허리각도별 MHT를 비교한 그래프이다. 정상그룹이 비만그룹에 비해 3가지 레벨 모두 MHT가 높은 것으로 나타났다. 하지만 통계적으로는 유의수준 0.05를 기준으로 p=0.8500이었으므로 서로 교호작용을 하지 않는 것으로 나타났다.

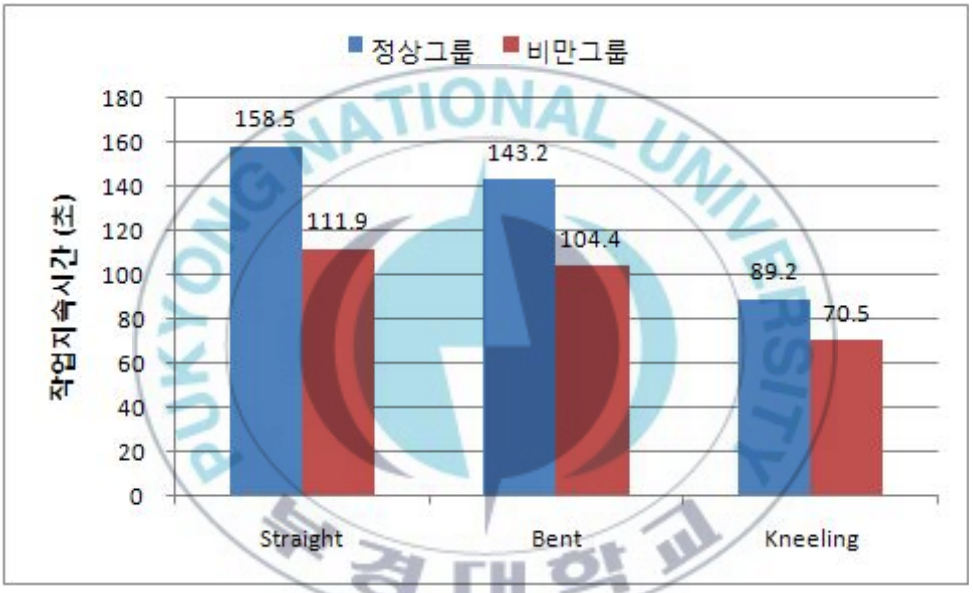


Fig. 13 정상-비만그룹과 다리자세별 교호작용

Fig. 13는 정상그룹과 비만그룹의 다리자세별 MHT를 비교한 그래프이다. 정상그룹이 비만그룹에 비해 3가지 레벨 모두 MHT가 높은 것으로 나타났고 통계적으로 유의수준 0.05를 기준으로 p=0.0014이었으므로 서로 교호작용을 하는 것으로 나타났다.

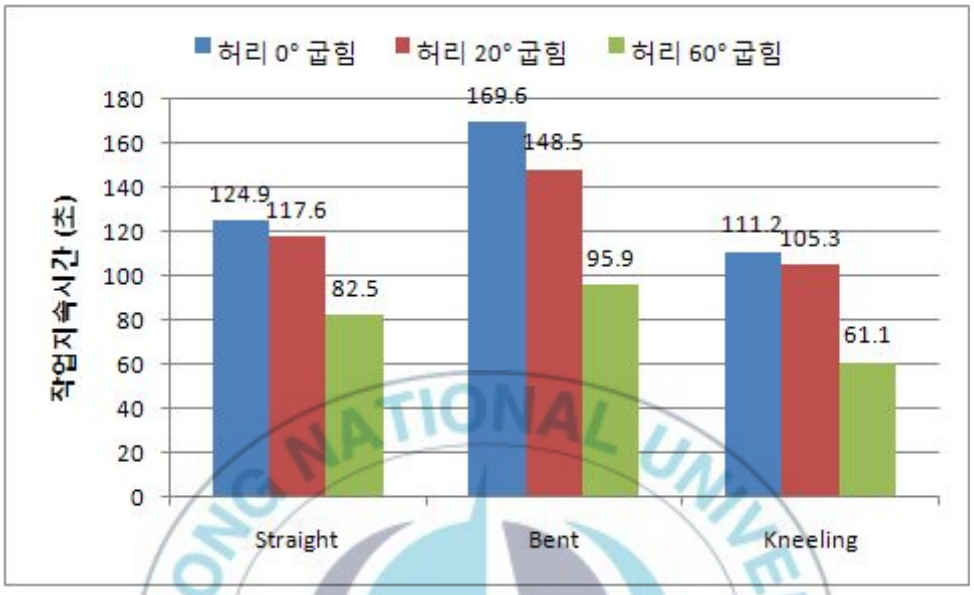


Fig. 14 허리각도와 다리자세별 교호작용

Fig. 14는 허리각도의 다리자세별 MHT를 비교한 그래프이다. 유의수준 0.05를 기준으로 p=0.0195이었으므로 서로 교호작용을 하는 것으로 나타났다.

