

## 척추운동 분석기의 개발

김영은\*, 노병현\*\*, 유진환\*\*, 안정호\*\*\*

### Development of Spine Motion Analyzer

Youngeun Kim\*, Byunghyun Roh\*\*, Jinhwan Yu\*\*, Jeongho Ahn\*\*\*

#### ABSTRACT

External linkage type spine motion analyzer was developed for relative trunk motion respect to the pelvis. A special programs for calculation of the relative angular motion and for graphical display were also developed. The developed device assured its accuracy and conveniency after application to 15 normal volunteers. Compare to the normal subjects, 18 patients treated with fixations and decompression surgery showed relatively large coupling motion. Optimal trajectory of the trunk motion derived from mathematical model in flexion and extension matched well with measurement for normal subjects.

**Key Words** : Spine Motion(척추운동), External Linkage Type(외골격 링크 장치 형태), Potentiometer(전위차계), Coupling Motion(연계운동), Optimal Trajectory(최적운동경로), Optimization Method(최적설계법)

#### 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 국내에서는 아직 정확한 통계는 없으나 미국 내에서 사고로 인한 산업 노동력 손실 비용의 약 45%를 점하고 있다<sup>(1)</sup>. 요추질환이 발생할 경우 요추내의 운동분절(motion segment)간에 불안정을 유발하게 된다. 요추 운동분절의 불안정(instability)은 대부분의 경우 정상상태보다 큰 운동량 발생을 의미하고 있으나 정상 상태에 대한 표준화된 기준이 없는 상태에서 요추부의 임

상적 불안정과 방사선 사진 등으로부터 얻어지는 기계적 불안정성(mechanical instability 이를테면 과도한 운동량 등)은 서로 증상적으로 일치하기도 하고 또는 다른 증상을 보이기도 하기 때문에 이들 사이에 명확한 관계를 설정하기는 매우 어려운 형편이다. 지금까지 사용되고 있는 척추 불안정에 대한 수치적 기준은 주로 사체실험으로부터 측정된 운동량을 이용하고 있다. 그러나 이와 같은 방법으로 얻어지는 정보는 in-vivo상태와 비교하여 측정의 타당성이 부여되긴 하였으나 아직도 여러 의문점이 존재하고 있는 형편이다. In-vivo상태에서 현재 흔히 사용되고 있는 방법들은 정확도에서 많은 오차를 내포하고 있다. 한 예로 미국 정형외과 학회에서 추천하는 각도기를

