Journal of the Ergonomics Society of Korea
Vol. 29, No. 4 pp.445-453, August 2010 DOI:10.5143/JESK.2010.29.4.445

작업부하 평가를 위한 생체역학적 측정방법

김정룡 · 박지수 · 조영진

한양대학교 산업경영공학과

Biomechanical Measuring Techniques for Evaluation of Workload

Jung Yong Kim, Ji Soo Park, Young Jin Cho

Department of Industrial and Management Engineering, Hanyang University, Ansan, 426-791

ABSTRACT

It is necessary to quantitatively evaluate the workload of workers in order to improve the level of safety and efficiency as well as to prevent workers from musculoskeletal disorders. The purpose of this study is to introduce biomechanical methods that are largely used to quantitatively evaluate workload. The biomechanical methods use kinematics and kinetics to analyze the movement and force of biomechanical body. Motion analysis, joint angle measurement, ground reaction force, mathematical model, and electromyography (EMG) were introduced as a tool or device for biomechanical evaluation. In this study, the special feature of each method was emphasized and important tips for field measurement were summarized. The information and technique disclosed in this summary can be used to evaluate and design the workplace better by effectively control the workload of field workers.

Keywords: Work Design, Work Capacity, Workload, Biomechanics, Electromyography

1. 서 론

산업현장에서 재해를 예방하고, 작업을 안전하고 효율적으로 하기 위해서는 작업에 대한 설계가 매우 중요하다. 이러한 작업설계를 위해서는 작업을 정량적으로 평가하는 것이 매우 중요하다. 일반적으로 작업을 정량적으로 평가하기 위해서는 생체역학적, 주관적, 생리학적인 방법이 사용된다. 이 중 생체역학적인 평가방법은 작업부하를 측정하는 대표적인 방법으로 작업에 의해 생체역학적 결과가 발생하면 주관적, 생리학적 결과가 동반되는 특징을 가지고 있다.

생체역학적 평가방법은 물체(인체를 포함한 운동체) 운동의 형태에 따라 정역학(statics)과 동역학(dynamics)으로 분류된다. 동역학은 힘의 존재 유무에 따라 운동형상학(kinematics)과 운동역학(kinetics)으로 구분된다[그림 1]. 운동형상학 분석은 물체(생체)의 운동을 위치나 분절 각도의 크기, 속도나 각속도, 가속도나 각가속도로 설명하는 분석방법이다. 이러한 정보를 추출하기 위해서는 동작분석기(motion analyzer), 관절각도분석기(joint angle analyzer), LMM(lumbar motion monitor or goniometer), SPM(spine pelvis monitor)와 같은 측정장비가 사용된다. 운동역학 분석은 물체(인체)의 내부에서 발생되는 힘과 외부에서 작용하는 힘을 평가하여 분석하는 방법이다. 이러한 힘을 측정하기 위해서는 관절, 근육, 골격에 작용하는 힘을 직접적 또는 간접적으로 측정하기 위해 지면반력 분석기(force plate), 생체역학 모델(biomechanical model), 근전

교신저자: 박지수
주 소: 426-791 경기도 안산시 상록구 사3동 1271, 전화: 031-400-4276, E-mail: jspark21@hanyang.ac.kr

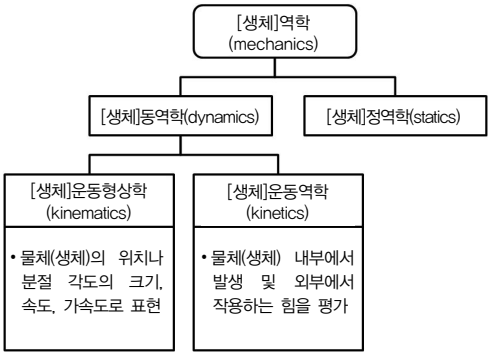

그림 1. [생체]역학의 분류

도(electromyography) 등이 사용된다(Winter, 2005).

주관적 평가방법으로는 RPE(Rating of Perceived Exertion) 척도, NASA-TLX(task load index), SWAT (Subjective Workload Assessment Technique) 등이 있다. RPE 척도는 가장 널리 사용되고 있는 주관적 작업부하 평가방법으로 Borg(1982)가 육체적 작업부하를 평가하기 위해 개발하였다. RPE의 경우, 측정된 RPE 값에 10배를 곱하여 작업 시 심박수와 유사한 수치를 보여주기 때문에 심박수 측정기를 사용하지 않고도 작업부하를 평가할 수 있는 방법으로 많이 사용되고 있다(Sanders and McCormick, 1992; Kroemer, et al., 1990). 최근에는 현장에서 간편하게 측정을 하기 위하여 RPE 15단계 척도를 10단계로 수정한 CR-10을 사용하기도 한다(Borg, 1982; Åstrand and Rodahl, 1986). NASA-TLX는 정신적 요구(mental demand), 육체적 요구(physical demand), 시간적 요구(temporal demand), 수행도(performance), 노력(effort), 좌절감(frustration)의 6가지 영역에 대한 주관적 요소를 평가한다(Hart, et al., 1988). SWAT는 시간적 요구(temporal load), 정신적 노력(mental effort), 심리적 스트레스(psychological stress)를 평가한다(Reid and Nygren, 1988; Sanders and McCormick, 1992).

생리학적 평가방법은 작업자에게 주어지는 작업량에 따른 작업부하를 심박수(heart rate), 산소소모량(oxygen consumption), 근전도(electromyography) 등과 같은 생리적 반응을 측정하여 평가하는 방법이다(Åstrand and Rodahl, 1986; Soderberg, 1992; Waters, et al., 1994; 박지수 등, 1996). 심박수와 산소소모량은 근육의 에너지대사에 관여하기 때문에 작업 중에 소비되는 에너지의 양을 추정할 수 있다(Åstrand and Rodahl, 1986; Powers and Howley, 1993). 심박수와 산소소모량은 전신 작업을 평가하기에는 매우 유용하지만, 국소 근육(local muscle)의 부하를 평가하는 상황에는 적합하지 않기 때문에 이러한 경우에는 근전도를 이용하여 작업부하를 평가한다(Åstrand and Rodahl, 1986). 근전도는 근육의 사용 여부(muscle on-off), 근육 사용량(muscle activity), 근육 피로(muscle fatigue) 정도를 측정할 수 있기 때문에 국부 근육의 작업부하나 피로도를 평가하는 방법으로 유용하게 사용되고 있다(Soderberg, 1992; Öberg, 1995; Strimpakos, et al., 2005).