Fig. 15 정상그룹과 비만그룹의 9가지 자세별 MHT 평균

Fig. 15는 9가지 자세별 정상그룹과 비만그룹의 MHT 평균을 비교한 그래프이다. 9가지 자세 모두 정상그룹이 비만그룹보다 MHT가 길게 나타났으며, Minitab ver.14의 t-test를 사용하여 통계분석을 실시한 결과 6번 자세를 제외한 나머지 8가지 자세 모두 비만그룹과 정상그룹의 MHT가 통계적으로 유의한 차이가 있는 것으로 나타났다.

Table 13 정상그룹과 비만그룹의 9가지 자세별 MHT에 따른 t-test 결과

	허리각도 0°	허리각도 20°	허리각도 60°
다리자세 straight	t=4.13 p=0.000	t=3.39 p=0.002	t=2.90 p=0.006
다리자세 bent	t=3.48 p=0.001	t=2.83 p=0.008	t=2.67 p=0.011
다리자세 kneeling	t=2.49 p=0.018	t=1.61 p=0.115	t=3.67 p=0.001

PUKYONG NATIONAL UNIVERSITY 부경대학교

제 5 장 결론 및 고찰

본 연구에서는 정상그룹과 비만그룹의 자세별 상관관계를 분석하기 위하여 MVC를 측정하고 각 자세별로 30%MVC의 하중을 부여한 상태에서 MHT를 측정하였다. 그 결과 정상그룹이 비만그룹보다 MVC가 작게 나왔지만 유의한 차이(p=0.397)는 없었다. 그리고 정상그룹이 비만그룹에 비해 MHT가 유의하게 길게 나타났으며, 허리각도 별 MHT을 살펴보면 20°>0°>60°의 순서로 유의하게 길게 나타났고, 다리자세별 MHT을 살펴보면 straight>bent>kneeling의 순서로 유의하게 길게 나타났다. 또 비만도와 허리각도는 교호작용이 없는 것으로 나타났으며, 비만도와 다리자세, 허리각도와 다리자세는 교호작용을 하는 것으로 나타났다.

근력은 근육이 수축하거나 수축하려는 상태에서 저항에 대하여 근육이 한번에 최대로 발휘할 수 있는 힘의 양을 의미하며 근지구력은 일정한 근육작업을 수행하는데 있어서 강도를 변화시키지 않은 상태로 얼마나 오래 작업을 지속할 수 있는가의 능력을 의미한다[45].

비만이 속도, 순발력, 유연성, 지구력, 근력 등의 행동체력의 저하와 순환기계 능력의 감소와 함께 대사능력의 저하를 일으킨다고 알려져 있다[5]. 그러나, 본 연구 결과 근력은 BMI와 PBF가 증가에 따라 약간의 증가 경향을 보였으며, 근지구력은 BMI와 PBF가 증가함에 따라 유의한 감소 경향

을 보였다. Jette M., et. al.의 연구에서도 본 연구의 결과와 같이 심폐지구력과 근지구력은 BMI와 음의 상관관계를 보였으며 근력은 BMI와 양의 상관관계를 보이는 유일한 체력요인이라 하였다. 체중이 많이 나가는 사람일수록 근육 조직이 많아 체중이 적게 나가는 사람보다 일반적으로 근력이 강하지만 체중이 그 사람의 근력을 예견하는 지표는 아니라고 하였다[46].

허리각도 별 MHT 결과로 미루어 볼 때 몸을 60°정도로 앞으로 많이 굽힌 자세는 균형을 잡기 위해 허리와 다리에 많은 힘이 들어가며 작업 부하량이 크지는 않더라도 작업의 특성상 오랜 기간동안 정적자세를 지속하면 근섬유질에 대한 지속적 긴장으로 근골격계의 기능적 결함과 근육 섬유질의 퇴행성 변화를 유발할 수 있는 아주 불편한 자세라는 것을 알 수 있었고, 몸을 약간 앞으로 굽힌자세가 사람들이 가장 편하게 느끼는 자세라고 생각해 볼 수 있다.