\* 단국대학교 기계공학과  
\*\* 단국대학교 대학원  
\*\*\* 숭실대학교 기계공학과

이용한 측정시 최대 53%까지의 오차가 존재하고 있다. 이외의 방법으로 kyphometer, flexicurrentape measure, photometric analysis, extensimeter, ultrasound의 방법과 planar X-rays 방법 등<sup>(2)</sup>이 있으나 각 방법은 각기 결정적인 단점을 내포하고 있다. 즉 방사선에 오래 노출되어 있어야 하던가 아니면 측정이 끝날 때까지 일정한 포즈로 몇 분간을 유지해야 할뿐만 아니라 운동상태에서의 운동량은 측정이 불가능하다는 등의 단점을 내포하고 있다. 이외에도 Camera와 LED marker를 이용한 방법<sup>(1)</sup>이 있으나 marker를 표피에 부착하여 피부의 이동에 따른 오차 보상의 문제가 있을 뿐만 아니라 각 추골의 위치에 해당되는 표피에 1개씩의 LED를 부착하여 측정하였으므로 주운동(main motion)과 함께 발생하는 연계 운동량(coupling motion: 주운동축이 아닌 다른축 방향으로의 운동량)에 따른 오차보정에 대한 문제점을 내포하고 있다. 지금까지의 척추의 불안정성에 대한 방사선 측정에 대한 연구는 주로 각 추골간의 회전량 및 전후방향으로의 전이<sup>(3,4,5)</sup>에 대하여 수행되었다. 그러나 이와 같은 측정은 주로 시상면(sagittal plane) 상태에서(즉 굴전/신전의 각도, 전이량 등) 행하여져 왔으며 척추에서 각 방향으로의 주운동 발생시 동시에 유발되는 연계운동에 대해서는 측정이 이루어지지 못한 상태이다. 일반적으로 알려진 사실에 의하면 통증(pain)도 하나의 방어 메카니즘이기 때문에 요추부위에 이상이 발생할 경우 느껴지는 통증 때문에 부상부위에 가해지는 힘 또는 운동량은 다른 곳으로 분산되게 된다. 그리고 척추의 비정상적인 운동을 안정화시키기 위하여 많이 사용되고 있는 고정기구(fixation device)를 이용하여 골융합(fusion)을 유발시킨 경우에도 정상적인 운동 분절에서의 운동형태의 변화가 예측되고 있으나 이에 대한 명확한 규명은 아직 이루어지지 못하고 있다. 다만 고정기구에 의해 고정된 운동분절상에서 구속된 운동량은 다른 위치(level)의 운동분절에 의하여 어느 정도 보상을 받게 될 것이라 예상되어지고 있어 운동 형태도 정상인과 비교하여 조금 다른 형태를 취할 것이라 예측된다. 정상인에 비하여 요통이 있는 환자들의 경우 요추와 골반에서의 운동량은 정상인과 유사하나, 운동형태에는 많은 차이를 보이고 있다<sup>(6)</sup>는 연구결과에 비추어 볼 때 이와 같은 현상이 발생할 것이라 예측할 수 있다.

본 연구에는 요추부의 운동량 측정을 몸에 착용할 수 있는 기구학적 장치를 이용하여 적정상태에서만뿐만 아니라 운동상태에서도 동시에 측정할 수 있는 측정장치 및

후처리용 프로그램을 개발하였다. 아울러 신전 및 굴전시의 이상적인 운동궤도 및 근육에 대한 토오크량의 변화를 수학적 모델을 이용하여 구하였다.

## 2. 회전량의 설정 및 electrogoniometer의 구성

골반(pelvis)과 12번째 흉추골(T12)을 Fig. 1에서와 같이 각기 강체 A와 강체 B로 설정한 후 두 강체를 서로 평행이 되게 정렬하여 기준 위치로 설정한다. 측정기구를 골반과 몸통 부분에 체결한 후 처음 위치(즉 운동전의 직립상태)는 Fig. 1에서 점선으로 표기된 강체 B의 위치에 해당되며 운동이 시작됨에 따라 강체 B는 전이(translation)와 3축 방향으로의 회전(rotation)을 일으키게 된다(강체 B'). 따라서 강체 B위에 설정된 좌표계로부터 강체 B'위에 설정된 좌표계로의 변위량을 측정하면 요추부에서 발생하는 3차원 운동량의 측정이 가능해진다. 강체 B에 설정한 좌표축이 운동을 함에 따라 강체 B'위의 좌표축으로 이동하게 되고 이 두 개의 기준 좌표축의 회전을 측정하면 각 회전각들을 얻을 수가 있다. 즉 강체 B에 설정한 좌표축에 수직되는 3개의 평면을 가정한 후 강체 B'의 좌표축을 이 평면에 투사시키게 되면 3가지의 회전량 즉 굴전/신전(flexion/extension), 좌, 우 방향으로의 횡전(left/right lateral bending), 그리고 좌, 우 축 회전(left/right axial rotation) 각들을 각기 얻을 수 있다. 이와 같은 원리를 이용하여 요추부의 운동량 측정을 위한 외골격 링크장치를 다음과 같이 구성하였다.

