Journal of the Ergonomics Society of Korea
Vol. 25, No. 2 pp.51-61, May 2006

2차원 면에서의 자세 관측시 시야각이 관절각 추정에 미치는 영향*

이 인 석

한경대학교 안전공학과

Effects of Viewing Angle on the Estimation of Joint Angles in the 2-dimensional Plane

Inseok Lee

Department of Safety Engineering, Hankyong National University, Anseong, 456-749

ABSTRACT

In assessing risks related to working posture, pictures of postures are taken from various directions, which can be a source of observation error. Joint postures of the neck, lower back, knee, shoulder, and elbow were taken from 7 different viewing angles and 19 observers estimated joint angles by observing the pictures in 2-dimensional display. The joint angles were also measured using an optoelectronic motion measurement system. The estimation error increased as the viewing angle varies from the right side of the human body, but the patterns differ according to which joint angles were being observed. Guidelines to increase the validity of observation of joint angles were presented based on the results. In general, it is recommended to maintain the viewing angle within 20 degrees from the right side of the human body, while different ranges of viewing angle are recommended for each joint angle.

Keyword: Posture observation, Viewing angle, Observational error, Work-related musculoskeletal disorders(WMSDs)

1. 서 론

근골격계질환(musculoskeletal disorders)은 현대 산업사회의 대표적인 직업성 질환이다. 이 질환은 작업자의 안전 및 건강, 생산성, 사회경제적 비용 등에 악영향을 미치고 있어 많은 나라에서 사회적 문제로 인식되고 있다(Hagberg et al., 1995; WHO, 1997; Chaffin et al., 1999). 우리나라에서도 최근 직업성 근골격계질환자가 급증하는 현상을 보이고 있으며(KOSHA, 2005), 이에 대응하여 개정된 산업안전보건법에서는 직업성 근골격계질환 예방에 대한 사업주의 의무를 명시하고 있다. 이에 따라 기업에서 근골격계 부담작업에 대한 유해요인 조사를 비롯한 근골격계질환 예방업무를 의무적으로 수행하도록 하고 있다(노동부, 2003).

근골격계질환 유발의 원인으로는 작업과 관련하여 중량물 취급, 반복작업, 부적절한 작업자세, 진동 등이 대표적으로 꼽히고 있다(Putz-Anderson, 1988). 유해요인 평가를 위한 인간공학적 기법들은 이러한 요인들을 주요 평가 대상으로 포함하고 있다. 여러 인간공학 평가 기법들 중 관찰자의 관찰을 바탕으로 한 체크리스트 형태의 기법들이 산업현장

*이 논문은 2003년도 정부재원(교육인적자원부 학술연구조성사업비)으로 한국학술진흥재단의 지원을 받아 연구되었음 (D00775, R05-2003-000-104555-0).
교신저자: 이인석
주 소: 456-749 경기도 안성시 석정동 67, 전화: 031-670-5286, E-mail: lis@hknu.ac.kr

에서 근골격계 부담작업 유해요인 조사에 많이 이용되고 있다. 이는 이 기법들이 상대적으로 저렴하고, 적용이 용이하며, 유해요인 평가의 신뢰성이 높기 때문이다. 대부분의 관찰적 평가 기법들은 자세를 신체부위별로 관절 각도에 의해 분류하고 있으며, 관찰자가 자세분류에 따라 작업자세를 관찰, 기록 및 평가하도록 하는 방식을 취하고 있다(기도형, 2000; Lee, 2002).

관찰적 평가 기법은 많은 사례 연구를 통해 유해요인의 확인 및 평가에 유용한 것으로 보고되었다(Genaidy et al., 1994; Kilbom, 1994). 그러나, 이 기법은 전적으로 관찰자의 주관적인 판단에 따라 평가가 이루어지기 때문에 평가의 정확성과 신뢰성에 한계가 있는 것으로 지적되고 있다. 관찰 오류는 관찰의 정확성(validity), 동일 관찰자의 관찰 신뢰성(intra-observer reliability), 관찰자간의 관찰 신뢰성(inter-observer reliability) 등 세 가지 측면에서 설명될 수 있다(Kilbom, 1994). 이 중 관찰의 정확성은 관찰자가 관절 각도를 정확하게 추정하는가에 대한 문제로, 관찰적 평가 기법의 평가 결과의 신뢰성에 관련된 중요한 요소이다.

작업자세 관찰의 신뢰성에 영향을 미치는 요소로는 1) 관찰자가 관찰 및 기록하여야 할 항목의 수, 2) 관찰 대상인 관절의 각도를 분류한 분류 체계의 특성, 3) 관찰자의 관찰 수행 능력, 4) 관찰 방식의 특징, 즉, 직접 혹은 간접 관찰 방식, 5) 관찰자의 위치 등을 꼽을 수 있다(Genaidy et al., 1994; Kilbom, 1994). 이러한 여러 요소 중에서 처음 세 항목은 사용되는 평가 기법이나 관찰자의 특성에 관한 것으로 일반적인 요인으로 보기 어렵다. 마지막 두 항목, 즉 관찰 방식과 관찰자의 위치는 평가 기법과 관찰자와는 독립적인 일반적 요소로서 관찰의 신뢰도에 영향을 미치는 요소이다.

과거에는 시간 연구(time study), 동작 연구(motion study), 작업자세 관측 평가 등을 수행할 때 관찰자가 작업현장에서 작업을 직접 관찰하여 기록하는 방식을 많이 이용했다. 최근에는 카메라가 널리 보급되면서 작업을 직접 관찰하기 보다는 작업 장면을 사진 혹은 동영상으로 촬영하여 이후에 재생하여 관찰하는 방식이 일반화되었다. 비디오 촬영을 통한 관측은 반복 관찰이 가능하여 작업 속도가 빠르거나 관찰 항목이 많은 경우에 직접 관찰에 비해 정확한 분석이 가능하다. 그러나, 비디오 화면은 3차원 정보를 2차원에서 표현하는 것이며 관찰자의 시야각이 촬영각에 의해 제한되기 때문에, 비디오 촬영을 통한 자세 관측은 실제 작업현장에서 관측하는 것과 차이가 있을 수 있다. 일부 연구에서는 직접 관찰이 비디오 촬영을 통한 관찰에 비해 정확도가 높다고 보고되었다(Keyserling, 1986; Stetson et al., 1991).

2차원 사진 관찰에 의해 발생하게 되는 자세 관측의 오류에 영향을 미치는 요소는 크게 네 가지로 꼽을 수 있다(Paul and Douwes, 1993). 첫째, 관찰 대상이 되는 관절을 이루는 두 신체부위(예: 팔꿈치 관절에서 전완과 상완)가 이루는 면(postural angle plane)과 카메라의 렌즈와 평행한 촬영면(photographic plane)이 이루는 각이 클수록 관찰 오류가 증가할 수 있다. 둘째, 관찰 오류는 카메라와 촬영 대상 신체부위와의 거리가 가까울수록 커진다. 셋째, 렌즈의 광학축(optical axis)과 관찰 대상 신체부위와의 거리가 멀수록 정확한 관찰이 어려워진다. 마지막으로, 카메라 렌즈의 특성상 렌즈의 중심에서 먼 곳에 투영된 영상은 왜곡되어 보일 가능성이 있다. 이러한 네 가지 요소 중 관찰의 신뢰도에 가장 크게 영향을 미치는 요소는 관찰 대상 신체부위와 카메라의 촬영면이 이루는 각도이다(Paul and Douwes, 1993).

