

# Accuracy and Reliability of The Spine-Pelvis Monitor to Record Three-Dimensional Characteristics of The Spine-Pelvic Motion

Jung Yong Kim<sup>1,2</sup>, Kyung Chae Yoon<sup>1</sup>, Seung Nam Min<sup>1</sup>, Sang Young Yoon<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Department of Industrial and Management Engineering, Hanyang University, Ansan, Korea 426-791

<sup>2</sup>Institute of Aging Society, Hanyang University, Seoul, Korea 133-791

<sup>3</sup>Department of Industrial and Information Systems Engineering, Ajou University, Suwon, Korea 442-749

## ABSTRACT

**Objective:** The aim of this study is to evaluate the accuracy and reliability of Spine-Pelvis Monitor (SPM) that was developed to measure 3-dimensional motion of spine and pelvis using tilt sensor and gyro sensor. **Background:** The main cause of low back pain is very much associated with the task using the low back and pelvis, but no measurement technique can quantify the both spine and pelvis. **Method:** For testing the SPM, 125 angles from three anatomical planes were measured three times in order to evaluate the accuracy and reliability. The accuracy of SPM in measuring dynamic motion was evaluated using digital motion analysis system. The motion pattern captured by two measuring methods was compared with each other. In result, the percentage error and Cronbach coefficient alpha were calculated to evaluate the accuracy and reliability. **Results:** The percentage error was 0.35% in flexion-extension on sagittal plane, 0.43% in lateral bending on coronal plane, and 0.40% in twisting on transverse plane. The Cronbach coefficient alpha was 1.00, 0.99 and 0.99 in sagittal, coronal and transvers plane, respectively. **Conclusion:** The SPM showed less than 1% error for static measurement, and showed reasonably similar pattern with the digital motion system. **Application:** The results of this study showed that the SPM can be the measuring method of spine pelvis motion that enhances the kinematic analysis of low back dynamics.

Keywords: Spine, Pelvis, Motion, SPM(Spine-Pelvis Monitor), Accuracy, Reliability

## 1. Introduction

허리질환은 작업장에서 발생하는 가장 일반적이고 비용이 많이 드는 근골격계질환 중의 하나이다. 과거 수십년 동안 작업장에서 허리질환과 관련된 위험 요인의 다양한 증거가 역학 조사 결과로 나타났으며, 그 중에서 특히 들기 작업은 작업 관련 요통의 주된 요인으로 밝혀졌다(Andersson, 1981; Bigos et al., 1986; Brown, 1975; Chaffin and Park,

1973; Frymoyer et al., 1983; Garg and Moore, 1989; Magora, 1972; Marras, 2003; Marras and Kim, 1993; Pope, 1989; National Research Council and Institute of Medicine, 2001; Skovron ML, 1992). 더구나 Kelsey et al.(1984)는 11.3kg 이상의 작업물을 신체를 비틀면서 드는 작업이 허리 디스크가 탈출될 위험성이 높은 것과 관련이 있다고 발표하였다.

3차원 동적 들기의 생체역학적 손실에 대한 조사가 이루어졌는데 Marras et al.(1984)과 Marras et al.(1986,

Corresponding Author: Kyung Chae Yoon. Department of Industrial and Information Systems Engineering, Ajou University, Suwon, Korea 442-749.

E-mail: safeyoon@hanmail.net

Copyright©2012 by Ergonomics Society of Korea(pISSN:1229-1684 eISSN:2093-8462). All right reserved.

©This is an open-access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution Non-Commercial License(<http://creativecommons.org/licenses/by-nc/3.0/>), which permits unrestricted non-commercial use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

1987)는 동작 속도가 증가하면 몸통의 힘이 감소한다고 하였다. 또한 Marras and Mirka(1989, 1990)는 몸통의 비대칭 동작도 속도가 증가하면 몸통의 힘이 감소한다고 하였다. Marras and Sommerich(1991a, b)는 동적 조건 하에서는 예측되는 척추 상의 압축 및 전단 힘이 상당히 증가 한다고 하였다.