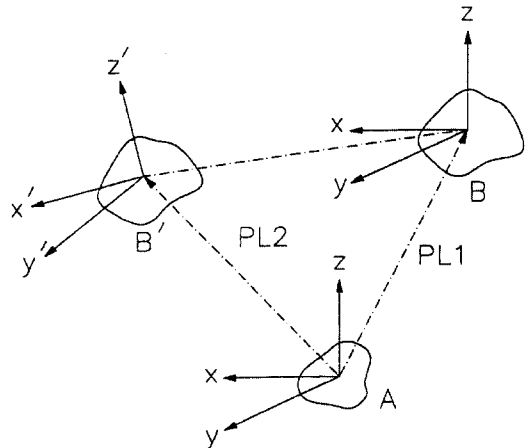


Fig.1 Relative motion between two rigid bodies

본 연구에서 개발한 링크장치는 6개의 전위차계 (potentiometer, R1에서 R6까지)들로 구성되어 있다. 이와 같이 구성시킨 측정기구의 개략도를 Fig. 2에서 보여주고 있다. 6개의 전위차계는 7개의 링크(L1-L7)들로 연결되어 있으며 2개의 링크가 추가로 각기 골반과 T12에 부착시킬 고정장치와 연결되어 있다. 두 강체간의 3차원 운동은 2개의 유니버설 조인트(universal joint)와 1개의 핀 조인트(pin joint)를 이용하면 쉽게 나타낼 수 있다. 단 이와 같이 기구를 제작할 경우 수직 축방향의 회전에 제한을 받게 된다. 따라서 축 방향의 회전을 자유롭게 하여 준다면(즉 1개의 회전 센서를 부착시킨다면) 이와 같은 문제점도 보완할 수 있다. 이 장치를 이용하여 좌표축의 이동을 다음과 같이 구할 수 있다.

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

윗식에서 강체 B의 설정한 임의의 점P의 위치  $\{X_i\}$ 는 강체 B가 B'으로 이동함에 따라  $\{X_j\}$ 로 바뀌게 된다. 이때 운동이 시작되기 전의 초기 위치  $\{X_i\}$ 의 값은 강체 B가 강체 A와 평행인 기준 상태에서부터 얻어진다. 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.

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

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 Fig. 2에서 보여주고 있는 전위차계로부터 측정되어지는 회전각들과 기구의 설계시 임의로 선정한 9개의 링크 길이들을 이용하여 쉽게 구할 수 있다. 그러나 본 연구에서는 골반에 대한 몸통의 상대적 전이량을 설정하기 위한 골반 및 몸통의 기준점을 정확히 찾기가 어려운 관계로 상대적 회전량만을 고려하기로 하였다.

측정기구를 몸에 착용시킨 후 R1부터 R6까지의 전위차계를 통하여 얻어지는 회전각도 값을 사용하여 좌표 변환을 하면 강체 B의 초기 위치를 얻을 수 있다. 즉 R1에서 측정되는 각도만큼 x축을 회전축으로 회전시킨 후 같

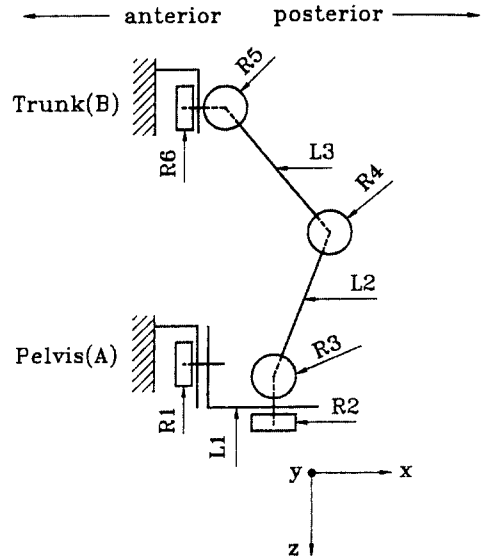


Fig. 2 Schematic diagram of the developed external linkage type spine motion measuring device

은 방법으로 R2, R3에서의 회전각만큼 각기 z축과 y축을 중심을 회전시킨다. 이와 같은 방법으로 T12의 상대적 처음 위치가 계산되면 운동을 함에 따라 이동되는 T12의 위치를 앞에서와 같은 방법으로 계산할 수 있다. 즉 각 전위차계에서 얻어지는 회전각에 따라 다음과 같이 좌표변환을 하게 된다.