Paul and Douwes(1993)는 관찰 대상 신체부위가 이루는 면과 카메라의 촬영면이 이루는 각(촬영각)이 변함에 따라 2차원 화면상에서 측정되는 관절 각도와 실제 각도가 이루는 차이가 어떻게 변화하는지를 동작분석 시스템을 이용하여 분석하였다. 이 연구에서는 두 면이 이루는 각이 증가할수록 2차원 상의 각도와 실제 각도의 차이가 증가하는 것을 보이고 있으며, 관절별로 차이가 최소화되는 촬영각이 다른 것을 보이고 있다. 그러나, 이 연구에서는 관찰자가 관절 각도를 추정하지 않았기 때문에, 이 연구의 결과를 촬영각이 관찰 오류에 미치는 영향으로 해석하기는 어렵다. 또한, 이 연구에서는 선 상태에서 허리를 굽히고 팔을 뻗는 자세만을 대상으로 촬영하였기 때문에 관절각의 다양한 변화가 2차원 화면에서의 관찰에 미치는 영향을 제시하지 못하고 있다.

작업자세를 현장에서 직접 관찰하는 것이 2차원 화면을 통해 관찰하는 것에 비해 신뢰성을 높일 수 있는 장점이 있더라도, 현실적으로 비디오 카메라를 이용한 작업자세 분석을 권장하지 않을 수 없다. 이러한 상황에서 비디오 카메라를 이용하여 작업자세를 촬영할 때 관찰의 오류를 최소화할 수 있는 방안을 제시할 필요가 있다. 본 연구의 목적은 관절 각도를 2차원 화면을 통해 관찰할 때 자세를 촬영하는 카메라의 촬영각이 관찰의 정확성에 미치는 영향을 분석하여 관찰적 작업자세 평가 기법의 실제적 사용지침을 제시하고자 하는 것이다. 이러한 목적에 따라, 시상면상에서 이루어지는 주요 관절의 동작을 7개의 다른 각도에서 촬영하여 평가자에게 관절각도를 추정하도록 하는 실험 연구를 수행하고 시야각의 변화에 따른 관절각 추정의 오차를 분석하였다.

2. 연구 방법

2.1 관절 각도 관찰자

본 연구에서는 19명의 관찰자들이 여러 각도에서 촬영된

자세 사진으로부터 관절 각도를 관측하는 실험에 참여하였다. 평가자들은 모두 대학생이며 17명의 남자와 2명의 여자로 구성되었다. 평균 연령(±표준편차)은 24.6(±3.0)세이며, 범위는 22~36세이다. 관찰자 중 12명은 대학의 인간공학 관련 과목을 수강한 경험이 있으나, 작업자세를 관찰하여 관절각을 관측한 경험은 없다. 피실험자들은 실험에 앞서 실험의 목적과 내용에 대하여 간략한 설명을 듣고 자발적으로 참여하였으며, 적절한 수준의 실험 참여비를 받았다.

2.2 독립변수

본 실험에서는 시야각(혹은 촬영각, viewing angle), 관절자세(joint posture), 관절각범위(range of joint angle)를 독립변수로 정의하였다. 시야각은 인체의 관상면(frontal plane)과 카메라 렌즈 광학축이 이루는 각도로 정의된다. 인체의 정측면에서 촬영한 경우에 시야각은 0°가 되며, 인체의 정면에서 촬영한 경우는 +90°, 인체의 정후면에서 촬영한 경우에는 −90°가 된다. 인체의 정면 방향에서 촬영한 경우에 시야각을 '+'로 정의하고, 후면 방향에서 촬영한 경우에 시야각을 '−'로 정의하였다. 시야각은 모두 −60°, −40°, −20°, 0°, 20°, 40°, 60° 등 7개 수준으로 정의되었다(그림 1, 표 1).

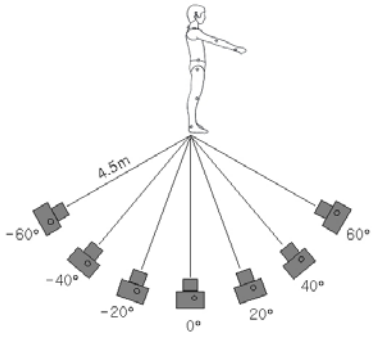


그림 1. 관절자세 촬영 시야각

관절자세는 관찰의 대상이 된 관절의 자세이다. 본 실험에서는 목, 허리, 무릎, 어깨, 팔꿈치 등 5개 관절에서 시상면(sagittal plane)상의 자세를 대상으로 하여 관절 각도를 관찰하였다. 관찰의 대상이 된 자세는 목굴곡(Neck Flexion, NF), 목신전(Neck Extension, NE), 허리굴곡(Lowback Flexion, LF), 허리신전(Lower−back Extension, LE), 어깨굴곡(Shoulder Flexion, SF), 어깨신전(Shoulder Extension, SE), 팔꿈치굴곡(Elbowo Flexion, EF), 무릎굴곡(Knee Flexion, KF) 등 모두 8개이다. 목, 허리, 어깨에서 굴곡과 신전은 같은 시상면에서 발생하는 운동으로 연속성이 있지만, 자세의 최대운동범위와 운동 방향이 다르기 때문에 별개의 자세로 간주하였다(표 1).

표 1. 독립변수와 수준

독립변수	수준수	수 준
시야각	7	−60°, −40°, −20°, 0°, 20°, 40°, 60°
관절자세	8	목굴곡 (45°*), 목신전(45°), 허리굴곡(100°), 허리신전(32°), 어깨굴곡(180°), 어깨신전(49°), 무릎굴곡(147°), 팔꿈치굴곡(141°)
관절각범위	4	0~25%**, 25~50%, 50~75%, 75~100%

*최대운동범위, **최대운동범위에 대한 백분율

관찰자들에게는 동일한 관절자세에 대해서 각 시야각별로 4개의 서로 다른 관절각의 사진이 제시되었다. 예를 들어, 목굴곡의 경우에 시야각 0°에서 4개의 서로 다른 관절각의 목굴곡 자세 사진이 제시되었으며, 다른 시야각에서도 역시 4개의 서로 다른 관절각의 목굴곡 자세 사진이 제시되었다. 따라서, 동일한 관절자세에 대해 7개의 각 시야각별로 4개의 다른 사진이 제시되어 모두 28개의 사진이 제시되었다. 관절각범위는 각 관절자세별로 최대운동범위에 따라서 4등분하여 나눈 범위로, 각각 0~25%, 25~50%, 50~75%, 75~100%로 표기된다(표 1). 4개의 서로 다른 관절각은 각 관절각범위에서 임의로 하나씩 선정된 각도이다. 관절 각도 범위를 독립변수로 선정한 이유는 관절의 운동 크기가 관찰의 정확성에 영향을 미치는지를 파악하기 위해서이며, 해당 관절자세에서 여러 자세를 관찰하도록 하여 실험의 신뢰성을 높이기 위한 측면도 있다.

이 실험은 표 1에서와 같이 3개의 실험요인으로 구성되었으며, 각 실험요인의 조합으로 모두 224개의 서로 다른 자세 사진이 각 피실험자에게 제시되었다.

2.3 관찰 대상 자세 촬영 및 측정

본 연구에서는 광전자식 3차원 동작분석 시스템(Opto-electronic 3D Motion Analysis System)을 이용하여 인체의 주요 관절의 위치를 측정하여 관절 각도를 구하였다. 본 연구에 이용된 3차원 동작분석 시스템은 ProReflex System (Qualisys, Sweden)이며, 7대의 적외선 측정 방식의 카메라가 이용되었다.

