

척추운동 분석기의 개발

김영은, 노병현, 유진환, 안중호*, 이춘기**, 최규원***
단국대학교 기계공학과, 송실대학교 기계공학과*, 서울의대 정형외과**, KIST의과화연구센터***

Development of Spine Motion Analyzer

Y. E. Kim, B. H. Roh, J. H. Ryu, J. H. Ahn*, C. K. Lee**, K. W. Choi***
Dankook University, Soongsil University*, Seoul National University**, KIST***

ABSTRACT

External linkage type spine motion analyzer was developed for measuring relative trunk motion respect to the pelvis. A special program for calculation of the relative angular motion and graphical display were also developed. The developed device assured its accuracy and conveniency after application to 15 normal volunteers and 18 patients after fixation and decompression surgery. Compare to the normal subjects, patients shows different angular motion especially in the angular acceleration.

1. 서론

요추질환으로 인한 산업노동력의 손실은 산업현장에 큰 짐으로 작용되고 있다. 전체 인구의 약 20%의 산업노동력이 요추질환으로 인한 고통을 경험하고 있으며 이로 인한 노동력 손실은 미국내에서 사고로 인한 산업 노동력 손실 비용의 약 45%를 점하고 있다⁽¹⁾. 지금까지의 대부분의 연구는 초기에는 주로 in vitro 상태의 spinal motion segment를 이용하여 각종 하중 조건에 따른 운동량 측정 및 motion segment상의 일부 손실에 따른 운동량 변화에 주안점을 두어 수행되어 왔었다. In-vivo상태에서 현재 흔히 사용되고 있는 방법들은 정확도에서 많은 오차를 내포하고 있다. 미국 정형외과 학회에서 추천하는 각도기를 이용한 측정시 최대 53%까지의 분산값이 존재하고 있다. 이와 같은 방법 이외에도 modified Schober test, modified Moll test, kyphometer, flexicurretape measure, photometric analysis, extensimeter, ultrasound의 방법과 planar X-rays 방법등⁽²⁾이 있으나 각 방법은 각기 결정한 단점을 내포하고 있다. 즉 방사선에 오래 노출되어 있어야 하던가 아니면 측정이 끝날 때까지 일정한 포즈로 몇 분간을 유지해야 하는 등의 단점이 있다. 이외에도

flexibility측정을 위해 1987년에 개발되어 많이 사용되고 있는 B-200⁽³⁾이 있으나 국내에서는 지금 도입단계에 있을 뿐만 아니라 매우 고가의 장비이고 측정가능한 운동 범위도 제한되어 있다. 척추에서의 운동은 모두 6자유도를 갖고 있는데 주운동(main motion)이 발생할 경우 크기는 작지만 다른 방향으로의 coupling motion이 동시에 발생한다. 일반적으로 알려진 사실에 의하면 통증(pain)도 하나의 방어메카니즘이기 때문에 척추 요추부위에 이상이 발생할 경우 느껴지는 통증때문에 부상부위에 가해지는 힘 또는 운동량은 다른 곳으로 분산되게 된다. 또한 고정기구(fixation device)를 이용하여 motion segment사이에 fusion을 유발시킨 경우에도 정상인과 비교하여 운동 형태가 달라지리라 예상된다. 즉 고정기구에 의해 고정된 motion segment상에서 구속된 운동량은 다른 위치(level)의 motion segment에 의하여 보상을 받게 되기 때문에 운동 형태도 정상인과 비교하여 조금 다른 형태를 취할 것이라 예상된다. 따라서 본 연구에는 이와 같은 3차원 운동량 측정을 매우 저렴하고 간편하게 측정할 수 있는 측정장치를 개발하였다. 측정장치는 외골격 링크장치 형태로 몸에 체결하여 측정할 수 있는 형태로 개발하였으며 아울러 해석에 필요한 S/W도 함께 개발하였다.