이와 같은 정보들은 작업장에서 이루어지는 3차원의 다양한 동적인 몸통 동작을 조사할 필요가 있음을 시사한다. 그러나 작업장에서 3차원의 동적인 몸통 동작을 측정하고 모니터링하여 기록하는 것은 작업 환경 여건 상 쉽지 않다. 비디오를 기반으로 한 동작 분석 시스템이 사용되지만 산업 현장의 작업 환경은 각종 기계 설비, 조명, 먼지 및 작업자 이동 등에 의하여 비디오 카메라의 시야에 방해를 받아 카메라와 몸에 부착된 마커 사이의 신호 시스템 간섭으로 작업자의 3차원 동적 동작을 정확하게 측정할 수 없다. 특히 단위 작업이 다수 포함되어 수시로 이동이 발생하는 작업은 더욱 더 측정하기 어렵다. 따라서 3차원의 동적인 동작을 작업 환경상의 제약이 있더라도 정확하고 상세하게 기록할 필요가 있으며 이를 위해 Spine-Pelvis Monitor (SPM: 이하 SPM이라 한다)가 개발되었다.

본 연구의 목적은 개발된 SPM 출력값의 정확도(accuracy)와 신뢰도(reliability) 및 기존의 동작 분석용 카메라 측정에서 나타난 동작 패턴과의 유사성을 평가하는 것이다.

## 2. Method

### 2.1 Outline of SPM

SPM은 앞서 언급한 작업 환경 상의 제약을 극복하여 3차원의 동적인 몸통 동작 요소를 상세히 기록하기 위해 개발되었다. SPM은 센서를 사용하여 몸통(trunk: spine + pelvis)과 골반 부분(pelvis)의 동적인(dynamic) 동작을 측정하여 각도(degree), 각속도(degree/sec) 및 각가속도(degree/sec<sup>2</sup>) 등으로 나타냄으로써 정량적인 분석이 가능하도록 개발된 장비이다.

SPM은 한 개의 2축(X-Y) 기울기 센서(tilt sensor)와 한 개의 관성 센서(gyro sensor)가 한 쌍을 이루고 척추 및 골반의 외골격에 각각 위치하도록 착용함으로써 앞/뒤 굽힘과 펴, 좌/우 굽힘 및 비틀림 동작을 할 때 3차원의 동작을 측정하고 기록할 수 있도록 만든 장비이다.

### 2.2 SPM Hardware

SPM은 Figure 1(a)과 같이 분석 소프트웨어, 상·하부

센서, 고정벨트, 무선데이터 수신기, 직류전원장치 등으로 구성되어 있다. 상·하부 센서 내에는 앞뒤 굽힘 펴(flexion/extension) 및 좌우 굽힘(lateral bending)의 동작 범위(range of motion)를 측정하기 위한 기울기 센서(tilt sensor)와 비틀림의 동작 범위(range of motion)를 측정하기 위한 관성 센서(gyro sensor)를 각각 탑재하고 있고, 1차 미분하여 각속도(degree/sec)를, 2차 미분하여 각가속도(degree/sec<sup>2</sup>)를 각각 계산 하였다. 상·하부 센서는 몸통 외골격의 해당 부분에 정확하게 위치하도록 Figure 1(b)와 같이 고정벨트를 사용하여 착용하였다.

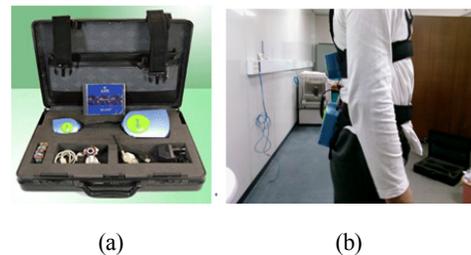


Figure 1. SPM equipment(a: SPM; b: subject wearing the SPM)

몸통 동작에 따라 센서에서 발생하는 신호는 무선 수신기에 의하여 데이터가 컴퓨터로 전송되며 이를 소프트웨어에서 분석하여 해부학에서 쓰이는 평면인 시상면(sagittal plane), 관상면(coronal plane) 및 횡단면(transverse plane)으로 구분하여 각도, 각속도 및 각가속도를 그래프 및 정량적 수치로 나타낸다. SPM은 24,000~24,835Ghz의 주파수 대역을 사용하며 무선 통신의 블루투스 기능을 가지고 있다.

### 2.3 Measurement of accuracy and reliability

몸통의 3평면(시상면, 관상면, 횡단면)에 대한 각도를 비교 평가하기 위해 미리 각도를 선정하였다. 이들 각도는 각 신체 절단면마다 10~30° 간격의 5개 각도로서 앞뒤 굽힘 펴 각도는 -10°·0°·30°·60°·90°로, 좌우 굽힘 각도는 20°·10°·0°·-10°·-20°로, 비틀림 각도는 20°·10°·0°·-10°·-20°로 각각 정하였다[Figure 2].