3차원 동작분석 시스템을 이용하여 주요 관절의 위치를 측정하기 위하여 지름 3cm의 마커를 14개 주요 지점에 부착하였다. 마커를 부착한 지점과 기호는 표 2에 설명되었다.

피실험자는 주요 관절부위에 마커를 부착한 후에 바로 선 자세를 취하고, 양 발의 발뒤꿈치를 잇는 선의 가운데가 기준점에 오도록 하였다. 디지털캠코더를 그림 1과 같이 지정된 각도에 따라 기준점으로부터 4.5m 거리의 지점에 렌즈

표 2. 마커 위치 설명과 기호

기호	마커 위치 설명
hd_r, hd_l	머리 우측(r), 좌측 (l) (귀 위쪽 눈 높이)
c7	목 뒤쪽 7번째 경추(cervical vertebra)
stn	가슴 앞쪽 흉골(sternum)
shld_r, shld_l	어깨 견봉 우측, 좌측(acromion)
elb_r	팔꿈치 우측(lateral epicondyle of the humerus)
wrst_r	손목 우측
lb_r, lb_l	Great Trochanter 우측, 좌측(요추 높이)
hp_r, hp_l	고관절 우측, 좌측(hip joint)
kn_r	무릎관절 우측
ankl_r	발목관절 우측

끝이 오도록 배치하고, 렌즈 중심의 높이는 1.2m 높이로 고정하였다. 카메라 높이는 이전 연구에서 피실험자 신장의 중간 높이로 선정한 것을 참고하였으며(Paul and Douwes, 1993), 한국인 남자 성인의 굽힌팔꿈치 높이보다(105.5 cm) 약 15cm 높게 선정하여 실제로 비디오카메라 촬영할 때의 높이에 근사하도록 하였다(Size Korea, 2005).

피실험자는 실험자의 지시에 따라 각 관절별로 중립자세로부터 최대운동범위의 각도까지 천천히 동작을 취하였으며, 디지털캠코더와 3차원 동작분석 시스템을 이용하여 피실험자의 동작을 촬영하였다. 시야각 0°의 디지털캠코더는 3차원 동작분석 시스템에 연결되어 동기화되었다.

2.4 관찰 대상 관절 각도 정의

관찰의 대상이 된 8개 관절자세의 관절각은 3차원 동작분석기를 이용하여 측정한 주요 마커의 위치로부터 산출하였다. 관절각을 산출하는 과정에서 각 마커의 위치로부터 표 3과 같은 링크와 관절점을 정의하여 이용하였다.

목굴곡 및 신전은 목관절점을 기준으로 머리가 중립으로부터 전후로 굽혀진 각도를 의미한다. 목굴곡각은 각도는 머리링크가 중립으로부터 앞쪽으로 굽혀진 각도로 정의되고, 목신전각은 머리링크가 중립으로부터 몸 뒤쪽으로 젖혀진 각도로 정의된다(그림 2a, 3b).

허리굴곡과 신전은 몸통이 허리관절점을 중심으로 하여 중립으로부터 굽혀진 각도로 정의된다. 허리굴곡각은 몸통링크가 중립으로부터 몸 앞쪽으로 굽혀진 각도를 의미하면, 허리신전각은 몸통링크가 중립으로부터 몸 뒤쪽으로 굽혀진 각도를 의미한다(그림 2c, 3d).

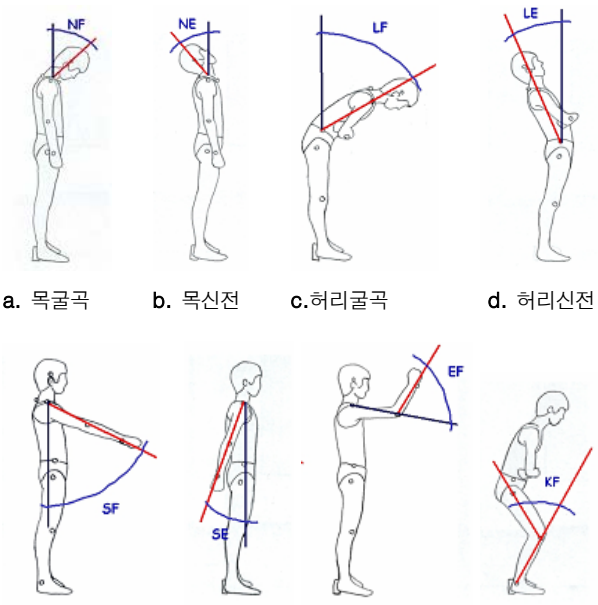
어깨굴곡 및 신전은 상완이 어깨를 중심으로 하여 중립으로부터 회전되는 각도를 의미한다. 어깨굴곡각은 상완링크가 중립으로부터 몸 앞쪽으로 회전한 각도이며, 어깨신전각은

표 3. 주요 관절점 및 링크

구분	이름	설명	관련 각도
관절점	머리(hd)	hd_r과 hd_l을 잇는 직선의 중점	목굴곡/신전
	목(neck)	c7과 stn을 잇는 직선의 중점	목굴곡/신전
	허리(lb)	lb_r과 lb_l을 잇는 직선의 중점	허리굴곡/신전
링크	머리링크 (head−neck link)	hd와 neck을 잇는 직선	목굴곡/신전
	몸통링크 (trunk link)	lb와 neck을 잇는 직선	허리굴곡/신전
	허벅지링크 (thigh link)	hp_r과 kn_r을 잇는 직선	무릎굴곡
	종아리링크 (shank link)	kn_r과 ankl_r을 잇는 직선	무릎굴곡
	상완링크 (upper arm link)	shld_r과 elbw_r을 잇는 직선	어깨굴곡/신전, 팔꿈치굴곡
	전완링크 (lower arm link)	elbw_r과 wrst_r을 잇는 직선	팔꿈치굴곡

상완링크가 중립으로부터 몸 뒤쪽으로 회전한 각도를 의미한다(그림 2e, 3f).

팔꿈치굴곡은 팔을 편 상태로부터 전완이 팔꿈치를 중심으로 회전하여 굽혀진 각도를 의미하며, 전완링크가 팔꿈치관절을 중심으로 중립으로부터 회전한 각도로 정의된다. 팔을 완전히 편 자세가 중립자세이며, 팔을 굽힐수록 팔꿈치굴곡각이 증가한다. 팔꿈치 굴곡자세는 어깨굴곡 90°와 외전



a. 목굴곡 b. 목신전 c.허리굴곡 d. 허리신전

e. 어깨굴곡 f. 어깨신전 g. 팔꿈치굴곡 h. 무릎굴곡

그림 2. 관절자세 각도 정의

0°를 유지한 상태에서 취하였다(그림 2g).

무릎굴곡각은 종아리링크 연장선으로부터 허벅지링크가 이루는 각도로 정의된다. 무릎을 완전히 펴고 선 자세가 중립자세이며, 무릎을 굽힐수록 무릎 굴곡 각도가 커진다(그림 2h).

2.5 관절 각도 관찰 실험 절차 및 방법

자세 관찰 실험은 예비 실험, 자세 정의 설명, 본실험의 순으로 이루어졌다.