다리자세별 MHT 결과로 미루어 볼 때 우리나라가 전통적인 좌식생활문화를 가지고 있음에 따라 kneeling의 다리자세가 익숙한 자세이기는 하나 straight, bent의 다리자세에 비해 오래 버티지 못한다는 결과를 보여준다. 이는 작업부하량이 크지는 않더라도 작업의 특성상 오랜 기간동안 정적자세를 지속하면 근섬유질에 대한 과도한 하중분포로 근골격계의 기능적 결함과 근육 섬유질의 퇴행성 변화를 유발하며[24,47,48] 무릎의 과도한 굽힘 즉, 경골(tibia-femoral)과 슬개골(patella-femoral) 등이 접촉하게 되는 무릎 각

도 168도 까지 굽히게 되는 자세는 대퇴사두근과 슬건 등의 힘을 상당히 축소시킨다는 연구결과[49] 와 같은 결과를 나타낸다.

본 연구의 제한점과 향후 연구과제는 다음과 같다.

① 연구대상이 현장작업경험이 없는 20대의 남자대학생으로 특정 나이대, 성별에 치우쳐 있어서 모든 연령대, 성별을 대표할 수 없었다. 향후 보다 다양한 연령대와 여성 피실험자를 대상으로 실험을 추가하는 것이 필요할 것으로 사료된다.

② 비만의 기준을 정함에 있어서 몸무게와 키로 계산되는 BMI가 근육량과는 관련이 없으므로 근육량과 PBF을 복합적으로 고려한 정확한 비만도에 관한 연구가 이루어져야 할 것이다.

③ 실내(실험실)의 환경에서 실험이 이루어짐에 따라 실제 작업환경에 적용하는 데는 제한적인 면이 있다. 따라서 실제 작업환경에서 나타날 수 있는 변수들을 고려한 세부적인 연구가 더 필요할 것으로 사료된다.

④ 자동차, 선박, 중공업 등의 제조업, 농업, 건설, 서비스업 등에서 대부분 작업들이 기계화 및 자동화가 되었음에도 불구하고 비정형 작업에서는 아직까지도 많은 인력작업에 의존하고 있는 실정이다. 그러므로 좀 더 다양한 자세에 대한 추가적인 연구가 필요할 것이다.

⑤ 사업장에서의 작업뿐만 아니라 비만인구가 증가되고 있는 추세에서

협소공간인 자동차, 기차, 버스, 배 등 이동수단과 특히 요즘 삶의 질 향상으로 인하여 요트 등 레저활동에 대한 참여도가 높아지고 있는 가운데 협소공간에 대한 작업자를 고려한 다양한 작업자세와 배치설계에 대한 추가 연구가 꼭 필요할 것으로 사료된다.

참고문헌

1. http://www.who.int/mediacentre/news/releases/2005/pr44/en/print.html
2. 보건복지부, 건강투자기획팀, 국민건강영양조사보고서, 1998, 2001. 2005, 2007, 2008년
3. WHO, "Obesity: Preventing and managing the global epidemic", Geneva, Switzerland, 1998
4. Kawachi, I., "Physical and psychological consequences of weight gain", J. Clin. Psychiatry, Vol.60, No.21, pp.5~9, 1999
5. 대한비만학회. 임상비만학. 서울 : 고려의학, pp.113~173, 2001
6. Barofsky I., Fortaine K.R., Cheskin L.j., "Pain in the obese: Inpact on health-related quality-of-life", Ann. Behav. Med., Vol.19, No.4, pp.408~410, 1997
7. Fontaine K.R., Bartlett S.J., Barofsky I., "Health-related quality of life among obese persons seeking and not currently seeking treatment", International Journal of Eating Disorders, Vol.27, pp.101~105, 2000
8. Doll H.A., Petersen S.E.K, Stewart-Broun S.L., "Obesity and Physical and emotional well-bing: Associations between body mass index, chronic illness, and the physical and mental components of the SF-36

questionnaire", Obes. Res., Vol.8, No.2, pp.160~170, 2000

9. Fine J.T., Colditz G.A., Coakley E.H., Monseley G., Manson J.E., Willett W.C., Kawachi I., "A prospective study of weight change and health-related quality of life in women", J.A.M.A., Vol.282, No.22, pp.2136~2142, 1999
10. Kostova V., Koleva M., "Back disorders(low back pain, cervicobrachial and lumboscaral radicular syndromes) and some related risk factors", Journal of the Neurological Sciences, Vol.192, pp.17~25, 2001
11. Bayramogl M., Akman M.N., Kilinc S., Cetin N., Yavuz N., Ozker R., "Isokinetic measurement of trunk muscle strength in women with chronic low-back pain", American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation, Vol.80, pp.650~655, 2001
12. Xu X., Mirka G.A., Hsiang S.M., "The effects of obesity on lifting performance", Applied Ergonomics, Vol.39, pp.93~98, 2008
13. Lee C.Y., Kratter R., Duvoisin N., Taskin A., Schilling J. "Cross-sectional view of factors associated with back pain", Int. Arch. Occup. Environ. Health, Vol.78, pp.319~324, 2005
14. Seidell J.C., Bakx K.C., Deurenberg P., Burema J., Hautvast J.G.A.J.,

and Huygen F.J.A., "The relation between overweight and subjective health according to age, social class, slimming behavior and smoking habits in dutch adults", American Journal of Public Health, Vol.76, No.12, pp.1401~1415, 1986