$$\begin{pmatrix} x^v \\ y^v \\ z^v \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & c_{q_6} & s_{q_6} \\ 0 & -s_{q_6} & c_{q_6} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} c_{q_5} & 0 & -s_{q_5} \\ 0 & 1 & 0 \\ s_{q_5} & 0 & c_{q_5} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} c_{q_4} & 0 & -s_{q_4} \\ 0 & 1 & 0 \\ s_{q_4} & 0 & c_{q_4} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} c_{q_3} & 0 & -s_{q_3} \\ 0 & 1 & 0 \\ s_{q_3} & 0 & c_{q_3} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} c_{q_2} & s_{q_2} & 0 \\ -s_{q_2} & c_{q_2} & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & c_{q_1} & s_{q_1} \\ 0 & -s_{q_1} & c_{q_1} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \end{pmatrix} \quad (3)$$

이와 같은 관계식을 이용하여 3방향으로의 최종회전각이 구해진다.

고정장치는 운동시 움직이지 않도록 Fig. 3에서와 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 노이즈가 섞여 들어오게 된다. 이와 같은 노이즈는 60차의 Butterworth low

pass filter를 이용하여 제거하였다. 아울러 위와 같은 방법으로 얻어지는 회전각을 미분하여 각속도 및 각 가속도를 얻었다. 미분은 다음과 같이 표기되는 Centered derivative 방법을 이용하였다.

$$f' = \frac{-3 * a_4 + 16 * a_3 - 36 * a_2 + 48 * a_1 - 25 * a_0}{12 * h} \quad (4)$$

윗식에서,  $h$ 는  $a_0$ 와  $a_1$ 의 시간 간격을 나타내고 있다. 이와같은 미분과정을 수행한후 얻어진 데이터는 low pass filter를 다시 한 번 통과하여 노이즈를 제거토록 하였다.

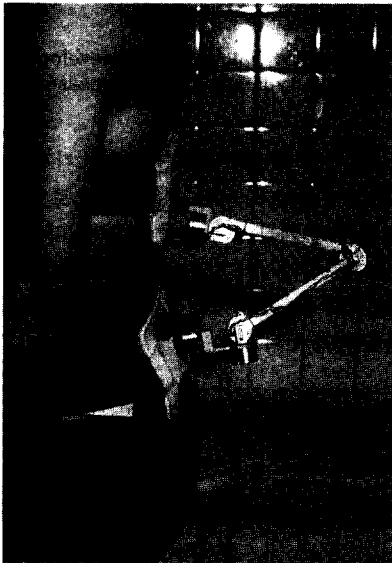


Fig. 3 Developed spine motion measuring device application

### 3. 시상면상의 최적운동경로와의 비교

개발된 측정장치를 이용하여 측정된 운동 형태중 굴진과 신전의 경우를 다음과 같은 수학적 방법으로 구한 시상면상의 최적 운동경로와 비교 검토키로 하였다. 시상면상의 몸통의 운동은 N자유도를 가지는 동역학 시스템으로 보아 다음과 같은 미분방정식으로 표현할 수가 있다.

$$F[\theta(t), \dot{\theta}(t), \ddot{\theta}(t), t] = U(t) \quad (5)$$

$$\theta(0) = \theta_0, \quad \dot{\theta}(0) = \dot{\theta}_0 \quad (6)$$

여기서  $\theta(t)$ 는 일반 좌표계에서 N차원 벡터,  $U(t)$ 는 N차원의 제어변수벡터이고  $F$ 는 시스템의 움직임을 묘사하는데 사용되어지는 미분방정식의 집합을 나타내고 있다.

한편 최적운동경로  $\theta^*(t), \dot{\theta}^*(t), \ddot{\theta}^*(t)$ 는 다음의 식을  $[0, T]$ 사이의 시간 동안 최소화시키는 경로로 정의할 수 있다.

$$J = E[\theta(T), \dot{\theta}(T), T] + \int_0^T G[\theta(t), \dot{\theta}(t), U(t), t] dt \quad (7)$$

윗 식에서  $E$ 는 최종상태와 연관된 함수를 표현하고 있으며,  $G$ 는 경로와 관련된 함수를 나타내고 있다.