예비 실험은 평가자들의 심물리학적 비율 척도 평가 능력을 검증하기 위한 것이다. 평가자들이 관절각을 관측하는 것은 일정한 외부의 자극에 대한 인간의 반응을 평가하는 것이며, 각도는 비율 척도를 따르고 있기 때문에 관절각 추정은 비율 척도 데이터를 수집법인 강도 추정 기법(magnitude estimation)의 한 방법이라 할 수 있다. 이 기법을 적용하기 위해서는 평가자가 적정한 수준의 비율 척도 능력을 가지고 있어야 하며, 실험에 참여하기에 앞서 비율 척도에 익숙해질 필요가 있다(Gescheider, 1985; Han et al., 1999).

평가자들의 심물리학적 비율 척도 능력 평가를 위하여 선의 길이와 각도의 크기를 숫자로 추정하는 실험(numeric estimation)을 실시하였다. 선 길이 추정 실험에서는 평가자들에게 서로 다른 길이의 선이 그어진 종이 9장을 무작위 순으로 제시하고, 각 평가자에게 선 길이를 숫자로 추정하도록 하였다. 각도 추정 실험에서는 두 개의 직선에 의한 사잇각의 각도를 추정하는 것으로, 서로 다른 각도로 선이 그어진 종이 9장이 무작위 순으로 제시되어 각 평가자가 각도를 숫자로 추정하였다. 제시된 선의 길이는 1~27cm이며, 각도는 8~87°였으며, 각 피실험자들은 서로 다른 순서에 따라 선 길이와 각도를 추정하였다.

피실험자의 비율 척도 능력 검증은 선 길이 추정 실험의 자료를 이용하였다. 강도 추정 기법을 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 직선의 길이와 추정된 길이의 로그값을 취한 후에 이들 값을 이용하여 단순선형회귀분석을 수행하였다. 선형회귀식의 기울기의 95% 신뢰범위가 1.0을 포함하면 피실험자가 비율 척도 능력을 가진 것으로 판단하였으며, 이 기준에 따라 피실험자 모두 적절한 비율 척도 평가 능력이 있는 것으로 검증되었다. 각도 추정 실험은 피실험자에게 각도 추정에 익숙해지도록 위한 목적으로 실시되었으며, 비율 척도 능력 검증에는 사용되지 않았다.

관절자세 관찰자들은 본 실험에 앞서 관찰을 수행하게 될 관절과 각 관절에서의 자세와 동작의 정의에 대한 설명을 들었다. 관절각 정의는 사진과 그림을 이용하여 제시되고 설명되었으며, 평가자들이 충분히 이해하였음을 확인하였다.

본 실험에서 피실험자들은 17인치 모니터에 제시된 224개의 관절자세 사진을 보고 해당 관절각을 추정하였다. 각 관절자세별로 모두 28개의 자세가 연속적으로 제시되었으며, 관절자세의 순서와 각 관절자세 내에서 자세 사진의 순서는 무작위로 구성되었다. 각 관절자세별로 실험을 시작하기에 앞서 관찰자들에게 해당 관절각의 정의가 그림과 함께 제시되었으며, 관찰자가 시작할 준비가 되면 스스로 실험을 시작하도록 하였다. 각 사진은 최대 15초 동안 제시되었으며, 관찰자가 15초 이전에 각도 추정을 끝낸 경우에는 자율적으로 다음 사진의 각도 추정을 할 수 있도록 하였다. 1개 관절자세에 대한 각도 추정이 끝난 후에는 다음 관절자세의 관절각을 추정하기에 앞서 약 1분 정도의 휴식을 자율적으로 취하도록 하였으며, 4개 관절자세에 대한 관측이 끝난 직후에는 최소 5분간의 휴식을 취하도록 하였다. 8개 관절자세에 대한 평가를 끝내는 데 걸린 시간은 약 1시간 정도가 걸렸다.

2.6 자료 분석

관절각 추정 오류는 절대오차(absolute error)를 종속변수로 하여 분석하였다. 관절각 추정 절대오차는 관측된 관절각과 3차원 동작분석기 측정을 통해 산출된 관절각의 차이의 절대값으로 정의되었다. 시야각, 관절자세, 관절각범위 등 세 독립변수가 절대오차의 변화에 미치는 주효과와 이들 간의 교호작용은 분산분석(Analaysis of Variance, ANOVA)을 이용하여 분석하였다. 또한, 유의한 주효과에서 각 수준간의 차이를 분석하기 위해서 Duncan's 다중범위검정을 수행하였다.

3. 결 과

3.1 분산분석

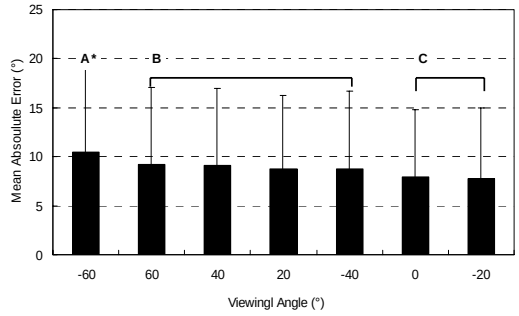
분산분석 결과 시야각(VA), 관절자세(P), 관절각범위(R) 등 세 요인의 주효과와 이들 요인간의 교호작용이 모두 통계적으로 유의한 것으로 나타났다(p<0.01)(표 4).

3.2 시야각별 관절각 추정 오차

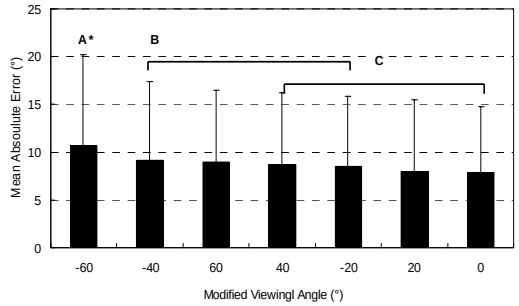
관절각 추정 절대오차 평균은 시야각 −60°에서 가장 높은 값을 보였으며(10.5°±9.2), 시야각 60°, 40°, 20°, −40°, 0°, 그리고 −20°의 순으로 나타났다(그림 3a). Duncan's 다중범위검정 결과, 시야각 −60°에서의 절대오차

표 4. 분산분석표

Source of Variance	DF	SS	MS	F	p-value
Viewing Angle(VA)	6	2949.65	491.61	13.97	<.0001
Posture(P)	7	16634.26	2376.32	11.40	<.0001
Range(R)	3	8457.40	2819.13	29.91	<.0001
VA*P	42	8175.51	194.65	5.04	<.0001
VA*R	18	2639.94	146.66	4.81	<.0001
P*R	21	10507.68	500.37	5.23	<.0001
VA*P*R	126	17857.04	141.72	4.34	<.0001
Total	4170	257594.14			



(a) 시야각



(b) 보정된 시야각

그림 3. 시야각별 각도 추정 절대 오차 평균
(*통계적 유의수준 p=0.05)

는 다른 시야각들과 통계적으로 유의한 차이를 보였으며, 시야각 0°(7.9°±6.9)와 −20°(7.8°±7.3)는 나머지 시야각보다 유의하게 적은 절대오차를 보였다(p=0.05).

굴곡과 신전자세는 동작의 방향이 반대이기 때문에 시야각이 미치는 영향이 다를 수 있다. 이를 고려하여, 목, 허리, 그리고 어깨의 신전자세의 경우에 시야각의 음양 방향을 보정하여 시야각이 관절각 추정에 미치는 영향을 재분석하였다. 즉, 신전자세의 경우에 시야각 −60°를 60°로, 40°를 −40°로 바꾸는 방식으로 시야각을 보정하였다. 보정된 시야각에 따른 관절각 추정 절대오차의 평균과 Duncan's 다중검정 결과는 그림 3b와 같다. 보정된 시야각에서는 시야각 −60°, −40°, 60°, 40°, −20°, 20°, 그리고 0°의 순으로 관절각 추정 오차가 감소하는 것으로 나타나, 보정되지 않은 시야각을 이용한 분석 결과와 차이를 보였다.