2. 회전 및 전이량 설정

골반(pelvis)과 12번째 흉추골(T12)을 그림 1에서와 같이 각기 두 개의 강체로 설정한 후 운동이 시작됨에 따라 강체 B는 전이(translation)와 3축 방향으로의 회전(rotation)을 일으키게 된다. 따라서 강체 B위에 설정된 좌표계로부터 변환에 따른 좌표계의 변위량을 측정하면 요추부에서 발생하는 3차원 운동량의 측정이 가능해진다. 강체 B에 설정한 좌표축에 수직되는 3개의 평면을 가정한 후 운동량 발생후의 강체 B의 좌표축을 이 평면에 투사시키게 되면 3가지의 회전량 즉 굴전/신전(flexion/extension), 좌,우굽힘(right/left lateral

bending), 그리고 좌,우 축회전(left/right axial rotation) 각들을 각기 얻을 수 있다. 이와 같은 원리를 이용하여 요추부의 운동량 측정을 위한 외골격 링크장치를 다음과 같이 구성하였다.

3. 척추운동 분석기의 구성

본 연구에서 개발한 링크장치는 6개의 전위차계(potentiometer, R1에서 R6까지)들로 구성되어 있다. 이와 같이 구성시킨 측정기구의 개략도를 그림 2에서 보여주고 있다. 6개의 전위차계는 9개의 링크에 의하여 연결되었으며 이중 2개는 각기 pelvis와 T12에 부착시킬 고정장치와 연결된 링크들을 나타내고 있다. 두 강체간의 3차원 운동은 2개의 유니버설 조인트(universal joint)와 1개의 핀 조인트(pin joint) 및 축방향으로의 1개의 회전 센서를 이용하여 구성시킨다. 이와 같은 경우 좌표축의 이동을 다음과 같이 구할 수 있다.

$$\{X_j\} = [T_{ij}]\{X_i\} \quad (1)$$

운동이 시작되기 전의 초기 위치 $\{X_i\}$ 로부터 운동이 시작됨에 따라 $\{X_j\}$ 로 바뀌게 된다. 윗식에서 $[T_{ij}]$ 는 4×4의 변환 행렬(transformation matrix)로서 기준 i 좌표계(강체 A에 설정된 좌표계)에 대한 j 좌표계(강체 B에 설정된 좌표계)의 전이와 회전량에 대한 정보를 포함하고 있다.

$$[T_{ij}] = \left[\begin{array}{ccc|c} R_{ij} & & & D_{ij} \\ \hline 0 & 0 & 0 & 1 \end{array} \right] \quad (2)$$

식(2)에서 $[R_{ij}]$ 는 3×3의 회전 행렬식이고 $[D_{ij}]$ 는 3×1의 이동행렬식을 나타낸다. 이 경우 $[R_{ij}]$ 는 각 전위차계를 통하여 받아들여지는 회전량이고 $[D_{ij}]$ 는 각 링크의 길이를 의미하고 있다. 따라서 요추부의 운동량은 위치는 그림 2에서 보여주고 있는 전위차계로부터 읽혀 들어지는 회전각들과 기구의 설계시 임의로 선정한 9개의 링크 길이들을 이용하여 쉽게 구할 수 있다. 각 전위차계에서 얻어지는 회전각에 따라 다음과 같이 좌표변환을 하게 된다.

$$\begin{pmatrix} x^V \\ y^V \\ z^V \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & cq_6 & sq_6 \\ 0 & -sq_6 & cq_6 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} cq_5 & 0 & -sq_5 \\ 0 & 1 & 0 \\ sq_5 & 0 & cq_5 \end{pmatrix}$$

$$\begin{pmatrix} cq_4 & 0 & -sq_4 \\ 0 & 1 & 0 \\ sq_4 & 0 & cq_4 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} cq_3 & 0 & -sq_3 \\ 0 & 1 & 0 \\ sq_3 & 0 & cq_3 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & cq_1 & sq_1 \\ 0 & -sq_1 & cq_1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \end{pmatrix} \quad (3)$$

고정장치는 운동시 움직이지 않도록 사진에서와 같이 부착장치를 이용하여 고정시켰다.

각 전위차계로부터 얻어지는 회전각들은 Metrabyte사의 100 kHz A/D converter를 통하여 PC로 전송시켰다. 전위차계는 용량이 1회전당 2kΩ이며 single turn type인 Copal사의 JK30S를 사용하였다. 각 전위차계에서 얻어지는 신호량은 전위차계가 접촉식이기 때문에 noise가 섞여 들어오게 된다. 이와 같은 noise는 60차의 Butterworth low pass filter를 이용하여 제거하였다.