본 연구에서는 작업부하 평가방법 중 대표적으로 사용되는 생체역학적인 작업부하 평가방법을 살펴보고, 그 특징과 현장에서 적용 시 주의할 점을 제시해보고자 하였다. 또한, 이를 통하여 작업부하 평가 시 보다 정확하고 정밀한 측정을 할 수 있는 방법론을 제시하고자 한다.

2. 생체역학적 평가방법

생체역학적 평가방법은 근육부하, 관절부하, 동작부하에 대한 평가로 구분할 수 있으며, 생체역학적 평가방법에 대한 개요는 그림 2와 같이 나타낼 수 있다. 그림 2는 신경 명

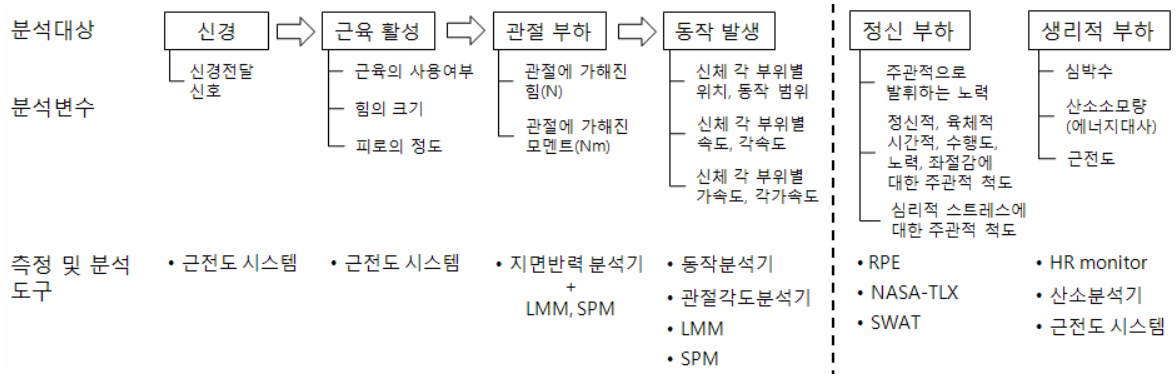

그림 2. 생체역학에서 사용하는 분석대상, 분석변수, 측정 및 분석도구

령으로부터 시작하여 동작이 발생할 때까지의 흐름을 도식적으로 나타내고 있다. 각 단계에서는 각 단계의 정보를 수집 및 해석하기 위한 분석변수, 측정 및 분석도구가 제시되었다. 또한 생체역학적 활동에 부수적으로 나타나는 정신부하, 생리학적 부하에 대해서도 분석변수, 측정 및 분석도구를 제시하였다.

2.1 근육부하 평가

신체의 운동은 운동 신경의 제어에 의한 것이며, 근전도(electromyography; EMG)는 각 근육의 최종적인 제어 신호라고 할 수 있다. 근전도는 근섬유의 recruitment과 firing rate에 의해 나타나는 근육의 사용 여부, 사용량, 피로의 정보를 제공한다(Winter, 2005).

2.1.1 정규화

정규화(normalization)는 개인 간, 근육 간 차이에 따른 근육 신호의 차이를 줄이고 근전도 분석의 정확성을 높이기 위하여 사용하는 되는 대표적인 방법이다. 정적 상황에서 정규화 방법으로 가장 널리 사용되는 방법은 MVC (maximum voluntary contraction)를 기준으로 신호의 크기를 평가하는 것이다(Soderberg, 1992).

MVC를 기준으로 정규화하는 방법은 다음과 같다.

$$EMG_{Normalizatioin} = \frac{EMG_{Task} - EMG_{\mathrm{Re}st}}{EMG_{Maximum} - EMG_{\mathrm{Re}st}}, \quad (1)$$

$EMG_{Normalization}$: 근전도의 정규화 값
$EMG_{Maximum}$: 최대 근력 하에서의 근전도 값
EMG_{Task} : 측정 작업에서의 근전도 값
EMG_{Rest} : 휴식 상태에서의 근전도 값.

동적 상황에서는 주로 반복적인 작업 시간을 대상으로 정규화를 한다(Lawrence and De Luca, 1983; Yang and Winter, 1983).

2.1.2 정적 상황에서 근전도 분석

정적 상황에서의 근전도 분석은 방법론이 체계적으로 개발되어 있다. 근전도 신호는 시간 영역(time domain)과 주파수 영역(frequency domain)에서 분석될 수 있으며, 시간 영역에서는 근육의 사용 여부와 힘과 관련된 정보, 주파수 영역에서는 근육의 피로 정보를 제공한다(Soderberg, 1992) [그림 3].

(1) 시간 영역에서의 평가기법

시간 영역에서 근전도 분석을 위해 주로 사용되는 변수는 IEMG(integrated EMG)와 RMS(root mean square)이다. 그림 3(a)와 (b)는 각각 시간의 흐름에 따른 IEMG, RMS 값의 변화를 설명한다.

(가) Integrated EMG

IEMG(integrated EMG)는 근육의 사용 여부와 근육이 발휘하는 힘을 추정하기 위해 널리 사용되고 있는 변수로써, 원신호(raw signal)에 전파정류(full wave rectification) 과정을 거친 후 추출된 신호의 면적을 계산한 값이다. IEMG를 계산하는 식은 다음과 같다(Basmajian and De Luca, 1985; Soderberg, 1992).

$$I\{EMG(t)\} = \int_0^t |EMG(t)|\,dt, \quad (2)$$

EMG(t): 원신호의 진폭 크기(mV 또는 μV).