3.3 관절자세별 관절각 추정 오차

관절자세별 관절각 추정의 절대오차는 무릎굴곡(KF)이 가장 큰 것으로 나타났으며(13.2°±10.3), 목신전(NE), 팔꿈치굴곡(EF), 어깨굴곡(SF), 목굴곡(NF), 허리굴곡(LF), 허리신전(LE), 그리고 어깨신전(SE)의 순으로 감소하였다(그림 4). Duncan's 다중범위검정 결과, 무릎굴곡에 대한 추정오차는 다른 관절자세보다 통계적으로 유의하게 큰 것으로 나타났으며, 나머지 자세들 간의 유의한 차이는 그림 4와 같다(p=0.05).

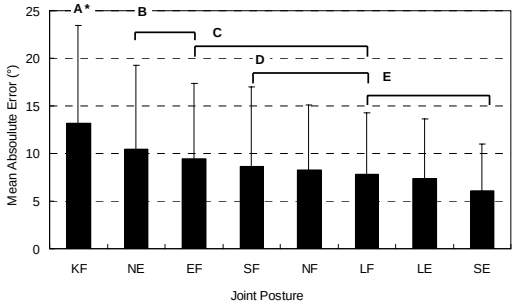


그림 4. 관절별 각도 추정 절대 오차 평균
(*통계적 유의수준 p=0.05)

3.4 관절각범위별 관절각 추정 오차

관절각범위 수준이 증가할수록 관절각 추정 절대오차가 증가하는 것으로 나타났다(그림 5). 관절각범위 75~100%에서의 관절각 추정 절대오차 평균은 10.1°(SD 8.9)로 관절각범위 25~50%(9.1°±7.5)와 0~25%(6.5°±6.5)와 통계적으로 유의한 차이를 보였다(p=0.05).

3.5 시야각에 따른 관절자세별 관절각 추정 오차

목굴곡 관절각 추정 절대오차는 시야각 −20°에서 가장 적은 값을 보였으며(6.4°±5.4), 시야각이 이보다 증가하거나 감소할수록 절대오차가 증가하는 경향을 보였다(그림 6a). 특히, 시야각이 −20°보다 감소할수록 절대오차가 크게 증가하여 시야각 −40°와 −60°의 절대오차는 다른 시

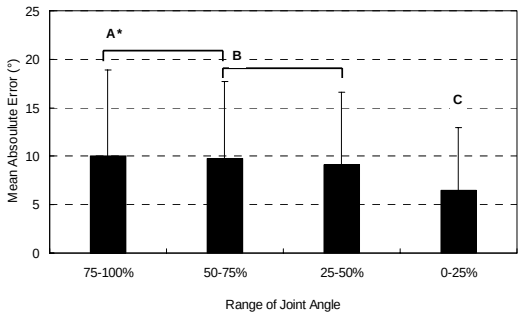


그림 5. 관절각 범위별 각도 추정 절대 오차 평균
(*통계적 유의수준 p=0.05)

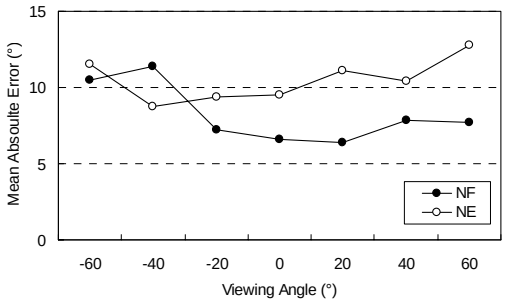
야각과 통계적으로 유의한 차이를 보였다(p=0.05). 시야각 −20~20°에서는 절대오차의 차이가 크지 않으며, 시야각 40° 이상에서는 시야각 −20~20°에 비해서는 높은 오차를 보이고 있지만 통계적으로 유의하지는 않다.

목신전 관절각 추정은 시야각 −40°에서 가장 적은 값을 보였으며(8.8°±8.3), 시야각이 이보다 증가하거나 감소할수록 절대오차가 증가하는 경향을 보였다(그림 6a). 시야각 20° 이상에서 절대오차가 크게 증가하고, 시야각 −40~0°에서는 절대오차의 차이가 크지 않으며, 시야각 −60°와 60°에서의 절대오차는 다른 시야각과 유의한 차이를 보였다(p=0.05). 목신전에 대한 관절각 추정 오차는 목굴곡에 비해 전반적으로 높은 값을 보이고 있으며, 시야각 −40°에서만 목신전에 대한 추정 오차가 목굴곡보다 적은 것으로 나타났다.

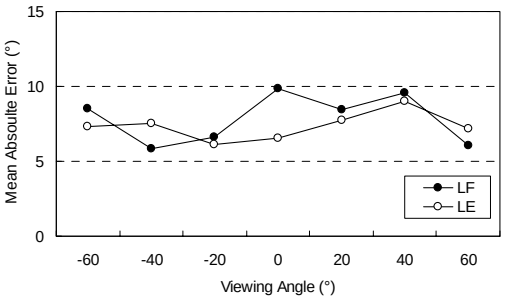
허리굴곡 관절각 추정 절대오차는 시야각 −40°에서 가장 적고(5.9°±5.8) 시야각 0°에서 가장 큰 값(9.9°±6.9)을 보였다(그림 6b). 시야각이 −40°보다 증가하거나 감소할수록 절대오차가 증가하는 경향을 보였으나, 시야각 60°에서는 낮은 절대오차를 보였다. 시야각 −40°, −20°, 60°는 나머지 시야각과 통계적으로 유의한 절대오차 차이를 보였다(p=0.05).

허리신전 관절각 추정 절대오차는 시야각 −20°에서 가장 적은 값을 보였으며(6.2°±5.9), 시야각이 이보다 증가하거나 감소할수록 절대오차가 증가하는 경향을 보였으나, 시야각 60°에서는 절대오차가 낮은 값을 보였다(그림 6b). 그러나, 시야각별 절대오차의 범위가 6.6~9.0° 사이로 시야각이 관절각 추정 오차에 미치는 영향이 크지 않다.

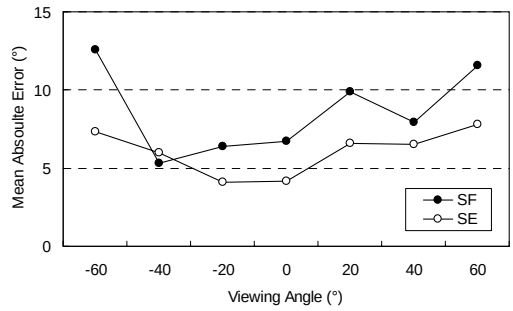
어깨굴곡 관절각 추정 절대오차 평균은 시야각 −40°에서 가장 적은 값을 보였으며(5.3°±6.4), 시야각이 이보다 증가하거나 감소할수록 절대오차가 증가하는 경향을 보였다(그림 6c) 시야각 −40~0°에서는 절대오차의 차이가 상대적으로 적은 수준을 보였으며, 시야각 −60°와 60°에서의 관절각 추정 오차는 다른 시야각보다 통계적으로 유의하게



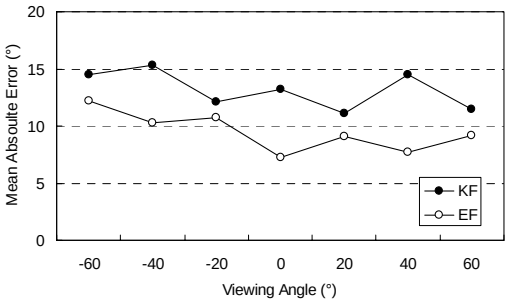
(a) 목자세



(b) 허리자세



(c) 어깨자세



(d) 무릎 및 팔꿈치자세

그림 6. 각 관절자세에서 시야각별 각도 추정 절대 오차 평균

큰 것으로 나타났다(p=0.05).