아울러 위와 같은 방법으로 얻어지는 회전각을 미분하여 각속도 및 각 가속도를 얻었다.

그림 2는 개발된 척추운동분석기를 착용한 모습을 보여 주고 있다.

4. 수학적 모델링

골반에 대한 몸통(T12)부위의 이상적인 최적 운동경로를 찾기 위하여 운동시 다음 식과 같이 표기되는 저크(jerk)량을 최소화시키기로 하였다.

저크는 다음과 같은 식으로 정의된다.

$$\text{저크} = \frac{1}{2} \int_0^T \left(\frac{d^3\theta}{dt^3} \right)^2 dt \quad (4)$$

이때 구속 조건은 다음과 같다.

$$I\ddot{\theta} + mgl\sin\theta = \tau_m \quad (5)$$

저크를 구하기 위해서는 운동량(회전량) θ 는 다음 식과 같이 된다.

$$\theta = \sum_{i=0}^5 a_i t^i \quad (6)$$

이 식을 윗식에서와 같은 비선형 최적설계방법을 이용하여 최적 운동경로를 구하였다.

5. 결과 및 고찰

요추에서 발생하는 운동특성을 본 연구에서 개발된 측정장치를 이용하여 측정하였다. 우선 정상인(남자 평균나이 25세) 15명을 대상으로 하여 굴전(flexion), 신전(extension) 좌,우 굽힘(right and left lateral bending) 좌,우 축회전(right and left axial rotation)운동을 자연스럽게 일으키게 하였을 때 발생하는 운동 형태를 측정토록 하였다. 이와 같은 운동을 일

으켰을 경우 발생하는 3방향으로의 회전량(한 방향으로의 주운동과 두 방향으로의 coupling 운동량)을 동시에 측정 계산되도록 한 결과 정상인에서는 그림 3에서와 같은 운동량 변화를 구할 수 있었다. 반면에 그림 4는 L4-L5-S1 fusion을 한 환자에 대하여 측정된 결과를 각기 보여주고 있다. 두 그림에서 볼 수 있듯이 우측방향으로의 축회전 운동이 진행됨에 따라 좌측으로의 굽힘과 굴전이 동시에 일어나고 있음을 알 수 있다. 정상상태의 경우는 이와 같은 coupling 운동이 축회전 운동과 거의 유사한 운동형태를 보이고 있으나 그림에서 볼 수 있듯이 L4-L5-S1 fusion을 한 경우는 굴전과 신전이 반복되는 형태로 나타나고 있음을 알 수 있었다. 이는 임상적으로 굴전과 신전이 가장 임상적 관련성을 내포하고 있으나 축회전의 경우에도 이에 준하는 특성을 보여 주고 있다는 결과^(4,5)와도 일치하고 있다. 두 경우에 대한 다른 형태의 운동에서도 볼 수 있듯이 한방향으로의 운동이 진행된 후 다시 원상태로 되돌아 올 경우 fusion을 시행한 경우가 최대 굽힘이 일어난 상태로 지속되는 시간이 길어짐을 볼 수 있다. 이는 최대굽힘이 일어난 후 근육에 의하여 다시 상체를 일으키는 토오크량이 상체무게에 의한 토오크량보다 크게 될 때까지 더 시간이 걸리기 때문이다. Fusion을 한 환자의 경우는 모두 18명에 대해 측정하였으며 이 18명중 4명은 L4-L5-S1을 3명은 L3-L4-L5의 2개 motion segment를 posterior decompression fusion한 환자들이었다. 나머지 11명중 2명은 L3-L4를 5명은 L4-L5를 그리고 4명은 L5-S1의 한 개 motion segment를 posterior decompression fusion과 fusion을 한 경우들이었다. 그림 5에서 그림 7까지는 각기 정상경우와 시술부위에 따른 normalized motion 을 보여 주고 있다. 각 경우에 굴전 상태에서부터 신전하여 기립상태(즉 물건을 들어올리는 운동형태)를 정상상태와 비교하여 본 결과 정상상태의 경우는 회전각(신전각)과 각속도, 각가속도가 유사한 형태를 보이고 있다. 반면에 fusion을 한 경우는 fusion level에 관계없이 신전이 시작되는 위치에서 glitch현상이 발생된다. 또한 정상상태에서는 신전이 거의 끝나가는 위치에서 최대회전 가속도가 발생하나 fusion된 경우에는 최대회전 가속도의 발생시기가 명확하지 않을 뿐만 아니라, 판독이 가능한 경우에도 최대각속도보다 발생시기가 빠름을 알 수 있었다. 그림 8은 식(6)으로부터 얻어지는 정상인에 대한 최적화된 운동경로를 보여주고 있다. 지금까지의 측정결과는 주로 정상인과 fusion을 한 환자에 국한되어 시행되었으나 성별, 연령대에 따른 정상인의 운동형태와 요추질환자의 수술전의 운동형태 등을 D/B화 한다면 추후 진단보조장비로 사용이 가능하다고 예측된다. 본 연구에서는 요추부만이 운동형태를 측정하였으나 지금까지 발표된 연구결과에 의하면 요추부와 흉추부(thoracic spine)간의 운동연결성에 대한 연구결과가 없어 앞으로 이