위 식으로부터 IEMG는 각 신호의 절대값을 누적하여 계산하며 시간이 흐름에 따라 증가하는 것을 알 수 있다. 실제 측정 환경에서는 전체 신호를 일정 크기의 구간으로 분할하여 IEMG 값을 계산하는 방법을 주로 사용한다.

(나) Root Mean Square

RMS(root mean square)는 시간의 흐름에 따라 힘의 크기와 연관성이 높게 나타나는 변수로써, 근전도 신호의 원신호를 변형하지 않고도 수학적인 방법으로 쉽게 계산할 수 있는 장점이 있다. RMS 값을 계산하는 방법은 아래와 같다(Basmajian and De Luca, 1985; Soderberg, 1992).

$$RMS\{EMG(t)\} = \left(\frac{1}{T}\int_t^{t+T} EMG^2(t)dt\right)^{1/2}, \quad (3)$$

EMG(t): 원신호의 진폭 크기(mV 또는 μV)
T : 신호의 분할 크기(s or ms).

RMS는 주로 추출된 근전도 신호를 일정간격으로 나눈 후 각각의 RMS 값을 구하는 방식으로 사용하며, 시간의 흐름에 따른 근육 사용량의 변화를 관찰할 수 있다.

(2) 주파수 영역에서의 평가기법

시간 영역의 근전도 신호에 푸리에 변환(Fourier transform)을 적용하면 주파수 영역의 신호로 변환할 수 있고, 이로부터 근전도 신호의 피로 정보를 추출할 수 있다. 피로의 평가 척도로 널리 사용되는 변수는 MPF(mean power frequency)와 MNF(median frequency)이다. 그

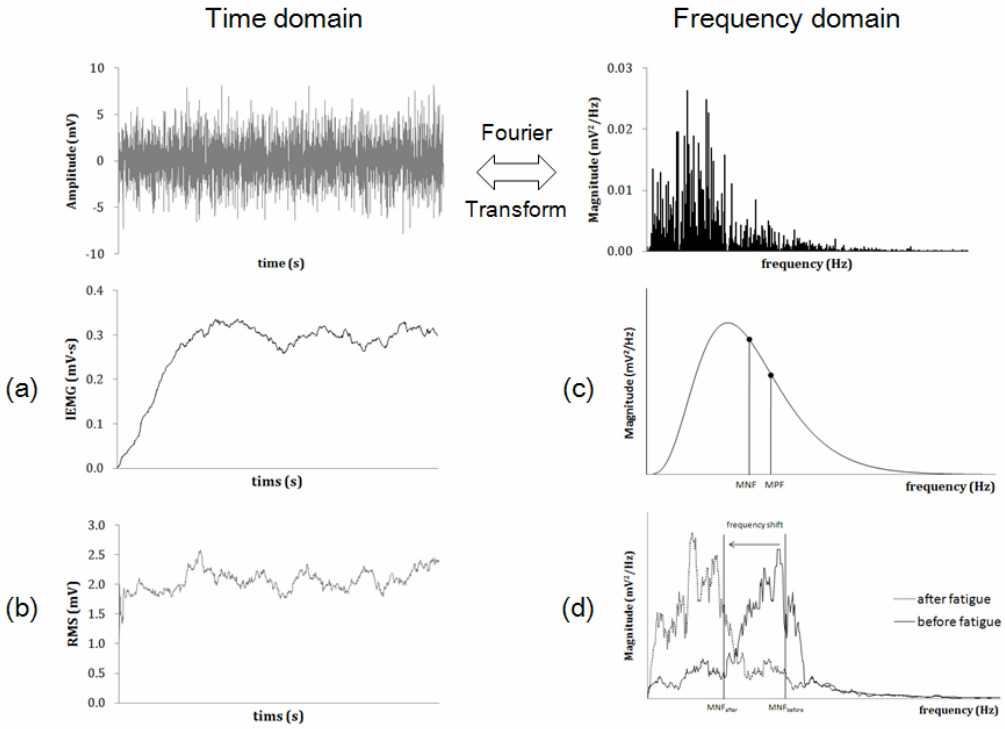

그림 3. 시간 영역(time domain)과 주파수 영역(frequency domain)에서 근전도 신호를 분석하기 위한 변수

(a) IEMG(integral EMG) (b) RMS(root mean square)
(c) MPF(mean power frequency)와 MNF(median frequency) (d) 주파수 천이현상(frequency shift)

림 3(c)는 주파수 스펙트럼에서의 MPF, MNF를 설명하는 그래프이다.

(가) 주파수 스펙트럼 분석

푸리에 변환을 통해 시간 영역의 근전도 신호는 주파수 영역의 주파수 스펙트럼으로 변환될 수 있다. 고속 푸리에 변환(fast Fourier transform)은 푸리에 변환 중 근전도 신호의 파워 스펙트럼을 얻기 위해 가장 유용하게 사용하는 MPF는 주파수 스펙트럼의 평균 주파수 값이고, MNF는 주파수 스펙트럼의 중앙 주파수 값으로, 주파수 스펙트럼의 중심 위치를 나타내는 척도로 사용되고 있다. 특히 이 두 개의 변수는 근육 피로가 발생함에 따라 고주파에서 저주파로 이동하는 주파수 천이(frequency shift) 현상을 나타내고, 시간의 흐름에 따른 MPF, MNF의 변화를 관찰함으로써 피로의 변화를 설명할 수 있다[그림 3(d)].