어깨신전 관절각 추정 절대오차 평균은 시야각 −20°와

0°에서 다른 시야각에 비해 통계적으로 유의하게 적은 수준을 보였으며(p=0.05), 시야각이 이보다 증가하거나 감소할수록 절대오차가 증가하였다. 어깨 신전에 대한 관절각 추정 오차는 어깨 굴곡에 비해 전반적으로 낮은 수준을 보였다.

팔꿈치굴곡 관절각 추정 절대오차는 시야각 0°에서 가장 낮은 값을 보였으며, 시야각이 이보다 증가하거나 감소할수록 절대오차가 증가하는 경향을 보였다(그림 6d). 시야각 0~60°에서 다른 시야각에 비해 유의하게 적은 절대오차 수준을 보였으며(p=0.05), 시야각 −20° 이하에서 관절각 추정 오차가 크게 증가하였다.

무릎굴곡 관절각 추정 절대오차는 시야각 20°에서 가장 적은 값을 보였으나(11.1°±7.7), 모든 시야각에서 절대오차 10° 이상의 높은 수준을 보였다(그림 6d). 시야각 20°를 기준으로 시야각의 증감에 따라 절대오차가 증가하는 경향이 있으나, 시야각에 따른 관절각 추정 오차의 차이는 크지는 않다. 시야각 −20~20°에서의 오차가 다른 시야각에 비해서 상대적으로 낮은 수준을 보였다.

4. 논 의

4.1 시야각

관절각 추정에서 시야각의 영향이 유의한 것으로 나타났다. 시야각 −60°에서의 절대오차는 다른 시야각보다 유의하게 큰 것으로 나타났으며, 시야각 0°와 −20°에서는 다른 시야각에 비해 유의하게 적은 수준의 오차를 보였다(p=0.05)(그림 3a). 시야각 0°와 인접 시야각에서 관절각 추정 오차가 상대적으로 낮으며, 시야각이 이보다 증감할수록 오차가 증가하는 경향은 Paul and Douwes(1993)의 결과와 유사한 것이다.

시야각 −60°에서의 절대오차 평균(10.5°±9.2)은 시야각 −20°의 절대오차 평균(7.8°±7.3)과 2.7°의 차이를 보였다. 이 차이는 인간의 관찰을 바탕으로 한 각도 추정의 특성과 관찰적 평가 기법의 적용 목적을 고려할 때 매우 큰 수준으로 보기는 어려울 수도 있으나, 종속변수가 오차의 절대값인 점과 오차의 평균과 함께 표준편차도 증가한 점을 감안하면 시야각이 관절각 추정에 미치는 영향이 적다고 보기 어렵다.

시야각 −20°와 0°에서의 절대오차는 다른 시야각보다 유의하게 적은 값을 보인 반면에(p=0.05), 시야각 20°의 경우에는 시야각 −40°보다 높은 오차를 보이고 있으며, 시야각 −40°, 40°, 60°와 통계적으로 유의하지 않은 오차 수준을 보였다(그림 3a). 그러나, 굴곡과 신전의 동작을 고려하여 보정된 시야각에 의하면 시야각 −20~20°에서의 절대오차는 다른 시야각보다 낮은 것으로 나타났다(그림 3b). 또한, 보정된 시야각에서는 시야각 −60°, −40°에서의 절대오차가 시야각 60°, 40°에서보다 높은 값을 보이고 있다. 이러한 결과는 관절자세의 동작 특성이 관절각 추정 오차에 영향을 미치고 있으며, 관절각 추정 오류를 최소화할 수 있는 시야각은 관절자세 동작 특성에 따라 달라져야 함을 의미한다.

4.2 관절별 시야각의 영향

전술한 바와 같이 대부분의 자세에서 시야각 0°를 기준으로 시야각의 증감에 따라 관절각 추정 오차가 증가하는 형태를 보이고 있다. 그러나, 이러한 변화 유형의 형태와 명확성의 정도는 관절자세에 따라 조금씩 다른 것으로 나타났다(그림 6).

목굴곡, 팔꿈치굴곡, 무릎굴곡 자세들은 시야각 0° 이상에서 상대적으로 적은 오류를 보이고, 시야각이 0°로부터 감소할수록 오류가 증가하는 경향을 보였다. 반면, 목신전, 허리굴곡, 허리신전, 어깨굴곡, 어깨신전 자세에서는 시야각이 0°를 기준으로 증가할수록 오차가 증가하는 경향이 뚜렷했다. 따라서, 굴곡자세의 경우에는 대부분 인체 정측면으로부터 정면 방향의 시야각에서 관절각을 관찰하는 것이 유리하며, 신전자세의 경우에는 인체 정측면으로부터 후면 방향의 시야각에서 관절각을 관찰하는 것이 유리하다고 할 수 있다. 그러나, 허리굴곡과 어깨굴곡에서 나타난 바와 같이 모든 굴곡자세에서 이러한 규칙이 적용되는 것은 아니다.

관절별로 시야각의 변화에 따른 관절각 추정 오차의 변화는 Paul and Douwes(1993)가 제시한 결과와 유사하지만, 일부 관절에서 상이한 결과를 보이고 있다. 예를 들어, 본 연구에서는 목굴곡 관절각 추정에서 시야각 −20~20°가 가장 유리한 것으로 나타났으나, Paul and Douwes(1993)의 연구에서는 −60~−20°를 가장 적정한 시야각으로 제시하고 있다. 이러한 차이의 가장 큰 원인은 관찰자의 관찰에 의한 오류와 관련이 있는 것으로 보인다. Paul and Douwes(1993)의 연구는 3차원 각도와 시야각 변화에 의한 2차원 각도를 계산하여 오차를 계산한 것으로 관찰자의 관찰 과정이 포함되지 않았다. 따라서, 계산에 의하여 구한 이론적 차이에 비해 실제 관찰자의 관찰에 의하여 구한 관측값은 인간의 관찰 오류를 포함하고 있기 때문에 두 연구간에 차이가 발생한 것으로 보인다.

일부 자세에서 일부 시야각의 경우에 절대오차의 증가 경향과 일치하지 않는 결과가 나타나고 있다. 허리굴곡의 경우 시야각 0°에서 상대적으로 높은 절대오차를 보이고 있으며, 시야각 60°에서 상대적으로 낮은 절대오차를 보이고 있다. 허리신전과 무릎굴곡의 경우에도 시야각 60°에서 상대적으로 낮은 오차 수준을 보이고 있다. 이러한 결과의 원인은 관

찰자의 관찰과 관련된 실험 오차, 임의로 선정된 관절자세의 관절각의 차이 등과 관련이 있을 것으로 보인다.