두 부위의 운동량의 측정을 동시에 할 수 있는 측정장치로 확대 개발할 예정이다.

6. 결론

요추부의 운동량을 측정할 수 있는 외골격 링크장치 형태의 측정기구와 해석에 필요한 S/W를 함께 개발 하였다. 이와 같이 개발된 장비를 이용하여 정상인 15명과 요추부에 시술이 가해진 18명의 환자에 대하여 측정하여 본 결과 기존의 측정방법보다 매우 간편하며 신속하게 측정 할 수 있었다. 또한 측정값의 신뢰도도 기존방법보다 매우 높았으며 기존의 장치들로 구하지 못한 각속도, 각가속도의 값도 구할 수 있었다. 아울러 각 회전각에 따른 coupling된 회전각의 상관관계를 그래프 형태로 쉽게 출력할 수 있도록 하였기 때문에 이를 이용하여 새로운 해석 결과를 얻을 수 있을 것이다. 개발된 측정기구는 서울대학병원에서 계속 측정에 사용될 예정이며, 본 연구에서 개발된 측정기구를 확장시켜 흉추와 요추간의 상대적 운동량을 측정할 수 있는 기구로 확대 개발할 예정이다.

본연구는 95년도 교육부 학술연구 조성비(기계공학 ME 95-E-03)와 KIST 위탁과제(95H-016)의 지원하에 연구된 결과에 일부임.

7. 참고문헌

1. Boumprey, F., "The difficult back patient", Presented at AAOS-CME update-current concepts in lumbar disc disease, Cleveland, Ohio, May 12, 1990
2. Dopf, C. A., Mandel, S. S., Geiger, D., and Mayer, P. J., "Analysis of spine motion variability using a computerized goniometer compared to physical examination", Spine, Vol. 19, pp.586-595, 1994
3. Gomez, T., Beach, G., Cooke., Hrudehy, W., and Goyert, P., "Normative database for trunk range of motion, strength, velocity and endurance with the Isostation B-200 Lumbar Dynamometer", Spine, Vol. 16, pp.15-21, 1991
4. Beebon, D. and Monissey, M., "A review of the literature related to trunk muscle performance", Spine, Vol. 13, pp.655-666, 1988
5. Gracovetsky, S. and Farfan, H., "The optimum spine", Spine, Vol. 11, pp.543-571, 1986
6. Berryhill, H., "Incorporating the B-200 into a disability assessment."