몸통의 3평면에 따른 각도별 측정 순서는 첫 번째 앞뒤 굽힘 펴에서는 -10°, 좌우 굽힘에서는 -20° 및 비틀림에서는 -20°를 시작으로 부록 1과 같이 순차적으로 정하여 모두 125개의 항목에 대해서 3회씩 반복 측정하였다. 여기에서 앞뒤 굽힘 펴 각도의 +부호는 시상면의 선자세에서 몸통을 앞으로 굽히는 동작을 의미하고 -부호는 몸통을 뒤로 젖히는 동작을 의미한다. 좌우 굽힘 각도의 +부호는 관

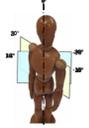
Lateral bending		5 angles measuring 25 times per each angle $5 \times 25 = 125$
Flexion/extension		5 angles measuring 25 times per each angle $5 \times 25 = 125$
Twisting		5 angles measuring 25 times per each angle $5 \times 25 = 125$

Figure 2. Measuring angles for each motion

상면에서 몸통을 우측으로 굽히는 동작을 의미하고 -부호는 몸통을 좌측으로 굽히는 동작을 의미한다. 비틀림 각도의 +부호는 횡단면에서 몸통을 우측으로 비트는 동작(시계 방향)을 의미하고 -부호는 몸통을 좌측으로 비트는 동작(시계 반대 방향)을 의미한다.

정확도와 신뢰도를 평가하기 위하여 3축(X-Y-Z)으로 움직일 수 있는 거치대에 Figure 3과 같이 Biometric사의 단축 goniometer(single axis torsionmeters Q110)과 전자 각도계를 SPM의 상·하부 센서에 부착하여 10~30° 간격으로 정해진 각도만큼 SPM를 움직였을 때 goniometer, 전자각도계, SPM의 출력값을 측정하였으며, 이를 3회 반복 측정하였다. 3축 거치대에 부착된 goniometer에서는 비틀림 각도를 측정하였으며 goniometer의 오차는 ±0.1이다. 전자각도계로는 앞뒤 굽힘 폼 및 좌우 굽힘 각도를 측정하였다.

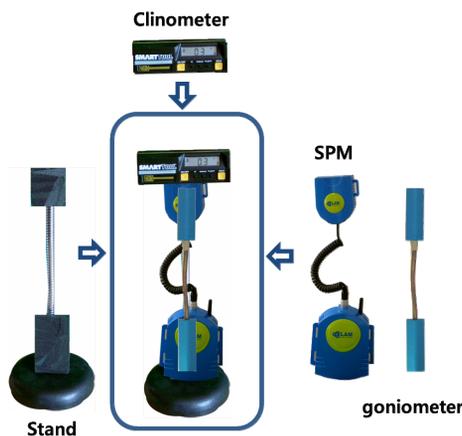


Figure 3. Measuring apparatus for the accuracy and reliability of SPM

## 2.4 Measurement of motion pattern

동적인 동작 패턴을 평가하기 위해 SPM을 몸통에 직접 착용하여 측정된 신호값과 Motion analysis corporation사의 디지털 동작 분석 시스템의 측정값을 비교하였다. 디지털 동작 분석 시스템은 motion capture system(디지털 실시간 처리 시스템, 적외선 디지털 카메라)과 motion capture software(EVaRT)로 구성되어 있는데, motion capture system의 적외선 디지털 카메라는 목적물에 위치한 마커에 의해 반사되는 적외선 신호를 포착하는 기능을 한다.

동작 분석이기의 마커를 각각 3개씩 부착한 SPM의 상·하부 센서(Figure 4)를 실험자의 몸통의 외골격에 착용하고(Figure 5) 6대의 적외선 디지털 카메라를 배치하여 실험자의 동작을 측정하였다



Figure 4. Six markers for motion capture attached to SPM



Figure 5. Subject with SPM in front of infrared light digital camera for motion capture

동작 결과 수집되는 SPM 및 동작 분석 시스템의 출력 신호는 각각 A/D 신호로 변환되어 컴퓨터로 전송되며 소프트웨어에서 몸통 각 면(시상면, 관상면 및 횡단면)에서의 각도, 가속도 및 각가속도를 계산하여 컴퓨터 상에 그래픽으로 나타내고 이를 토대로 상대적인 동작 패턴을 비교 평가하였다. 동작 순서는 앞뒤 굽힘 폼, 좌우 굽힘 및 비틀림 동작 순으로 각각 수행하였으며 이를 그래프로 및 정량적 수치로 나타내어 동작 패턴을 상호 비교하였다. Data는 60Hz에서 수집되었다.