(나) 근전도 신호의 안정성 평가

근전도 신호의 주파수 정보를 추출하기 위한 푸리에 변환 기법을 사용하기 위해서는 분석하려는 신호가 안정적이어야 한다는 가정을 만족해야 한다(Blanco, et al., 1995; Oppenheim and Schafer, 1999). 근전도 신호의 안정성은 분석하려는 근전도 신호 내에서 평균, 분산, 주파수의 변화가 나타나지 않는 것으로 이를 평가하기 위한 평가기법으로 RT(runs test), RAT(reverse arrangements test), MRAT(modified reverse arrangements test)가 사용되고 있다(Sugimoto, et al., 1977; Inbar and Noujaim, 1984; Inbar, et al., 1986; Paiss and Inbar, 1987; Shankar, et al., 1989; Bilodeau, et al., 1997; Beck, et al., 2005a, b; 조영진과 김정룡, 2010). 일반적으로 신호의 안정성이 보장되어야 주파수 분석결과에 대한 신뢰성을 확보할 수 있다.

2.1.3 동적 상황에서 근전도 분석

동적 상황에서의 근전도 분석은 기본적으로 정적 상황에서의 근전도 분석과 같은 방법론을 따른다. 그러나 동적 상황에서의 근전도 신호는 대부분 비정상(nonstationarity)의 성질을 지니고 있기 때문에 피로 분석 시 사용되는 주파수 분석방법에 대한 주의 깊은 고려가 필요하다. 동적 상황에서의 피로 분석에서는 주로 작업 전과 작업 후의 주파수 스펙트럼을 비교하는 방법과 시간-주파수 방법이 사용된다.

(1) 작업 전, 후의 비교 분석

주파수 분석을 통해 MPF와 MNF를 계산하여 주파수 천이 현상을 관찰하는 방법은 동적 상황에서 직접적으로 적용

하기 어렵다. 이러한 문제점을 해결하기 위해 작업 전의 근육의 주파수 스펙트럼을 추출하고 작업 후의 근육의 주파수 스펙트럼을 추출하여 서로 비교하는 방법을 사용할 수 있다(Gomer, et al., 1987; Schoenmarklin and Marras, 1989).

(2) 시간-주파수 분석

비안정성을 지니고 있는 신호라도 짧은 시간의 구간에서는 안정성의 성질을 나타내는 경우가 많다. 이런 경우 윈도우 크기를 조절하여 분석이 가능하다(Sugimoto, et al., 1977; Webber, et al., 1995). 그러나 실제로 이러 방법이 동적 상황에서 많이 사용되지는 않는다. 동적 상황에서는 신호의 안정성에 대한 가정이 필요하지 않은 시간-주파수 분석방법을 적용할 수 있다. 그러나 이러한 분석방법은 분석 및 해석의 어려움으로 인해 널리 사용되고 있지는 않다(Farina and Merletti, 2000).

2.2 관절부하 평가

운동역학은 운동의 원인이 힘에 의한 것이며, 내부와 외부에서 주어지는 힘 모두를 포함한다. 내부에서 주어지는 힘은 근육활동, 인대(ligaments)나 근육과 관절의 마찰에서 발생한다. 외부에서 주어지는 힘은 신체활동에 의해 지면에서 발생하는 또는 외부의 무게를 말한다. 운동역학은 에너지 변화에 의한 힘의 흐름과 근육에 의해서 발생하는 힘의 모멘트와 같이 다양하게 분석될 수 있다(Winter, 2005).

2.2.1 지면반력 분석

지면반력 분석(ground reaction force analysis)은 운동역학적(kinetic) 분석방법으로 물체에 작용하는 중력에 의하여 지면에 작용하는 반작용력을 측정하는 방법이다. 인체에 작용하는 힘 중에서 가장 많이 받게 되는 힘은 서 있거나 걸을 때 작용하는 지면반력이다. 이렇게 인체가 외부 물체에 가하는 힘이나 반작용력이 작용할 때, 지면으로부터 발생하는 지면반력을 측정하여 힘을 정량적으로 분석하는 방법이다. 그러나, 지면반력에 의하여 얻어진 근육의 모멘트(moment)는 링크-체절 역학을 통해서 산술적으로 계산된 값이기 때문에, 각 근육에 작용하는 힘이나 근육이 발휘하는 힘을 정확하게 측정하는 것은 불가능하다(Winter, 2005). 지면반력 측정기는 바닥쪽으로 작용하는 체중(힘)을 전기적인 신호로 나타내어 3차원 방향의 지면반력 값을 측정할 수 있다. 그림 4는 지면반력 측정기를 이용하여 걷는 동작에 따른 힘을 측정하는 예를 보여주고 있다.

2.2.2 생체역학 모델

생체역학 모델(biomechanical model)은 작업자의 인체 측정 모형과 관절의 움직임을 수학적인 모델로 표현하여 관절이나 신체부위에 부과되는 작업부하를 정량적으로 예측한다. 이러한 모델로 NIOSH 들기 공식(lifting equation) (Waters, et al., 1994), 3DSSPP(three dimension static strength prediction program) (Feyen, et al., 2000) 등이 널리 사용되고 있다.

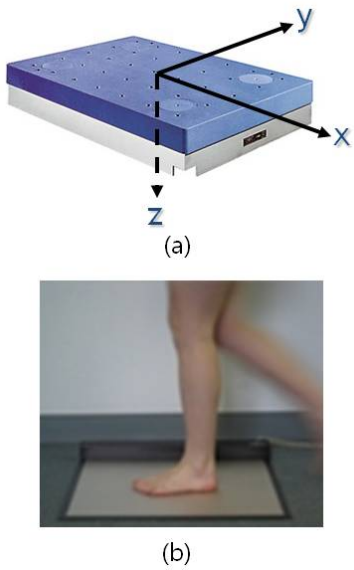

그림 4. 지면반력 측정기(a)와 걷는 동작 측정 장면(b)

NIOSH 들기 공식은 인력으로 들기 작업을 수행하는 동안 발생할 수 있는 육체적 작업부하를 심물리학적, 생리학적, 생체역학적 요소를 고려하여 평가하는 공식이다. 들기 작업을 평가하는 경우 가장 보편적으로 사용되는 평가방법이지만, 밀기 당기기 등의 작업과 양손 들기, 쪼그려 앉기 등의 다양한 들기 자세를 고려하지 못하는 단점을 가지고 있다(Waters, et al., 1994). 3DSSPP는 미국 미시간 대학교의 Chaffin 교수가 개발한 소프트웨어로서, 생체역학적인 모형을 이용하여 특정 관절과 신체부위별로 어떤 종류의 힘이 얼마만큼 요구되는가를 정량적으로 예측하고, 이를 작업자의 능력과 비교할 수 있는 프로그램이다. 인체측정자료와 작업 시 발생할 수 있는 관절의 움직임을 이용하여 작업자의 생체역학적인 작업능력인 주요 관절에서 발휘되는 등척성 근력(isometric muscle strength), 허리부위(L5/S1)에 걸리는 압축력(compressive force), 신체의 평형능력 등을 예측할 수 있다(Feyen, et al., 2000).