척추운동 분석기의 개발

Isotechnologies user seminar, Dallas, Texas, June 1988

7. Marras, W. and Wangsam, P., "Flexibility and velocity of the normal and impaired lumbar spine", Arch. Phys. Med. Rehabil., Vol. 67, pp.213-217, 1986

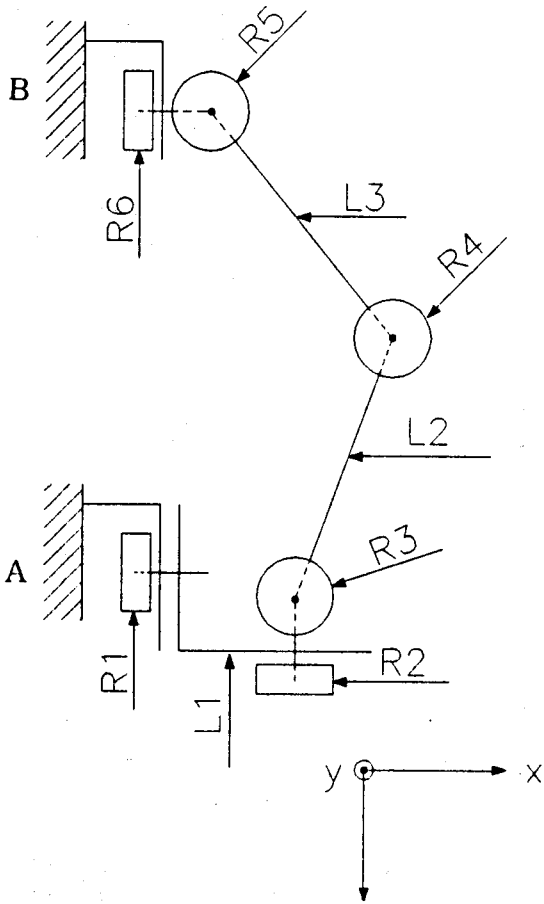


그림 1. Schematic diagram of the developed external linkage type spine motion measuring device