## 2.5 Analysis

이 실험에서 3방면의 정해진 각도만큼 goniometer를 움직였을 때 측정되는 SPM의 출력값의 정확도(accuracy)와 신뢰도(reliability)를 평가하였다. 정확도는 SPM의 출력값이 goniometer의 기준값에 얼마나 근접하였는가를 나타내기 위한 평가이고, 신뢰도는 같은 측정기로 동일한 조건에서 3회 반복 측정하였을 때 SPM의 출력값이 얼마나 일관성 있게 나오는가를 나타내기 위한 평가이다. 정확도를 위해서는 식 1과 같이 백분율 오차  $\delta$  (percent error)를 산정하여 평가하였다.

$$\delta = \frac{|Deg_{.spm} - Deg_{.goniometer}|}{|Deg_{.goniometer}|} \times 100 \quad (1)$$

Deg<sub>.spm</sub>: SPM에서 3회 반복 측정된 각도의 평균값

Deg<sub>.goniometer</sub>: goniometer에서 정한 각도(기준 각도)

신뢰도 평가를 위해서는 식 2와 같이 크론바흐  $\alpha$  계수 (Cronbach coefficient alpha)를 산정하여 평가하였다. 이는 각 측정값들 사이의 일관성의 정도를 나타내기 위한 것이다.

$$\alpha = \frac{N}{N-1} \left( 1 - \frac{\sum_{i=1}^N \sigma_i^2}{\sigma^2} \right) \quad (2)$$

N: 항목수

$\sigma^2$ : 125회 측정된 각도의 전체 항목의 총분산

$\sigma_i^2$ : 항목 i의 분산

동적인 동작 패턴의 평가는 SPM과 동작 분석 시스템에 의하여 측정된 출력값을 그래프로 나타내어 평가하였다.

## 3. Result

정확도(accuracy)의 백분율 오차를 나타내는 값으로서 시상면, 관상면 및 횡단면에서 goniometer에서 정한 각도(기준 각도)에 대한 SPM 각도의 백분율 오차를 나타내었다. 백분율 오차는 시상면의 앞뒤 굽힘 폼 동작에서는 0.35%, 관상면의 좌우 굽힘 동작에서는 0.43%, 횡단면의 비틀림 동작에서는 0.40%를 나타냈다[Table 1]. 이는 시상면의 오차

율이 0.35%로서 99.65%, 관상면의 오차율이 0.43%로서 99.57% 및 횡단면의 오차율이 0.40%로서 99.60%의 정확도를 각각 나타내는 것으로서 정확도가 매우 높은 것으로 평가할 수 있다.

Table 1. Percent error for each motion

	Flexion/Extention	Lateral bending	Twisting
Percent error	0.35%	0.43%	0.40%

신뢰성(reliability)평가의 한 방법인 크론바흐  $\alpha$  계수 (Cronbach coefficient alpha)를 나타내는 값으로서 시상면, 관상면 및 횡단면에서 SPM을 3회 반복 측정하였을 때 그 측정값들 사이의 일관성의 정도를 평가하였다[Table 2]. 측정 항목수 125개(부록 1)에 대한 크론바흐  $\alpha$  계수는 시상면의 앞뒤 굽힘 폼 동작에서는 1.00, 관상면의 좌우 굽힘 동작에서는 0.99, 횡단면의 비틀림 동작에서는 0.99로 나타나 매우 높은 수준의 신뢰도를 가졌다고 볼 수 있다.

Table 2. 125 Cronbach coefficient alpha for each motion

	Flexion/Extention	Lateral bending	Twisting
Alpha	1.00	0.99	0.99

시상면, 관상면 및 횡단면에서 동작 분석 시스템의 마커를 부착한 SPM을 착용하여 동작했을 때의 그래프를 나타낸 것으로서 상호 동작 패턴을 비교하였다[Figure 6, 7, 8]. 전반적인 동작 패턴에 있어서 SPM과 동작 분석 시스템의 그래프는 큰 차이를 나타내지 않았다.