15. Seidell J.C., de Groot L.C.P.G.M., van Sonsbeek J.L.A., Deurenberg P., Hautvast J.G.A.J., "Associations of moderate and severe overweight with self-reported illness and medical care in dutch adults". American Journal of Public Health, Vol.76, pp.264~269, 1986
16. 장성록, 진상은, 이유정, 이세정, 비만이 들기작업능력에 미치는 영향에 관한 연구, 한국안전학회 추계학술대회, pp.159~162, 2008
17. 한국보건사회연구원. 국민건강통계정보, 2007.
18. Wells N., Back Pain. Office of Health Economics: London, 1985
19. Okunribido O., "Lower limb MSD-scoping work in help inform advice and research planning", Health and Safety Excutive(HSE), 2009
20. 이인석, "쪼그려 앉은 작업자세에서의 작업부하 평가", 포항공과대학교 대학원 석사학위 논문, 1996
21. Chung M.K., Lee I., Kee S., Kim S.H., "A Postural workload evaluation system based on a macro-postural classification", Human

Factors and Ergonomics in Manufacturing, Vol.12, No.3, pp.267-277, 2002

22. 이인석, 정민근, 기도형, "심물리학적 방법을 이용한 다양한 하지 자세의 부하 평가", 대한인간공학회, Vol.21, No.4, pp.47~65, 2002
23. Kirby R.L., Price N.A., MacLeod D.A., "The Influence if foot position on standing balance", Journal of Biomechanics, Vol.20, No.4, pp.423~427, 1987
24. van Wely P., "Design and disease", Applied Ergonomics, Vol.1, No.5, pp.262~269, 1970
25. Grandjean E., Hüunting W., "Ergonomics of postures-review of various problems of standing and sitting postures", Applied Ergonomics, Vol.8, No.3, pp.135~140, 1977
26. Cooper C., McAlindon T., Coggon D., Egger P., Dieppe P., "Occupational activity and osteoarthritis of the Knee", Ann. Rheum. Dis., Vol.53, No.2, pp.90~93, 1994
27. Coggon D., Croft P., Kellingray S., Barrett D., McLaren M., Cooper, C., "Occupational physical activities and osteoarthritis of the knee", Arthritis and Rheumatism, Vol.43, No.7, pp.1443~1449, 2000
28. Nahit E.S. Macfarlane G.J., Pritchard C.M., Cherry N.M., Silman A.

J, "Short-term influence of mechanical factors on regional musculoskeletal pain: A study of new workers from 12 occupational groups", Occupational and Environmental Medicine, Vol.58, pp.374~381, 2001

29. Baker P., Reading I., Cooper C., Coggon D., "Knee disorders in the general population and their relation to occupation", Occupational and Environmental Medicine, Vol.60, No.10, pp.794~797, 2003
30. Zhang Y., Hunter D.J., Nevitt M. C., Xu L., Niu J., Lui L.Y., Yu W., Aliabadi P., Felson D.T., "Association of squatting with increased prevalence of radiofraphic tibiofemoral knee osteoarthritis-The Beijing osteoarthritis study", Arthritis and Rheumatism, Vol.50, No.4, pp.1187~1192, 2004
31. Felson D. T., Hannan M. T., Naimark A., Berkeley J., Gordon G., Wilson P.W., Anderson J., "Occupational physical demands, knee bending and knee osteoarthritis: Results from the Framingham study", Journal of Rheumatology, Vol.18, No.10, pp.1587~1592, 1991
32. Roelen C.A.M., Schreuder K.J., Koopmans P.C., Froothoff J.W., "Perceived job demands relate to self-reported health complaints", Occupational Medicine, Vol.58, pp.58~63, 2008

33. Nag P.K., "Endurance limits in different modes of load holding", Applied Ergonomics, Vol.22, No.3, pp.185~188, 1991

34. Putz-Anderson V., Galinsky T.L., "Psychophysically determined work durations for limiting shoulder girdle fatigue from elecated manual work", International Journal of Industrial Engineering, Vol.11, No.1, pp.19~28, 1993

35. Dul J., Douwes M., Smitt P., "Ergonomic guidelines for the precention of discomfort of static postures on endurance data", Ergonomics, Vol.37, No.5, pp.807~815, 1994

36. Gallagher D., Visser M., Sepulveda D., Pierson R., Harris T., and Heymsfield S. "How useful is boby mass index for comparison of body fatness across age, sex, and ethnic groups?" Am. J. Epidomiol., Vol.143, pp.228~239, 1996.