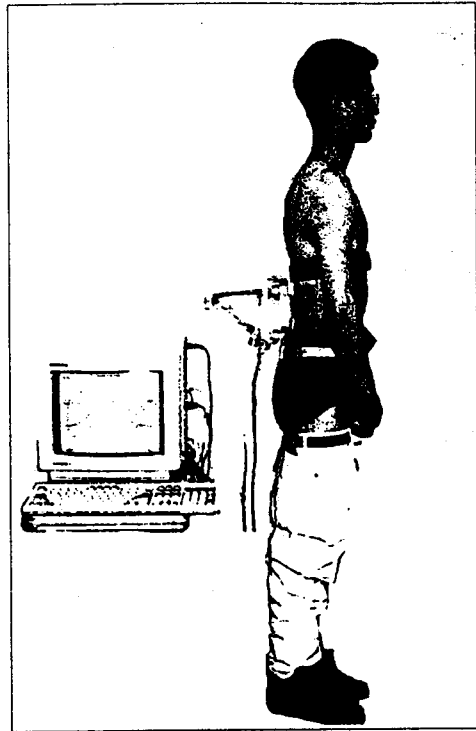


그림 2. Developed spine motion analyzer

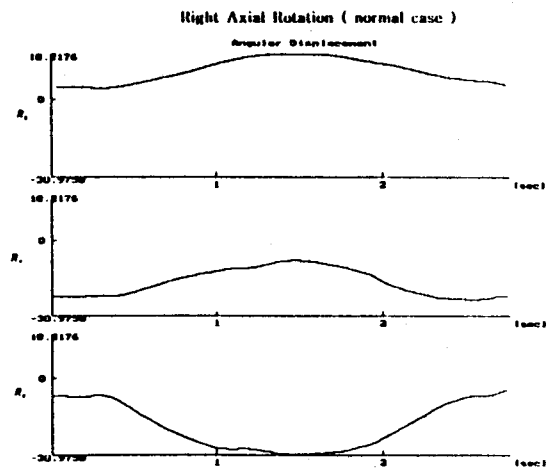


그림 3. Measured lumbar spine motion pattern for normal case

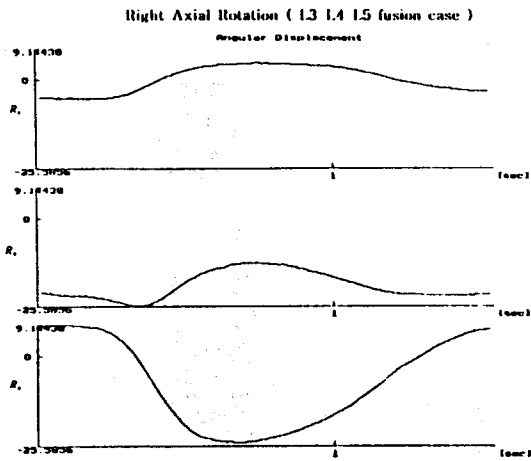


그림 4. Measured lumbar spine motion pattern for L3-L4-L5 fusion case

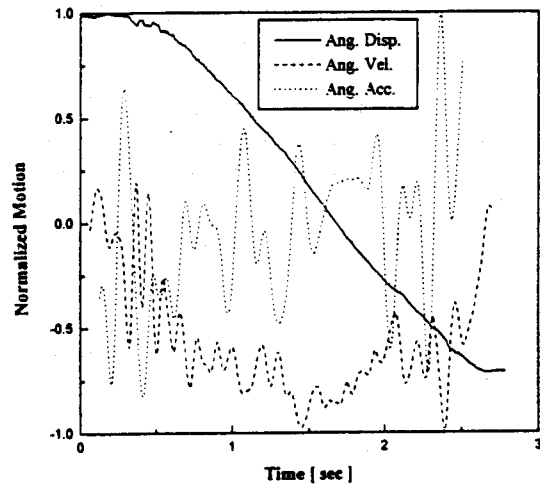


그림 7. Normalized motion in case of extension with 10 kg weight (L3-L4-L5 fusion case)

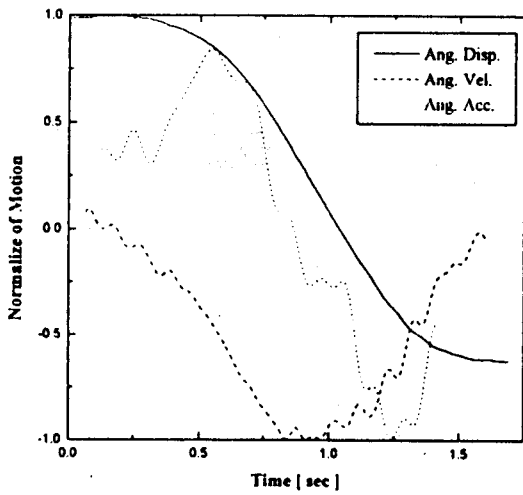


그림 5. Normalized motion in case of extension with 10 kg weight (Normal case)

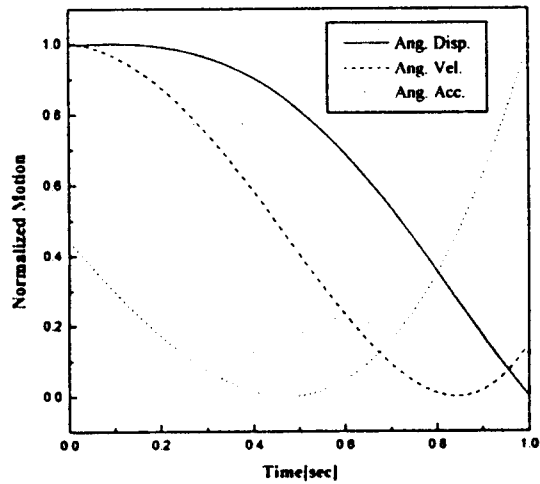


그림 8. Normalized motion in case of extension with 10 kg weight (Mathematical modeling case)

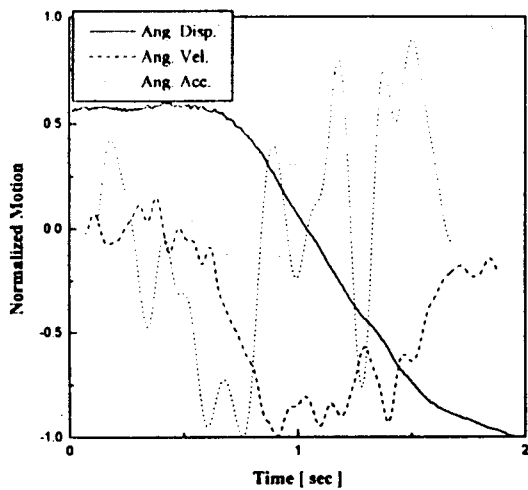


그림 6. Normalized motion in case of extension with 10 kg weight (L3-L4 fusion case)