한편, 허리굴곡각 추정의 경우에 시야각 0°에서 절대오차가 가장 큰 것은 허리굴곡 각도에 대한 이해가 관찰자마다 다른 것과 관련이 있을 것으로 추정된다. 즉, 본 연구에서는 허리굴곡 각도를 L5/S1에 해당하는 지점을 기준으로 몸통 링크(trunk link)가 중립으로부터 움직인 각도로 정의하여 산출하였으나, 일부 관찰자들은 고관절을 기준으로 몸통이 다리와 이루는 각도로 이해하여 각도를 추정한 것으로 추정된다. 고관절을 기준을 하여 관찰할 경우 허리굴곡 각도가 본 연구에서 정의된 각도에 비해 적게 추정될 수 있는데, 정측면에서 관찰하는 경우에 고관절과 허리관절의 위치 차이가 가장 명확하게 드러나 이러한 차이가 더 커지게 된 것으로 보인다. 시야각 −20°와 −40°에서는 고관절과 L5/S1의 위치 차이가 정측면에 비해 덜 뚜렷하게 나타나게 되고, 관찰자들이 다리와 몸통의 자세로부터 각도를 추정하여 절대오차가 감소한 것으로 추정된다. 그러나, 이러한 요인이 어느 정도로 허리굴곡 관절각 추정 오차에 영향을 미쳤는지는 본 연구 결과로부터 충분히 설명하기는 어렵다.

4.3 관절자세

관절각 추정 절대오차가 가장 큰 관절자세는 무릎굴곡으로 다른 관절자세와 통계적으로 유의한 차이를 보였다(p=0.05)(그림 4). 무릎굴곡 각도 추정 오차가 다른 자세에 비해 상대적으로 높게 나타난 것은 무릎관절을 구성하고 있는 신체부위인 종아리와 허벅지가 동시에 움직여 무릎굴곡 각도가 변하는 것과 관련이 있는 것으로 추정된다. 다른 관절자세의 경우에는 관절을 구성하고 있는 신체부위 중 한 신체부위는 고정된 상태에서 다른 신체부위가 움직여 각도가 변화기 때문에, 관찰자들이 고정된 신체부위를 기준으로 하여 각도 추정을 할 수 있지만, 무릎굴곡은 기준이 되는 종아리 부위의 위치가 변하기 때문에 각도 추정에 어려움이 발생한 것으로 보인다.

또한, 각도 정의 방식이 관찰자들에게 익숙하지 않았던 점도 무릎굴곡 각도 추정을 어렵게 한 요인으로 추정된다. 목, 허리, 어깨의 관절각은 중립자세로부터의 변위각으로 정의하는 것이 관찰자들에게 익숙한 반면에, 무릎과 팔꿈치 굴곡각은 허벅지와 종아리, 혹은 상완과 전완이 이루는 사잇각으로 정의하는 것이 관찰자들에게 더 자연스러운 것으로 추정된다. 실제로 관찰자 2명은 무릎굴곡 각도 추정시에 일부 자세 사진에 대해 사잇각을 관측한 것으로 나타나, 데이터 처리 과정에서 이들을 손실 데이터로 처리하였다. 또한, 팔꿈치굴곡 역시 다른 관절에 비해 상대적으로 높은 오차 수준을 보이고 있어, 관절각 정의 방식과 관절각 추정 오차와의 관련 가능성을 높이고 있다.

본 연구에서는 무릎굴곡 자세를 최대운동범위 147°를 기준으로 4개 범위로 구분하여 각 범위에서 7개 사진을 선정하였다. 즉, 운동범위 0~25%는 무릎굴곡 각도 0~37°, 25~50%는 37~74°, 50~75%는 74~110°, 그리고 75~100%는 110~147°의 범위를 갖게 된다. 이들 범위 중 실제 작업현장에서 취하게 되는 대부분의 자세는 운동범위 0~25%와 75~100%에 속한다고 할 수 있으며, 운동범위 75% 이상의 자세는 쪼그려 앉은 자세에 가까워 각도 추정이 큰 의미가 없다고 할 수 있다. 운동범위 0~25%에서 무릎굴곡각 추정 절대오차의 평균은 8.6°이며, 시야각에 따라 4.2~12.8°로 변하는 것으로 나타났으며, 이는 다른 관절자세와 비교하여 유사한 결과이다. 따라서, 실제적인 의미로 무릎굴곡 관절각 추정의 오차가 큰 것이 무릎자세 관찰의 신뢰성에 큰 영향을 미친다고 볼 수는 없다.

동일한 관절에서 운동 방향이 다른 굴곡과 신전의 경우에, 허리와 어깨는 굴곡의 각도 추정 오차가 신전에 비해 큰 것으로 나타났으며, 목의 경우에는 신전이 더 높은 오차 수준을 보였다. 특히, 목신전각 추정 오차는 무릎굴곡에 이어 두 번째로 높은 것으로 나타나, 관찰자들이 목신전 각도를 추정하는데 어려움을 느끼고 있는 것을 알 수 있다. 어깨와 허리의 신전에 대한 관찰 오류 수준이 낮은 것은 최대운동범위가 상대적으로 적은 것과 관련이 있는 것으로 추정된다. 허리와 어깨의 신전자세 최대운동범위는 각각 32°와 49°로 굴곡자세의 최대운동범위 100°와 180°에 비해 매우 적다. 이는 운동범위의 증가에 따라 관절각 추정 절대오차가 증가한 결과(그림 5)와 관련이 있는 것으로 보인다. 목자세의 경우에는 굴곡과 신전 모두 최대운동범위 45°로 같아 이러한 설명의 타당성을 뒷받침하고 있다. 단, 본 연구의 결과만을 가지고 운동 방향의 특성이 자세 관찰 오류에 미치는 영향을 일반적으로 설명하기에는 어려움이 있다.

4.4 관절각범위

관절각범위 수준이 증가할수록 관절각 추정 절대오차가 증가하는 경향을 보였다(그림 5). 관절각범위 25% 이하의 관절각에 대한 추정 오차가 다른 관절각범위의 자세에 대한 오차와 유의한 차이를 보였으나(p=0.05), 관절각범위 25% 이상에서는 그 차이가 크지 않아 관절각범위가 관절각 추정에 미치는 영향이 크다고 보기는 어렵다. 이러한 결과는 Genaidy et al.(1993)의 결과와 유사한 것이다(그림 5). 이러한 결과로부터, 관찰적 평가 기법 적용시에 중립자세와 비중립자세의 구분보다는 중도각(moderate angle)과 심도각(severe anlge)을 구분하는데 어려움이 더 클 것으로 추정된다.

4.5 관찰 오차

본 연구에서 관절 각도 추정의 절대오차는 관절에 따라 6.1~13.2°까지 변하는 것으로 나타났다. 이러한 오차 수준은 Paul and Douwes(1993)가 허용오차를 2°로 정의한 것에 비하면 매우 큰 값이라 할 수 있다. 그러나, Paul and Douwes(1993)의 허용오차는 인간의 관찰 오류를 감안하지 않았기 때문에 본 연구의 결과와 직접 비교하기는 어렵다.

Genaidy et al.(1993)은 어깨굴곡각을 관찰하여 관절각 추정 오차를 평가하는 연구를 수행한 바 있는데, 이 연구에서는 시야각 0°에서만 관절각을 추정하였다. 이 연구에서는 다양한 어깨굴곡각에 대하여 추정 절대오차를 제시하였는데, 이를 본 연구와 같이 4단계 관절각범위로 나누어 평균을 구한 결과 표 5와 같이 나타났다. 표에서 나타난 바와 같이 본 연구의 어깨굴곡각 추정 절대오차가 Genaidy et al.(1993)의 연구 비교해 오히려 더 적은 것을 알 수 있다.