37. 서욱현, "비만인 보행의 역학적 특성", 한국체육대학교 대학원 박사학위논문, 2009

38. 대한비만학회, "한국인을 위한 비만 가이드라인", 2003

39. Grandjean E., "Fitting the Task to the Man", 4th ed., Taylor & Francis Ltd., pp.88~99, 1988

40. Karhuo O., Harkonen R., Sorvali P., Vepsalainen P., "Observing

working postures in industry: Examples of OWAS application", Applied Ergonomics, Vol.12, No.1, pp.13~17, 1981

41. McAtamney L., Corlett E. N., "RULA: a survey method for the investigation of work-related upper limb disorders", Applied Ergonomics, Vol.24, No.2, pp.91~99, 1993
42. McAtamney L., Corlett E, N.., "RULA: A rapid upper limb assessment tool", Ergonomics for all, pp.286~291, 1994
43. 한국산업안전공단 교육원, "인간공학적 작업장 개선", 영진인쇄, pp.201~210, 2001
44. 김대성, 문명국, 이명행, 배순덕, 김철홍, "정적인 몸통 굽힘자세에 따른 요추부위의 근육부하 고찰", 대한인간공학회 추계학술대회, 2009
45. 정윤주, 신진희, 염근상, 송찬희, 최환석, 김경수, 박진희. "비만지표와 체력요인의 상관성", 가정의학회지, Vol.24, No.3, pp.271~278, 2003
46. Jette M., Sidney K., Lewis W., "Fitness, performance and anthropometric characteristics of 19,185 Canadian Forces personnel classified according to body mass index", Military Medicine, pp. 120~126, 1990
47. Chaffin D. B., "Human strength capability and low back pain", Journal of Occupational and Medicine, Vol.16, No.4, pp.248~254, 1974

48. Magora A., "Investigation of the relation between low back pain and occupation", Industrial Medicine and Surgery, Vol.39, No.12, pp.504~510, 1970

49. Caruntu D.I., Hefzy M.S., Goel V.K., Goitz H.T., Dennis M.J., Agrawal V., "Modeling the knee joint in deep flexion: thigh and calf contact", Transactions of the Summer Bioengineering Conference, pp.459~460, 2003

PUKYONG NATIONAL UNIVERSITY
부경대학교

부록

A. OWAS

OWAS(Ovako working-posture analysis system)는 핀란드의 제철 회사(Ovako Oy)에 근무하고 있던 Karhu와 FIOH(Finland institute of occupational health, 핀란드 산업보건연구원)의 Kuorinka에 의해 1973년에 개발된 작업자세 평가기법이다. 이 기법을 처음으로 소개한 Karhu의 1977년의 논문에서는 자세 분류밖에 기재되고 있지 않았지만, Stoffert의 1985년의 논문에서는 평가법까지 포함한 완전한 방법이 상술되고 있다. 측정자간의 자세 판별의 일치율은 90% 이상으로 높고, 20개 이상의 업종에서 테스트되었다. 1980년대 후반부터 OWAS를 통한 작업조사나 작업개선이 이루어지고 있다.

이렇게 OWAS는 육체작업에 있어서 부적절한 작업자세를 구별해 낼 목적으로 개발된 평가 기법으로 다음과 같은 특징을 가지고 있다.

1) 특별한 기구 없이 관찰에 의해서만 작업자세를 평가 한다.

2) 현장에서 기록 및 해석의 용이함 때문에 많은 작업장에서 작업자세를 평가한다.

3) 평가 기준을 완비하여 분명하고 간편하게 평가할 수 있다.

4) 현장성이 강하면서도 상지와 하지의 작업분석이 가능하며, 작업대상물

의 무게를 분석요인에 포함하고 있다.

5) 상지나 하지 등 몸의 일부의 움직임이 적으면서도 반복하여 사용하는 작업 등에서의 차이를 파악하기 어렵다.

6) 지속시간을 검토 할 수 없으므로 보관 유지 자세의 평가는 어렵다.

PUKYONG NATIONAL UNIVERSITY
부경대학교

A.1 작업자세의 기록법

작업시작점의 작업자세를 허리, 상지, 하지, 작업물의 무게의 4개 항목으로 나누어 근골격계에 미치는 영향에 따라 크게 4 수준으로 분류하여 기록한다. 이 자세의 분류는 불쾌감의 주관적 평가, 자세에 의한 건강영향, 실용가능성을 고려하여 결정된 것이다.