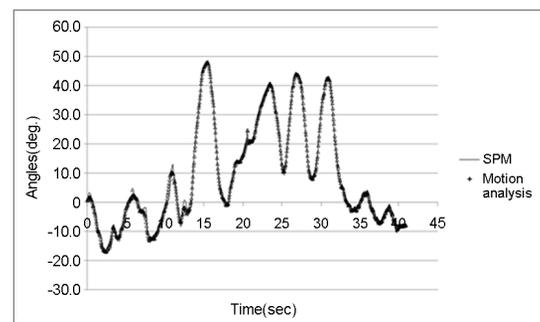


Figure 6. Comparison of measured angles from SPM and motion analysis during flexion and extension

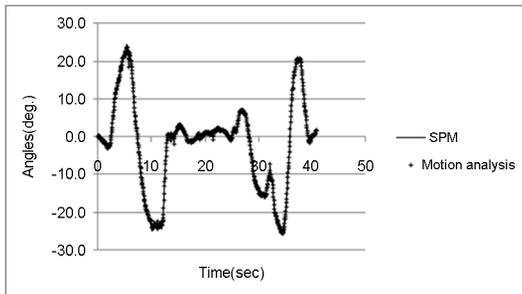


Figure 7. Comparison of measured angles from SPM and motion analysis during lateral bending

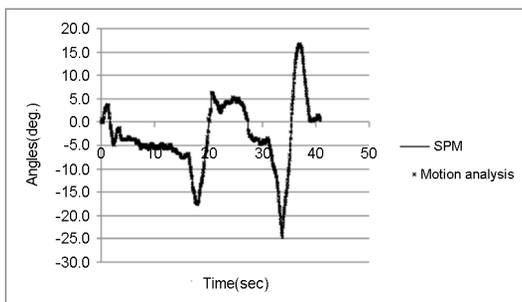


Figure 8. Comparison of measured angles from SPM and motion analysis during twisting

#### 4. Discussion

시상면의 앞뒤 굽힘 꺾의 정확도의 오차는 0.35%의 범위를 차지하며, 관상면의 좌우 굽힘의 정확도의 오차는 0.43%의 범위를 차지하며, 횡단면의 비틀림의 정확도의 오차는 0.40%의 범위를 나타냈다. 따라서 SPM의 출력값은 goniometer의 기준값에 매우 근접하므로 3평면의 정확도는 매우 높은 것으로 평가할 수 있다. 신뢰도에서는 크론바흐  $\alpha$  계수(Cronbach coefficient alpha)가 시상면의 앞뒤 굽힘 꺾 동작에서는 1.00, 관상면의 좌우 굽힘 동작에서는 0.99, 횡단면의 비틀림 동작에서는 0.99로 나타나 매우 높은 수준의 신뢰도를 가진 것으로 나타났다. SPM과 동작 분석 시스템에 의한 동작 분석에서는 그래프 상에 나타난 동작의 궤적도 매우 유사한 동작 패턴을 나타내고 있다.

이 연구는 SPM이 해부학적인 신체 3평면의 동작 특성을 측정하는데 매우 정확하다는 것을 보여 준다. 또한 이 장비는 디지털 동작 분석 시스템의 한계를 극복했다. 즉 신호 인식 위치 에러가 최소화되어 정확도가 매우 높고 또한 반복 수행도에서도 신뢰도가 높아 정밀도가 매우 높다는 것을 보

여준다. 그래서 이 장비는 작업장에서 다양한 인력 운반 작업(MMH)과 같은 몸통 동작을 모니터링하여 측정하는데 매우 신뢰할 수 있는 자료를 얻을 수 있다.

SPM은 정확할 뿐만 아니라 동작을 모니터링하기 위한 동작 인식 비디오 카메라가 필요 없기 때문에 비용이 저렴한 장점이 있다.

또한 SPM 장비는 신체의 외골격에 착용한 상태에서 동작을 모니터링하기 때문에 동작 분석 시스템의 마커와 비디오 카메라 사이의 신호 왜곡 등이 발생하지 않으므로 정확하며 사용이 간편하다. 특히 단위 작업이 다수인 작업에서는 동작 분석 시스템에서는 마커와 비디오 카메라의 설치 위치로 인하여 신호를 인식하는데 기계류 등에 의하여 거리 상의 제약이 있을 수 있으나 SPM은 신체의 몸통에 착용한 채로 동작을 모니터링하기 때문에 훨씬 용이하게 사용할 수 있다.

따라서 SPM 장비는 작업장에서 몸통 동작을 평가할 때 몇 가지 가치 있는 정보를 제시해 준다.