2.3 동작부하 평가

운동학적인 변수는 운동에 대한 설명, 독립적인 운동의 원인과 관련되어 있으며, 선형 및 각도 변화, 속도, 가속도

가 포함된다. 신체 분절의 무게 중심, 관절의 회전 중심, 사지 말단 또는 해부학적으로 중요한 부위가 변이도 자료의 해부학적인 지표(landmark)가 된다(Winter, 2005).

2.3.1 동작 분석

동작 분석(motion analysis) 방법은 영상장비를 이용하여 인체를 포함한 다양한 운동체의 움직임을 촬영한 후, 촬영된 영상을 이용하여 관절의 위치, 동작의 크기, 각도, 속도, 각속도, 가속도, 각가속도 등을 측정하는 방법이다. 측정된 데이터는 신체의 좌표를 표현한 선형 모델, 막대그래프(stick diagram), 연속적인 값의 형태로 변환하여 동작면 상에서 신체의 움직임으로 묘사될 수 있다. 또한, 각 값들을 연결하여 공간상에서 움직이는 신체부위의 좌표들의 궤적, 속도 및 가속도를 분석하여 반력, 근육 모멘트, 에너지 변화, 효율 등을 평가할 수 있다(Winter, 2005). 그림 5는 인체의 걷는 동작에 대한 동작 분석의 예를 보여주고 있으며, 동작을 촬영하여 각 좌표의 연속적인 값을 표현하고 있다.

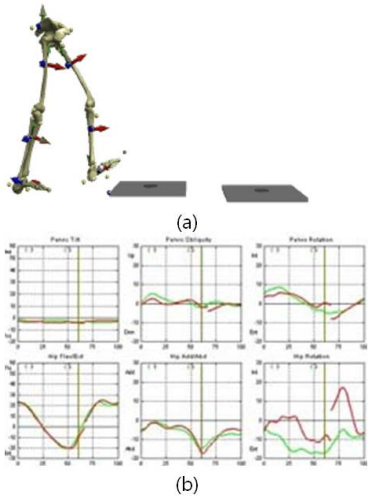

그림 5. 해부학적 지표(landmark)에 마커(marker)를 부착하고 걷는 동작을 측정하는 장면(a)과 동작측정결과 그래프(b)

2.3.2 Lumbar Motion Monitor

LMM(lumbar motion monitor)은 척추와 유사한 형태의 골격모양 센서를 허리에 부착하고 허리의 정중면(sagittal plane), 관상면(lateral plane)과 비틀림 면(twisting plane)을 기준으로 움직임을 측정하여, 속도와 가속도를 표현하여 분석하는 방법이다. 이를 통하여 허리와 관련된 질환(low back disorders)을 예측하는 모델을 이용하여 작업을 평가할 수 있다(Nexgen Ergonomics, 2010). 많은 연구자들이 허리부위의 요통발생 위험성을 증가시킬 수 있는 작업부하를 LMM을 이용하여 연구하였다(Kim, et al., 1996; Marras and Granata, 1997; Lavender, et al., 2006). 하지만, LMM은 몸통의 움직임만을 이용해서 허리의 작업부하를 평가하기 때문에 골반을 포함한 하지의 동작과 관련된 작업을 예측하는 것은 불가능하다.

2.3.3 Spine Pelvis Monitor

SPM(spine pelvis monitor)은 몸통과 엉덩이 부위에 센서를 부착하고 몸통과 골반부분의 동작을 측정하여 각도(degree), 각속도(degree/s) 및 각가속도(degree/s^2)를 측정하는 도구이다. 척추와 골반의 외골격에 위치한 2축 기울기 센서(tilt sensor)와 관성 센서(gyro sensor) 한 쌍을 이용하여 몸통의 앞/뒤 굽힘과 폄, 좌/우 굽힘 및 비틀림 동작 수행 시 3차원 동작을 측정하고 기록할 수 있다(Yoon, et al., 2008). 이 장비는 각도뿐만 각속도와 각가속도도 동시에 측정이 가능하다. LMM과의 차이점은 허리와 골반에 각각 센서를 부착하고 측정하기 때문에 허리와 골반 관절의 동작을 별도로 분석할 수 있는 장점을 가지고 있다[그림 6(a)]. 그림 6(b)는 몸통과 골반의 각도를 −10°, 0°, 30°, 60°, 90°로 변화시키며 SPM으로 측정한 예이다. +부호는 정중면의 선 자세에서 몸통을 앞으로 굽히는 동작을 의미하고 −부호는 몸통을 뒤로 젖히는 동작을 의미한다.