자세의 기록방법은 snap-reading법(관찰간격이 일정한 워크 샘플링법)을 이용하여 기록한다. 즉, 일정한 간격으로 그 순간의 자세를 읽어내고, 자세코드를 용지에 기록하는 방법으로 기록한다.

Table A.1 은 OWAS의 작업자세에 따른 코드체계를 표로 나타낸 것으로 신체부위는 허리, 팔, 다리, 하중/힘으로 분류하고 각 자세에 따라 코드를 할당하였다.

Table A.1 OWAS의 작업자세 및 코드체계

	1	2	3	4	5	6	7
허리 Back							
팔 Arms							
다리 Legs							
하중 Weight	10kg 이하	10~20 kg	20kg 이상				

A.2 OWAS 코드 특정 및 기록

OWAS코드의 측정은 현장에서 직접 측정할 수도 있으나, 주로 작업자세를 비디오 촬영하여 분석하는 것이 일반적이며, 연속적인 분석과 세밀한 관찰이 가능하다는 장점을 가지고 있다.

비디오 촬영에 의한 기록 절차는 다음과 같다.

1) 작업을 비디오로 촬영한다(3cycle 이상).

2) 녹화된 작업장면을 일정간격으로 정지한다.

3) 정지된 작업자세에서 작업자세를 관찰한다.

4) 허리, 팔, 다리, 하중/힘에 해당하는 OWAS코드를 기록한다.

PUKYONG NATIONAL UNIVERSITY 부경대학교

A.3 OWAS 분석

각 작업자세에 따른 OWAS코드의 기록이 끝나게 되면 분석을 하게 되는데 AC(action category)판정표를 이용해서 AC를 결정하게 된다. AC판정표는 기록된 각각의 신체부위에 따른 총 4개의 코드값을 적용하여 AC값을 찾아내는 방법을 이용한다.

Table A.2은 AC판정표를 나타낸 것이다.

Table A.2 AC 판정표

AC값		(1)			(2)			(3)			(4)			(5)			(6)			(7)		
		(1)	(2)	(3)	(1)	(2)	(3)	(1)	(2)	(3)	(1)	(2)	(3)	(1)	(2)	(3)	(1)	(2)	(3)	(1)	(2)	(3)
(1)	(1)	1	1	1	1	1	1	1	1	1	2	2	2	2	2	2	1	1	1	1	1	1
	(2)	1	1	1	1	1	1	1	1	1	2	2	2	2	2	2	1	1	1	1	1	1
	(3)	1	1	1	1	1	1	1	1	1	2	2	3	2	2	3	1	1	1	1	1	2
(2)	(1)	2	2	3	2	2	3	2	2	3	3	3	3	3	3	3	2	2	2	2	3	3
	(2)	2	2	3	2	2	3	2	3	3	3	4	4	3	4	4	3	3	4	2	3	4
	(3)	3	3	4	2	2	3	3	3	3	3	4	4	4	4	4	4	4	4	2	3	4
(3)	(1)	1	1	1	1	1	1	1	1	2	3	3	3	4	4	4	1	1	1	1	1	1
	(2)	2	2	3	1	1	1	1	1	2	4	4	4	4	4	4	3	3	3	1	1	1
	(3)	2	2	3	1	1	1	2	3	3	4	4	4	4	4	4	4	4	4	1	1	1
(4)	(1)	2	3	3	2	2	3	2	2	3	4	4	4	4	4	4	4	4	4	2	3	4
	(2)	3	3	4	2	3	4	3	3	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	2	3	4
	(3)	4	4	4	2	3	4	3	3	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	2	3	4

허리 팔 다리 무게

AC는 1에서 4까지 네 단계로 나누어지며 각 단계에 따라 근골격계에 미치는 영향의 정도와 조치에 대한 내용이 다르다.

각각의 AC단계에 대한 평가 내용은 Table A.3과 같다.

Table A.3 AC단계에 따른 평가내용

AC 단계	평 가 내 용
AC 1	근골격계에 특별한 해를 끼치지 않음 작업자세에 아무런 조치는 필요치 않음
AC 2	근골격계에 약간의 해를 끼침 가까운 시일 내에 작업자세의 교정이 필요함
AC 3	근골격계에 직접적인 해를 끼침 가능한 빨리 작업자세를 교정해야 함
AC 4	근골격계에 매우 심각한 해를 끼침 즉각적인 작업자세의 교정이 필요함