첫째 인력 운반 작업(MMH)을 할 때 3차원 몸통 자세 정보로써 몸통 또는 허리와 골반 사이의 동적인 동작 사이에서 힘의 발휘와 관련하여 다양한 분석이 가능해진다. 특히 상·하부 센서의 착용 위치에 따라 몸통과 골반 사이의 동작에 대한 다양한 분석이 가능하다.

둘째 3차원 몸통 자세 정보는 부하 모멘트 정보와 함께 사용될 때 작업장의 정량적인 생체역학 평가를 가능하게 한다. 몸통 자세와 관련하여 외부 부하가 가해졌을 때 몸통과 골반 사이의 과도한 힘발휘와 관련한 리스크를 결정하는데 사용될 수 있다.

셋째 동적인 힘의 능력은 단위 작업(task)과 관련된 속도 특성을 상세히 기록할 수 있다. Marras et al.(1984, 1987)은 몸통의 힘이 각속도가 증가하는 만큼 줄어드는 방식을 입증했다. Marras and Mirka(1989)는 동적인 몸통 힘이 몸통 위치가 더욱 비대칭이 되는 만큼 어떻게 변하는 가를 기술하였다. 따라서 몸통 동작의 각도, 각속도 및 각가속도 등의 속도 특성을 상세히 기록할 수 있고 동적 들기에 의한 몸통과 골반 사이의 과도한 힘발휘의 리스크를 평가할 수 있다.

#### 5. Conclusion

본 연구는 개발된 SPM 출력값의 정확도(accuracy)와 신뢰도(reliability) 및 기존의 동작 분석용 카메라 측정에서 나타난 동작 패턴과의 유사성을 평가하였다. 개발된 SPM은 동적인 동작 행위에 있어서 각도, 각속도 및 각가속도 등과 관련하여 정상인의 올바른 자세 판별과 정상인과 허리질환자를 판별하거나 상해의 정도를 나타내는 지표로 사용될 수

있으며 작업자가 작업에 복귀할 수 있는 정도를 판단하는데 귀중한 자료로 사용될 수도 있을 것이다.

## References

- Andersson, G. B., Epidemiologic aspects on low-back pain in industry, *Spine*, 6(1), 53-60, 1981.
- Bigos, S. J., Spengler, D. M., Martin, N.A., Zeh, J., Fisher, L., Nachemson, A. and Wang, M. H., Back injuries in industry: A retrospective study. II. Injury factors, *Spine*, 11(3), 246-251, 1986.
- Brown, J. R., Factors contributing to the development of LBP in industrial workers, *American Industrial Hygiene Association Journal*, 36(1), 26-31, 1975.
- Chaffin, D. B. and Park, K. S., A longitudinal study of low back pain as associated with occupational lifting factors, *American Industrial Hygiene Association Journal*, 34(12), 513-525, 1973.
- Frymoyer, J. W., Pope, M. H., Clements, J. H., Wilder, D. G., MacPherson, B. and Ashikaga, T., Risk factors in low back pain An epidemiological survey, *The journal of bone and joint surgery*, 65 (2), 213-218, 1983.
- Garg, A. and Moore, J. S., Epidemiology of low back pain in industry. In: Moore JS, Farg A, editors. *Ergonomics: low-back pain, carpal tunnel syndrome, and upper extremity disorders in the workplace*. Philadelphia(PA): *Hanley and Belfus*, 7(4), 593-608, 1992.
- Kelsey, J. L., Githens, P. B., White, A. A., Holford, T. R., Walter, S. D., Connor, T. O., Ostfeld, A. M., Weil, U., Southwick, W. O. and Calogero, J. A., An epidemiologic study of lifting and twisting on the job and risk for acute prolapsed lumbar intervertebral disc, *Journal of orthopaedic research*, 2(1), 61-66, 1984.
- Magora, A., Investigation of the relation between low back pain and occupation. 3. Physical requirements: Sitting, standing and weight lifting, *Industrial Medicine*, 41(12), 5-9, 1972.
- Marras, W. S., The case for cumulative trauma in low back disorders. *Spine*, 3, 177-179, 2003.
- Marras, W. S. and Mirka, G. A., Trunk strength during asymmetric trunk motion, *Human Factors*, 31(6), 667-677, 1989.
- Marras, W. S. and Mirka, G. A., Trunk responses to asymmetric acceleration, *Journal of Orthopaedic research*, 8(6), 824-832, 1990.
- Marras, W. S. and Sommerich, C. M., A three-dimensional motion model of loads on the lumbar spine, Part I: Model structure, *Human Factors (in press)*, 1991a.
- Marras, W. S. and Sommerich, C. M., A three-dimensional motion model of loads on the lumbar spine, Part II: Model validation, *Human Factors(in press)*, 1991b.
- Marras, W. S., King, A. I. and Joynt, R. L., Measurements of loads on the lumbar spine under isometric and isokinetic conditions, *Spine*, 9(2), 176-188, 1984.
- Marras, W. S. and Kim, J. Y., Anthropometry of industrial populations, *Ergonomics*, 36(4), 371-378, 1993.
- Marras, W. S., Rangarajulu, S. L. and Wongsam, F. E., Trunk force development during static and dynamic lifts, *Human Factors*, 29, 19-29, 1987.
- Marras, W. S., Wongsam, P. E. and Rangarajulu, R. L., Trunk motion during lifting: The relative cost, *International Journal of Industrial Ergonomics*, 1(2), 103-113, 1986.
- National Research Council, Institute of Medicine, *Musculoskeletal disorders and the workplace: Low back and upper extremities*(Washington, DC: National Academy Press), 2001.
- Pope, M. H., Risk indicators in low back pain, *Annals of medicine*, 21(5), 387-392, 1989.
- Skovron, M. L., Epidemiology of low back pain, *Baillière's Clinical Rheumatology*, 6(3), 559-73, 1992.