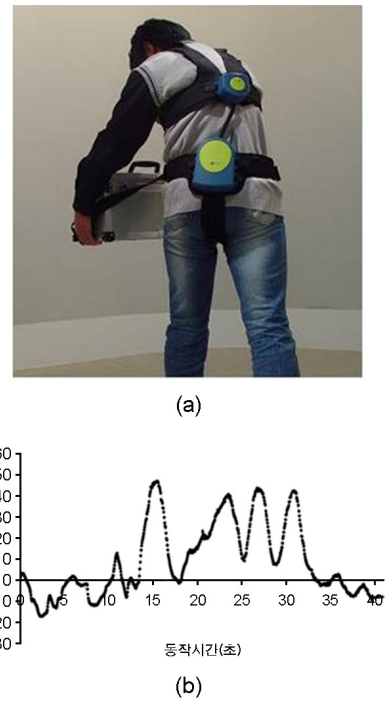

그림 6. Spine Pelvis Monitor(SPM)의 착용 및 측정 예(a)와 Spine Pelvis Monitor(SPM)의 굽힘/폄 신호의 예(b)

2.3.4 관절각도 측정

관절각도 측정기(goniometer)는 센서를 관절면에 부착하여 관절의 움직임을 측정하여 분석하는 도구이다. 수동식 관절각도 측정기가 주로 사용되어 왔으며, 최근에는 전자식 관절각도 측정기를 이용하여 관절의 각도와 동작범위를 측정하여 분석하기도 한다. 주로 손목이나 팔꿈치 등의 관절 분석에 사용되며, 전자 관절각도 측정기는 정확도에 관련된 연구가 진행 중에 있다(Hansson, et al., 1996; Johnson, et al., 2002; Tatiana, et al., 2009).

관절각도 측정기는 가격이 저렴하고, 출력신호가 즉시 컴퓨터에 저장되거나 변환될 수 있다. 평면상의 회전은 각 평면에 대한 관절의 움직임을 기록할 수 있다. 그러나 관절의 절대적인 각도를 측정하는 것이 아닌, 상대적인 각도를 측정한다. 센서의 배열이나 지방 또는 근육조직에 의하여 움직임의 변이도가 발생할 수 있다. 만약, 많은 수의 센서를 부착할 경우 전선에 의해서 측정이 방해될 수도 있다. 복잡한 관절각도 측정기는 경첩 관절(hinge joint)을 움직이지 못하게 할 수도 있다.

3. 토 의

본 연구에서는 작업부하를 평가하는 방법 중 대표적인 생체역학적 작업부하 평가방법에 대하여 살펴보았다.

생체역학적인 작업부하는 작업의 특성이 정적인 작업과 동적인 작업으로 분류하여 분석할 수 있다. 정적인 작업을 평가하는 경우 작업자의 작업을 정확하게 관찰하고 표현하여 평가할 수 있는 장점을 가지고 있다. 하지만, 동적인 작업의 평가와는 다르게 작업자가 실제 작업 시의 움직임을 고려할 수 없기 때문에 현장 적용성이 부족한 단점을 가지고 있다(Kim, et al., 2003). 반면에, 동적인 작업을 고려한 생체역학적 작업부하 평가방법은 작업자들의 움직임을 고려하여 작업부하를 평가할 수 있는 장점을 가지고 있다. 특히, 근육이나 연결조직(인대, 건, 근막, 연골 등)이 동적인 상황에서 상호작용하는 특성을 고려하여 작업을 평가할 수 있는 장점을 가지고 있다. 하지만, 근전도를 이용한 피로 분석 시 근육의 종류와 환경 등의 변화에 따라 신호의 안정성이 낮아질 수 있는 단점을 가지고 있기 때문에 분석 시에 세심한 주의를 필요로 한다(Karlsson, et al., 1999; 조영진과 김정룡, 2010).

근전도를 이용한 힘의 크기를 추정하는 변수로 IEMG와 RMS는 다음 사항을 유의하여 사용하는 것이 좋다. IEMG의 방법으로 분석된 자료는 운동단위의 동원(motor units firing), 동원 비율(firing rate), 운동 단위의 면적(area of motor unit), 신호의 중첩에 의해 생기는 상쇄의 양(amount of cancellation from superposition)과 관련성이 높지만(Basmajian and De Luca, 1985; Loeb and Gans, 1986), 운동단위와 잡음(artifact or noise)에 대한 구별을 잘 하지 못하기 때문에 낮은 수준의 힘을 분석할 때는 잡음에 대한 문제를 고려해야 할 것이다(Grieve and Davanagh, 1973; Basmajian and De Luca, 1985). RMS의 방법으로 분석된 자료는 IEMG와 같은 정보를 제공하지만 중첩에 의해 생기는 상쇄의 양에는 영향을 받지 않으므로(Basmajian and De Luca, 1985) 근육 활동도를 측정하는 데 빈번히 사용되고 있다. 그러나 근육 피로가 수반되는 경우에는 힘의 크기에 따라 증가하던 진폭(amplitude)이 피로함에 따라 감소될 수 있으므로, 힘의 크기를 상대적으로 예측하려는 경우에는 정확성이 떨어질 수 있다(Grieve and Davanagh, 1973).

피로를 추정할 수 있는 변수로는 MPF, MNF가 주로 사용되고 다음 사항을 유의하여 분석하는 것이 좋다. 주파수 분석을 하기 위해 주로 사용되는 방법은 푸리에 변환이며 신호의 안정성이 전제되어야 한다. 실제 실험에서 추출되는 모든 근전도 신호를 대상으로 신호의 안정성을 검사하는 것이 불가능하기 때문에 실험에서 추출되는 근전도 신호의 안정성을 예측하고, 안정성을 확보할 수 있는 방법을 적용하여 분석하는 것이 바람직하다. 한 예로 들기 작업과 관련된 상황에서 조영진과 김정룡(2010)의 연구에서는 분석 윈도우 크기 조정을 통해 신호의 안정성을 확보할 수 있다는 결과를 제시하고 있다. MPF는 근육 수축과 관련된 생리적인 반응을 반영하고 있기 때문에 피로의 측정에 유용하게 사용될 수 있으나 측정 결과에 대해 MNF보다 분산이 크게 나타나는 특징을 가지고 있다. 반면에 MNF는 근육의 온도 변화에 반응을 하기 때문에 주의를 해야 하지만 MPF에 비해 분산이 작게 나타나는 특징이 있다(Farina and Merletti, 2000). 그러므로, 이러한 점을 고려하여 두 개의 변수를 동시에 사용하는 것이 좋을 것으로 판단된다.