표 5. 어깨굴곡각 추정 절대오차 비교(시야각 0°, 단위: °)

연구자	관절각범위				평균
	0~25%	25~50%	50~75%	75~100%	
본연구	3.6	10.5	4.5	8.26	7.2
Genaidy et al. (1993)	5.5	11.1	10.4	9.5	9.1

4.6 관절각 추정을 위한 시야각 지침

본 연구의 결과를 바탕으로 관절각 추정의 오류를 줄이기 위한 촬영각(혹은 시야각)에 관한 일반적인 지침을 다음과 같이 제시할 수 있다. 특정 관절자세를 제한적으로 관찰하고자 하지 않는 경우에는, 작업자의 정측면으로부터 전후 20° 내에서 촬영하는 것이 정확한 관절각 추정에 유리하며, 촬영각이 정측면으로부터 40° 이상 벌어지지 않도록 하는 것이 바람직하다. 관절각 추정에 있어 인체의 정측면에서 촬영한 사진이 항상 가장 유리한 조건은 아니며, 오히려 약간 후면이나 정면에서 촬영하는 경우에 관찰 오류를 줄일 수도 있다. 촬영각이 정측면으로부터 40° 이상 벌어지는 경우에는 관찰 대상이 되는 자세의 방향과 같은 방향에서 촬영하는 것이 관절각 추정에 유리하다.

관절자세별로 관절각 추정 오류를 줄이기 위한 촬영각은 표 6과 같이 제시될 수 있다. 이 지침은 본 연구의 결과를 바탕으로 하였으며, Paul and Douwes(1993)의 결과를 참고하였다. 이 지침은 각 관절에서 시상면상에서의 자세를 대상으로 하고 있다.

표 6. 관절자세별 권장 시야각

관절자세	권장 시야각
목굴곡	−20~40°
목신전	−40~ 0°
허리굴곡	−40~20°
허리신전	−40~20°
어깨굴곡	−40~ 0°
어깨신전	−40~ 0°
팔꿈치굴곡	0~40°
무릎굴곡	−20~20°

5. 결 론

본 연구에서는 시야각, 관절자세, 관절각범위에 따라 선정된 224개의 자세를 관찰하여 2차원 화면상에서 관절각을 추정하는 실험 연구를 수행하였다. 목, 허리, 어깨, 팔꿈치, 무릎 등 인체의 주요 관절에서 시상면상의 관절각을 2차원 화면을 통해 관측할 때, 시야각에 따라 관측의 정확이 영향을 받는 것을 나타났다. 또한, 본 연구에서는 시야각이 관절각 추정에 미치는 영향은 관절자세, 자세의 운동 방향, 관절각의 크기에 따라 달라질 수 있음을 보였다.

관절각 관측은 인체의 정측면이나 정측면과 근접한 각도에서 정확성이 높고, 시야각이 정측면으로부터 멀어질수록 오차가 증가하는 경향을 보여 기존의 연구와 유사한 결과를 보였다. 그러나, 관절각 관측의 오류는 시야각 변화로 인해 3차원 상의 각도가 2차원 화면에서 다르게 보이는 시각적 오차의 영향과 함께 관찰 방식 특유의 주관적 오류가 주요한 역할을 하는 것으로 나타났다. 따라서, 관찰적 평가 기법을 적용할 때는 적절한 시야각 확보와 함께 관찰자의 관측 능력을 높이는 것이 중요함을 알 수 있다.

관절각 관측에서 시야각이 미치는 영향은 관절자세에 따라 달라진다. 특히, 굴곡과 신전의 운동방향에 따라 적절한 시야각이 달라지기 때문에 작업자 촬영시 이를 적절히 고려할 필요가 있다. 대부분의 자세에서 인체 정측면에서 관절각을 관측하는 것이 관찰의 정확성을 높이지만, 시야각을 자세의 운동 방향으로 20° 정도 변화하는 것이 정확한 관측에 유리할 수도 있다.

관절자세 중 무릎굴곡, 목신전, 팔꿈치 굴곡 등의 자세가 상대적으로 관절각 관측이 어려운 것으로 나타났다. 관절각 정의 방식이 관측의 정확성에 영향을 미칠 수도 있는 것으로 나타났는데, 이는 관찰자 훈련의 중요성과 관련이 있다고 할 수 있다.

본 연구에서는 실험 결과와 기존 연구를 바탕으로 관절각 관측의 정확성을 높이기 위한 촬영각에 관한 지침을 제시하였다. 이 지침은 관찰적 평가 기법을 이용하여 근골격계질환 유해요인을 조사 평가할 때 평가의 신뢰성을 높이는 실용적인 지침으로 활용될 수 있을 것으로 기대된다. 그러나, 이 지침은 시상면상의 자세만을 대상으로 하였으며, 여러 자세가 복합적으로 발생하는 자세를 고려하지 못했기 때문에 이에 대한 보완이 필요하다.

참고 문헌

기도형, 작업자세 부하 평가를 위한 자세분류 체계의 연구 현황 – 관측법을 중심으로, *산업안전학회지*, 15(4), 139-149, 2000

노동부(Minstry of Labor), 2003, http://www.molab.go.kr.

Chaffin, D. B. and Andersson, G. B. J., Martin. B. J., *Occupational Biomechanics*, 3rd ed., John Wiley & Sons Inc., 1999.

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

Genaidy, A. M., Simmons, R. J., Guo, L. and Hidalgo, J. A., Can visual perception be used to estimate body part angles?, *Ergonomics*, 36(4), 323-329, 1993.

Gescheider, G. A., *Psychophysics: Method, theory, and application*, 2nd ed., Lawrence Erlbaum Associates, Hillsdale, 1985.

Hagberg, M., Siverstein, B., Wells, R., Smith, M. J., Hendrick, H. W., Carayon, P., Perusse, M., Kuorinka, I. and Forcier, L.(eds), *Work-related musculoskeletal disorders(WMSDs): A reference book for prevention*, Taylor & Francis, 1995.

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

Keyserling, W. M., Postural analysis of the trunk and shoulders in simulated real time, *Ergonomics*, 29, 569-583, 1986.

Kilbom, A., Assessment of physical exposure in relation to work-related musculoskeletal disorders - what information can be obtained from systematic observations?, *Scandinavian Journal of Work Environment and Health*, 20, 30-45, 1994.

Korea Occupational Safety and Health Agency (KOSHA), KOSHA NET (http://www.kosha.net/), 2005.

Lee, I., *Psychophysical evaluation of whole-body postural stresses based on discomfort for body joint motions*, Ph.D. Dissertation, Pohang University of Science and Technology, Korea, 2002.

Paul and Douwes, Two-dimensional photographic posture recording and description: a validity study, *Applied Ergonomics*, 24(2), 83-90, 1993.

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

Size Korea, 2005, http://sizekorea.ats.go.kr.

Stetson, D. S., Keyserling, W. M., Silverstein, B. A. and Lonard, J. A., Observational analysis of the hand and wrist: a pilot study, *Applied Occupational Environmental Hygiene*, 6(11), 927-937, 1991.

World Health Organization (WHO), *Health and environment in sustainable development: Five years after the earth summit*, Geneva: WHO, 1997.

◐ 저자 소개 ◑

❖ 이 인 석 ❖ lis@hknu.ac.kr

포항공과대학교 박사

현 재: 한경대학교 안전공학과 조교수

관심분야: 작업인간공학, 산업안전, 제품개발

논 문 접 수 일 (Date Received) : 2006년 03월 31일

논 문 수 정 일 (Date Revised) : 2006년 05월 02일

논문게재승인일 (Date Accepted) : 2006년 05월 04일