**Appendix 1.** Classification of angles and measured values for each motion

No.	Flexion/Extension (-10°, 0°, 30°, 60°, 90°)				Lateral bending (20°, 10°, 0°, -10°, -20°)				Twisting (20, 10, 0, -10, -20)			
	<b>ROM</b>	Values(3 times)			<b>ROM</b>	Values(3 times)			<b>ROM</b>	Values(3 times)		
		1st	2nd	3rd		1st	2nd	3rd		1st	2nd	3rd
1	<b>-10</b>	-9.9	-9.8	-10.0	<b>-20</b>	-19.7	-19.9	-20.1	<b>-20</b>	-20.0	-20.1	-19.8
2	<b>-10</b>	-9.7	-9.9	-10.2	<b>-20</b>	-20.0	-19.8	-19.8	<b>-10</b>	-9.9	-10.1	-9.8
3	<b>-10</b>	-9.9	-9.9	-10.1	<b>-20</b>	-19.8	-19.9	-20.0	<b>0</b>	0.0	0.2	0.0
4	<b>-10</b>	-10.0	-9.8	-9.9	<b>-20</b>	-20.4	-19.9	-20.0	<b>10</b>	10.1	9.8	10.1
5	<b>-10</b>	-10.2	-10.3	-9.9	<b>-20</b>	-19.9	-20.0	-19.8	<b>20</b>	20.0	19.8	19.9
6	<b>-10</b>	-9.8	-10.0	-9.7	<b>-10</b>	-10.2	-10.1	-10.1	<b>-20</b>	-20.1	-20.0	-20.2
7	<b>-10</b>	-9.9	-10.2	-9.9	<b>-10</b>	-10.0	-9.9	-9.9	<b>-10</b>	-9.8	-10.1	-9.8
8	<b>-10</b>	-10.2	-9.8	-9.8	<b>-10</b>	-9.9	-9.8	-10.2	<b>0</b>	0.0	0.2	0.0
9	<b>-10</b>	-10.1	-10.1	-9.8	<b>-10</b>	-9.8	-10.1	-9.9	<b>10</b>	10.1	9.8	10.1
10	<b>-10</b>	-9.8	-10.2	-9.9	<b>-10</b>	-9.8	-10.2	-10.1	<b>20</b>	19.9	19.8	20.0
11	<b>-10</b>	-9.9	-9.9	-9.8	<b>0</b>	0.1	0.0	-0.1	<b>-20</b>	-20.1	-20.2	-20.0
12	<b>-10</b>	-9.8	-9.8	-9.7	<b>0</b>	0.2	0.0	0.0	<b>-10</b>	-10.1	-9.8	-9.9
13	<b>-10</b>	-10.0	-9.6	-9.9	<b>0</b>	-0.2	0.0	0.1	<b>0</b>	0.2	0.0	0.0
14	<b>-10</b>	-10.1	-9.8	-10.2	<b>0</b>	0.0	0.1	-0.1	<b>10</b>	10.2	10.1	10.2
15	<b>-10</b>	-10.0	-10.2	-9.8	<b>0</b>	0.2	0.1	0.0	<b>20</b>	20.2	19.9	20.1
16	<b>-10</b>	-10.2	-9.9	-9.9	<b>10</b>	9.8	10.1	10.1	<b>-20</b>	-20.2	-20.0	-20.0
17	<b>-10</b>	-9.8	-9.9	-10.0	<b>10</b>	10.0	10.1	10.0	<b>-10</b>	-9.8	-10.1	-9.8
18	<b>-10</b>	-9.8	-9.7	-10.1	<b>10</b>	9.9	10.1	9.9	<b>0</b>	0.1	0.1	0.1
19	<b>-10</b>	-10.0	-9.9	-10.0	<b>10</b>	10.2	9.9	10.0	<b>10</b>	10.0	10.2	10.2
20	<b>-10</b>	-9.8	-9.8	-10.2	<b>10</b>	9.9	10.1	10.1	<b>20</b>	19.9	20.2	20.0
21	<b>-10</b>	-9.8	-9.8	-9.8	<b>20</b>	20.1	20.1	20.2	<b>-20</b>	-20.1	-19.9	-20.0
22	<b>-10</b>	-9.9	-9.9	-9.7	<b>20</b>	19.8	20.1	19.9	<b>-10</b>	-10.1	-10.0	-9.9
23	<b>-10</b>	-9.9	-9.9	-10.2	<b>20</b>	20.1	19.9	19.9	<b>0</b>	-0.1	-0.1	0.2
24	<b>-10</b>	-9.8	-9.8	-10.1	<b>20</b>	19.9	20.2	20.1	<b>10</b>	9.9	9.9	9.8
25	<b>-10</b>	-10.1	-10.1	-9.8	<b>20</b>	20.2	20.2	20.1	<b>20</b>	19.9	20.0	20.0
26	<b>0</b>	0.2	-0.1	0.0	<b>-20</b>	-20.1	-20.1	-20.0	<b>-20</b>	-19.9	-19.8	-20.3
27	<b>0</b>	0.3	-0.1	0.0	<b>-20</b>	-20.2	-19.9	-20.2	<b>-10</b>	-10.0	-10.1	-10.1
28	<b>0</b>	-0.1	-0.2	0.2	<b>-20</b>	-20.1	-20.1	-20.1	<b>0</b>	-0.1	0.1	-0.2
29	<b>0</b>	-0.2	0.1	0.1	<b>-20</b>	-20.2	-20.0	-20.1	<b>10</b>	10.0	9.8	10.2
30	<b>0</b>	0.0	0.0	0.0	<b>-20</b>	-20.1	-20.1	-20.0	<b>20</b>	19.9	20.0	20.1
.	.	.	.	.	.	.	.	.	.	.	.	.
.	.	.	.	.	.	.	.	.	.	.	.	.
.	.	.	.	.	.	.	.	.	.	.	.	.
125	<b>90</b>	89.8	89.8	89.7	<b>20</b>	19.9	19.9	19.9	<b>20</b>	19.9	20.1	20.0