동적인 상황에서도 정적인 상황에서와 마찬가지로 같은 방법론을 적용할 수 있다. 그러나 피로 측정을 위해서는 신호의 안정성 문제 때문에 직접적으로 푸리에 변환을 사용할 수는 없다. 그리하여 작업 전과 후의 주파수 스펙트럼을 분석하거나 신호의 안정성에 영향 없이 분석이 가능한 시간-주파수 분석, 웨이브렛(wavelet) 분석 등의 방법을 사용할 수 있으나, 후자의 경우 분석방법론이나 결과 해석에 대한 연구가 많이 부족하여 추후 연구가 계속적으로 필요할 것으로 판단된다.

작업자의 움직임을 고려하는 분석에는 동작 분석과 LMM, SPM 등과 같은 방법을 고려할 수 있다. 동작 분석의 경우 작업자에게 해부학적인 지표(landmark)를 부착하고 영상

장비를 이용하여 촬영을 해야 한다. 동작 분석 장비를 사용해서 지표의 움직임을 선형 모델로 표현하여 분석하기 때문에 작업자의 움직임, 속도와 가속도 등을 정확하게 분석할 수 있는 장점을 가지고 있다. 하지만, 고가의 장비와 지표(landmark)를 부착하고 측정해야 하기 때문에 현장에서 간편하게 사용하기 어려운 단점이 있다. LMM의 경우는 동작분석기 보다는 간편한 장비를 사용하여 작업자의 몸통 움직임에 대하여 각도, 각속도, 각가속도를 분석할 수 있다. 동작 분석방법보다는 현장 적용성이 좋고 간편하게 정량적인 분석을 할 수 있는 장점을 가지고 있지만, 척추와 골반이 만들어내는 각도만을 측정하기 때문에 골반의 동적인 상황을 고려하지 못하는 단점을 가지고 있다. SPM의 경우는 작업자의 척추와 골반의 움직임을 독립적으로 측정하여 각도, 각속도, 각가속도를 분석할 수 있는 방법이다. LMM과는 다르게 몸통과 골반의 동작은 분리해서 측정할 수 있으므로 작업자의 움직임을 좀 더 세밀하게 분석할 수 있는 장점을 가지고 있고, 다양한 동작에 대한 고려가 가능한 장점을 가지고 있다.

4. 결 론

본 연구에서는 작업부하를 평가하기 위한 생체역학적 측정방법을 살펴보고, 특징과 현장 적용 시 주의할 점을 제시하였다. 본 연구를 통하여 생체역학적 작업부하 평가에 대한 이해를 높이고, 추후 평가 결과를 작업설계에 적절하게 응용할 수 있을 것으로 기대한다.

참고 문헌

박지수, 김홍기, 최진영, 작업유형에 따른 생리학적 작업능력의 비교 분석, *대한인간공학회지*, 15(2), 89-98, 1996.

조영진, 김정룡, 허리 근육의 근전도 신호 안정성이 주파수 분석에 미치는 영향, *대한인간공학회지*, 29(2), 183-188, 2010.

Åstrand, P. O. and Rodahl, K., *Textbook of Work Physiology: Physiological Bases of Exercise*; 3rd ed. McGraw-Hill, New York, 1986.

Basmajian, J. and De Luca, C. J., Muscles Alive, 5th ed., Williams and Wilkins, Baltimore, 1985.

Beck, T. W., Housh, T. J., Johnson, G. O., Weir, J. P., Cramer, J. T., Coburn, J. W. and Malek, M. H., Comparison of Fourier and wavelet transform procedures for examining mechanomyographic and electromyographic frequency versus isokinetic torque relationships, *Electromyography and Clinical Neurophysiology*, 45, 93-103, 2005a.

Beck, T. W., Housh, T. J., Johnson, G. O., Weir, J. P., Cramer, J. T., Coburn, J. W. and Malek, M. H., Comparison of Fourier and wavelet transform procedures for examining the mechanomyographic and electromyographic frequency domain responses during fatiguing isokinetic muscle actions of the biceps brachii, *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 15, 190-199, 2005b.

Bilodeau, M., Cincera, M., Arsenault, B. A. and Gravel, D., Normality and stationarity of EMG signals of elbow flexor muscles during ramp and step isometric contractions, *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 7(2), 87-96, 1997.

Blanco, S., Garcia, H., Quian, R., Quian, Q. R., Romanelli, L. and Rosso, O. A., Stationarity of the EEG series, *IEEE Engineering in Medicine and Biology*, 14, 395-399, 1995.

Borg, G. A. V., Psychophysical Bases of Perceived Exertion, *Medical Science Sports Exercise*, 14(5), 377, 1982.

Farina, D. and Merletti, R., Comparisons of algorithms for estimation of EMG variables during voluntary isometric contractions, *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 10, 337-349, 2000.

Feyen, R., Lie, Y., Chaffin, D., Jimmerson, G. and Joseph, B., Computer-aided ergonomics: a case study of incorporating ergonomics analyses into workplace design, *Applied Ergonomics*, 31, 291-300, 2000.

Gomer, F. E., Silverstein, L. D., Berg, W. K. and Lassiter, D. L., Changes in electromyographic activity associated with occupational stress and poor performance in the workplace, *Human Factors*, 29, 131-143, 1987.

Grieve, D. W. and Davanagh, P. R., The quantitative analysis of phasic electromyograms. In J. E. Desmedt(ed), *New Developments in electromyography and clinical neurophysiology*, Kanger, Basel, Switzerland, 2, 489-496, 1973.

Hansson, G. Å., Balogh, I., Ohlsson, K., Rylander, L. and Skerfving, S., Goniometer measurement and computer analysis of wrist angles and movements applied to occupational repetitive work. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 6(1), 23-35, 1996.

Hart, S. G. and Staveland, L. E., Development of NASA-TLX (Task Load Index): Results of Empirical and Theoretical Research, *Advances in Psychology*, 52, 139-183, 1988.

Inbar, G. F. and Noujaim, A. E., On surface EMG spectral characterization and its application to diagnostic classification, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 31, 597-604, 1984.

Inbar, G. F., Allin, J., Paiss, O. and Kranz, H., Monitoring surface EMG spectral changes by the zero crossing rate, *Medical and Biological Engineering and Computing*, 24, 10-18, 1986.