PUKYONG NATIONAL UNIVERSITY 부경대학교

B. RULA

영국의 Univ. of Nottingham에서 1993년에 어깨, 팔, 손목, 허리, 목 등 상지에 초점을 맞추어 작업자세로 인한 작업부하를 평가하기 위해 개발한 기법이다. RULA(rapid upper limb assessment)는 분석자가 관찰을 통해 작업자세를 분석할 수 있도록 고안된 것이다. 작업자세 분류체계에 부하 수준을 정의하고 이를 근거로 작업부하를 분석하는 방법을 이용하고 있다. 이 기법의 목적에는 크게 다음 두 가지가 있다. 첫째, RULA는 나쁜 작업자세로 인한 상지의 장애를 안고 있는 작업자의 비율이 어느 정도인지를 쉽고 빠르게 파악하는 방법을 제시하기 위해 만들어졌다. 둘째, RULA는 근육의 피로에 영향을 주는 인자들인 작업자세나 정적 또는 반복적인 작업 여부, 작업을 수행하는데 필요한 힘의 크기 등 작업으로 인한 근육 부하를 평가하기 위해 만들어졌다.

그리고 EU의 VDU(visual display unit)작업장의 최소안전 및 건강에 관한 요구 기준과 영국의 작업성 상지질환의 예방지침의 기준을 만족하는 보조도구로 사용되고 있다.

자세분류별 부하 수준을 평가할 때 작업부하에 영향을 주는 인자들은 매우 많지만 RULA가 평가하는 작업부하 인자는 동작횟수, 정적인 근육작업, 힘, 작업자세 등이 있다. 이와 같은 인자들로 작업부하를 평가하게 되며 평

가는 RULA 평가표를 이용하여 나오는 점수를 합산해서 평가하게 된다.

평가방법은 신체부위별로 크게 그룹 A, B로 나누어서 각 그룹별로 작업자세, 그리고 근육과 힘에 대한 평가로 이루어지게 된다. 그룹 A, B로 나누어서 각 그룹별로 작업자세, 그리고 근육과 힘에 대한 평가로 이루어지게 된다. 그룹 A에서는 상완, 전완, 손목, 손목 비틀림의 자세를 평가하고, 그룹 B에서는 목, 상체 다리자세를 평가한다.

그룹 A와 그룹 B의 작업자세를 평가할 때 수행되는 절차는 다음과 같다.

1단계 : 작업자의 작업을 몇 번의 반복 횟수(3 cycle 이상) 동안 관찰

2단계 : 작업 중 가장 빈번하게 행해지는 자세나 작업부하가 가장 많이 걸리는 자세를 선택

3단계 : 평가 시 작업자의 오른편이나 왼편 중 한쪽만을 평가하고, 다음에 다른 편을 평가

4단계 : 각 신체 부위별 자세에 따라 표에 나와 있는 값들을 평가 용지에 기입

그룹 A와 그룹 B의 종합 부하수치 산출표는 Table B.1과 Table B.2와 같다.

Table B.1 score of group A (score A)

score A		손목							
상완	전완	1		2		3		4	
		손목비틀림		손목비틀림		손목비틀림		손목비틀림	
		1	2	1	2	1	2	1	2
1	1	1	2	2	2	2	3	3	3
	2	2	2	2	2	3	3	3	3
	3	2	3	3	3	3	3	4	4
2	1	2	3	3	3	3	4	4	4
	2	3	3	3	3	3	4	4	4
	3	3	4	4	4	4	4	5	5
3	1	3	3	4	4	4	4	5	5
	2	3	4	4	4	4	4	5	5
	3	4	4	4	4	4	5	5	5
4	1	4	4	4	4	4	5	5	5
	2	4	4	4	4	4	5	5	5
	3	4	4	4	5	5	5	6	6
5	1	5	5	5	5	5	6	6	7
	2	5	6	6	6	6	7	7	7
	3	6	6	6	7	7	7	7	8
6	1	7	7	7	7	7	8	8	9
	2	8	8	8	8	7	9	9	9
	3	9	9	9	9	9	9	9	9

PUKYONG NATIONAL UNIVERSITY 부경대학교

Table B.2 score of group B (score B)

score B	상체											
전완	1		2		3		4		5		6	
	다리		다리		다리		다리		다리		다리	
	1	2	1	2	1	2	1	2	1	2	1	2
1	1	3	2	3	3	4	5	5	6	6	7	7
2	2	3	2	3	4	5	5	5	6	7	7	7
3	3	3	3	4	4	5	5	6	6	7	7	7
4	5	5	5	6	6	7	7	7	7	7	8	8
5	7	7	7	7	7	8	8	8	8	8	8	8
6	8	8	8	8	8	8	8	9	9	9	9	9

작업자세의 기록이 끝나게 되면 각 그룹의 값들을 하나의 수치로 표현한다. Fig. B.1에서 보는 바와 같이 그룹 A와 그룹 B의 종합부하 수치는 score A, score B로 변환한다.