ROM: range of motion

## Author listings

**Jung-Yong Kim:** jungkim@hanyang.ac.kr

**Highest degree:** PhD, Department of Industrial Engineering, the Ohio state University

**Position title:** Professor, Department of Industrial and Management Engineering, Hanyang University

**Areas of interest:** UX/UI, Biomechanics, Cognitive psychology, Human interface design

**Kyung Chae Yoon:** safeyoon@hanmail.net

**Highest degree:** MS, Graduate School of Engineering, Hanyang University

**Position title:** Doctoral candidate, Department of Industrial and Management Engineering, Hanyang University

**Areas of interest:** WMSDs, Behavioral Sciences, Human error, UX/UI, Biomechanics

**Seung-Nam Min:** dukorea@hanyang.ac.kr

**Highest degree:** MS, Department of Industrial Engineering, Hanyang University

**Position title:** Doctoral candidate, Department of Industrial and Management Engineering, Hanyang University

**Areas of interest:** Safety, Biomechanics, Human Error, UX/UI, WMSDs, Human interface design

**Sang Young Yoon:** jazz\_blue@nate.com

**Highest degree:** MS, Department of Industrial Engineering, Hanyang University

**Position title:** Doctoral candidate, Department of Industrial and Information Systems Engineering, Ajou University

**Areas of interest:** Safety, WMSDs, Human error, UX/UI

Date Received : 2011-11-01

Date Revised : 2012-02-24

Date Accepted : 2012-02-27