Johnson, P. W., Jonsson, P. and Hagberg, M., Comparison of measurement accuracy between two wrist goniometer systems during pronation and supination. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 12, 413-420, 2002.

Kim, J. Y., Parnianpour, M. and Marras, W., Quantitative assessment of the control capability of the trunk muscles during oscillatory bending motion under a new experimental protocol. *Clinical Biomechanics*, 11(7), 385-391, 1996.

Kim, J., Chung, M. and Park, J., Measurement of Physical Work Capacity During Arm and Shoulder Lifting at Various Shoulder Flexion and Ad/Abduction Angles, *Human Factors and Ergonomics in*

Manufacturing, 13(2), 153-163, 2003.

Kroemer, K. H. E., Kroemer, H. J. and Kroemer-Elbert, K. E., *Engineering Physiology: Bases of Human Factors/Ergonomics*, 2nd ed., Van Nostrand Reinhold, New York, 1990.

Lavender, S. A., Oleske, D. M., Andersson, G. B. J. and Kwasny, M. J., Low-back disorder risk in automotive parts distribution, *International Journal of Industrial Ergonomics*, 36, 755-760, 2006.

Lawrence, J. H. and De Luca, C. J. H., Myoelectric signal versus force relationship in different human muscles, *Journal of Applied Physiology*, 54, 1653-1659, 1983.

Loeb, G. E. and Gans, C., ed., Signal processing and display. In G. E. Loeb and C. Gans(ed), *Electromyograph for experimentalists*, University of Chicago Press, Chicago, IL, 244-262, 1986.

Marras, W. S. and Granata, K. P., The development of an EMG-assisted model to assess spine loading during whole-body free-dynamic lifting, *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 7(4), 259-268, 1997.

Nexgen Ergonomics, AcuPath Industrial Lumbar Motion Monitor, *http://www.nexgenergo.com/ergonomics/lumvarmm.html*, 2010.

Öberg, T., Muscle fatigue and calibration of EMG measurements. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 5(4), 239-243, 1995.

Oppenheim, A. V. and Schafer, R. W., *Discrete-time signal processing*, 2nd ed., Prentice Hall, Upper Saddle River, 1999.

Paiss, O. and Inbar, G. F., Autoregressive modeling of surface EMG and its spectrum with application to fatigue, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 34, 761-770, 1987.

Powers, S. K. and Howley, E. T., *Exercise Physiology: Theory and Application to Fitness and Performance*, 2nd ed., Brown & Benchmark Publishers, Dubuque, 1993.

Reid, G. B. and Nygren, T. E., The subjective workload assessment technique a scaling procedure for measuring mental workload. In: P. A. Hancock and N. Meshkati(ed), *Human Mental Workload*, North-Holland, New York, 185-218, 1988.

Sanders, M. S. and McCormick, E. J., *Human Factors in Engineering and Design*, 7th ed., McGraw-Hill, New York, 1992.

Schoenmarklin, R. W. and Marras, W. S., Effects of handle angle and work orientation on Hammering: II. Muscle fatigue and subjective ratings of body discomfort, *Human Factors*, 31(4), 413-420, 1989.

Shankar, S., Gander, R. E. and Brandell, B. R., Changes in the myoelectric signal (MES) power spectra during dynamic contractions, *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 73, 142-150, 1989.

Soderberg, G. L., ed., *Selected Topics in Surface Electromyography for Use in the Occupational Setting: Expert Perspectives*. Rockville, Md: US Dept of Health and Human Services, Public Health Service, Publication No. 91-100, 1992.

Strimpakos, N., Georgios, G., Eleni, K., Vasilios, K. and Jacqueline, O., Issues in relation to the repeatability of and correlation between EMG and Borg scale assessments of neck muscle fatigue. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 15, 452-465, 2005.

Sugimoto, H., Ishii, N., Iwata, A. and Suzumura, N., Stationarity and normality test for biomedical data, *Computer Programs in Biomedicine*, 7, 293-304, 1977.

Tatiana, de O. S., Helenice, J. C. G. C. and Gert-Åke, H., Improving goniometer accuracy by compensating for individual transducer characteristics, *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 19(4), August, 704-709, 2009.

Waters, T. R., Putz-Anderson, V. and Garg, A., *Applications Manual for the Revised NIOSH Lifting Equation*. Cincinneti, National Institute for Occupational Safety and Health, 1994.

Webber, C. L., Schmidt, M. A. and Walsh, J. M., Influence of isometric loading on biceps EMG dynamics as assessed by liner and nonlinear tools, *Journal of Applied Physiology*, 78(3), 814-822, 1995.

Winter, D. A., *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*, 3rd ed., John Wiley & Sons, Inc., Ontario, 2005.

Yang, J. F. and Winter, D. A., Electromyography reliability in maximal and submaximal contractions, *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 64, 417-420, 1983.

Yoon, K. C., Kim, J. Y. and Sung, S. H., Spine-Pelvic Coordination Measured by Lumbar Action Meter, *The Japanese Journal of Ergonomics*, 44, 380-384, 2008.

저자 소개

김 정 룡 jungkim@hanyang.ac.kr

Ohio 주립대학교 산업공학과 박사
현 재: 한양대학교 산업경영공학과 교수
관심분야: 인체공학, 생리심리학, PUI 디자인

박 지 수 jspark21@hanyang.ac.kr

한양대학교 산업공학과 박사수료
현 재: 한양대학교 산업공학과 박사과정
관심분야: 인체공학, 생체신호처리, PUI 디자인

조 영 진 soulian@hanyang.ac.kr

한양대학교 산업공학과 박사수료
현 재: 한양대학교 산업공학과 박사과정
관심분야: 인체공학, 생체신호처리, PUI 디자인

논 문 접 수 일 (Date Received) : 2010년 07월 11일
논 문 수 정 일 (Date Revised) : 2010년 07월 14일
논문게재승인일 (Date Accepted) : 2010년 07월 14일