Fig. B.1 score A and score B

PUKYONG NATIONAL UNIVERSITY 부경대학교

score A와 score B의 점수가 산출되면, Table B.3을 이용하여 근육부하와 무게/힘의 사용에 대한 지수를 각각의 점수에 더해 주어서 Fig. B.2 과 같이 score C와 score D를 산출한다.

Table B.3 muscle use and force scores

요소	지수	작업자세
근육사용	1	주로 정적인 상태로 1분 이상 들고 있거나, 1분에 4회 이상 반복될 때
	0	2kg 보다 작은 간헐적인 부하
무게 또는 힘의 사용	1	2~10kg의 간헐적 부하
	2	2~10kg의 정적이고 반복적인 부하
	3	10kg 이상의 정적이고 반복적인 부하

PUKYONG NATIONAL UNIVERSITY 부경대학교

Fig. B.2 calculation if score C and score D

score C와 score D가 산출되고 나면 마지막으로 Table B.4를 이용하여 전체적인 작업부하 수준을 결정하는 최종점수를 구한다.

Table B.4 final score table

		score D						
		1	2	3	4	5	6	7+
score C	1	1	2	3	3	4	5	5
	2	2	2	3	4	4	5	5
	3	3	3	3	4	4	4	6
	4	3	3	3	4	5	6	6
	5	4	4	4	5	6	7	7
	6	4	4	5	6	6	7	7
	7	5	5	6	6	7	7	7
	8+	5	5	6	7	7	7	7

이렇게 도출된 최종점수를 이용하여 실제로 작업부하가 어느 정도인지를 Table B.5에서와 같이 네 단계로 나타낼 수 있다.

Table B.5 evaluation on action level

final score	조치단계 (action level)	평가내용
1	1	수용 가능한 작업(acceptable job)
2		
3	2	계속적 추적관찰 요함(investigate further)
4		
5	3	계속적 관찰과 빠른 작업개선 요함 (investigate further and change soon)
6		
7이상	4	정밀조사와 즉각적인 개선이 요구됨

최종적으로 RULA의 작업부하 수준을 이용하여 평가한 실제 작업이 어느정도 위험한지를 파악할 수 있고, 개선안 도출시 자세 개선을 위한 중요한 자료가 될 수 있다. Fig. B.3은 RULA평가의 전체적인 절차를 도식화한 것이다.

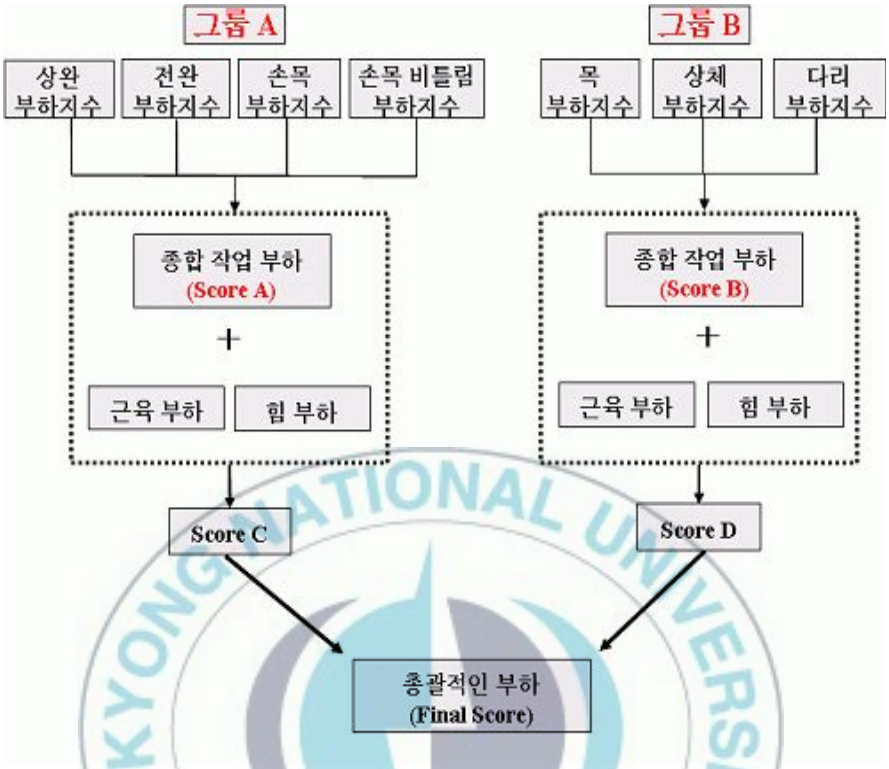


Fig. B.3 RULA의 작업분석 절차

PUKYONG NATIONAL UNIVERSITY
부경대학교