골반에 대한 몸통의 상대적 운동형태는 비선형 운동형태를 보이고 있다. 직립상태에서의 몸통의 회전각도를  $0^\circ$ 로 정하였을 경우 몸통의 골반에 대한 상대적 회전각을  $\theta$ 로 표시하면 다음과 같은 운동방정식으로 표현할 수 있다.

$$A \frac{d^2\theta}{dt^2} - B \sin\theta = \tau \quad (8)$$

여기서  $A = I_c + ml^2$ ,  $B = mgl$ 로서  $m$ 은 상체의 질량,  $I_c$ 는 질량중심에서 상체의 관성모멘트,  $l$ 은 회전축에서부터 질량 중심점까지의 거리,  $g$ 는 중력 가속도 그리고  $\tau$ 는 근육에 의해서 작용되는 토크를 의미하고 있다. 계산시  $A$ 는  $2.040937 \text{kg-m}^2$   $B$ 는  $56.861476 \text{kg-m}^2/\text{s}^2$ 의 값이 사용되었다.

위의 운동방정식을 만족하며 상체가 운동을 할 때 최적 운동경로를 찾기 위해서는 여러 가지 함수를 목적함수로 택할 수가 있다. 즉 총운동에너지, 제어크량 또는 충격량등을 최소화시킬 수가 있다<sup>(7)</sup>. 이 중에서 총운동에너지를 최소화시킬 경우 목적함수를 다음 식과 같이 표기할 수가 있다.

$$\min J = \frac{1}{2} \int_0^T \tau(t)^2 dt \quad (9)$$

식 (8)을 만족하면서 (9)식에서와 같이 변분법으로 표기되는 총에너지를 최소화시키는 여러 방법 중에서 Rayleigh-Ritz방법이 가장 흔히 사용되고 있다. Rayleigh-Ritz방법은 다음과 같은 Weighting Coefficient를 갖는 미지함수의 연속된 합인 형태로 나타낼 수가 있다.

$$\theta^*(t) = a(t) + \sum_{i=1}^m c_i \phi_i(t) \quad (10)$$

윗식에서  $a(t)$ 는 다항식으로써 본 연구에서와 같이 초기와 최종상태의 경계조건으로부터 회전각과 각속도의 모두 4개의 조건이 주어지는 경우  $a(t)$ 는 3차 다항식으로 표기할 수가 있으며  $\phi_i(t)$ 는 다음과 같은 초기조건 및 최종조건을 만족시켜야 한다.

$$\begin{aligned} \phi_i(0) &= 0, \quad \dot{\phi}_i(0) = 0 \\ \phi_i(T) &= 0, \quad \dot{\phi}_i(T) = 0 \end{aligned} \quad (11)$$

윗식에서 T는 총 에너지를 최소화시킬 경우, 최적운동 경로를 수행하는데 필요한 최적 운동시간을 의미하고 있다. 이와 같은 조건을 만족시키는 함수  $\phi_i$ 로는 차수가 증가되는 다항식, Bessel 함수 또는 harmonic 항이 증가되는 형태의 삼각함수 등을 선택할 수가 있다<sup>(8,9)</sup>.

식 (11)을 만족시키는 3차 함수  $a(t)$ 는 다음과 같이 표기된다.

$$\begin{aligned} a(t) &= \theta_0 + \dot{\theta}_0 t + \left\{ \frac{3}{T^2}(\theta_T - \theta_0) + \frac{2}{T} \dot{\theta}_T \right\} t^2 \\ &+ \left\{ \frac{1}{T^2}(\dot{\theta}_0 + \dot{\theta}_T) - \frac{2}{T^3}(\theta_T - \theta_0) \right\} t^3 \end{aligned} \quad (12)$$

이 경우 함수  $\phi_i(t)$ 를 다음과 같이 택하게 되면 식 (11)에서의 경계조건을 만족시키게 된다.

$$\phi_i = 1 - \cos \frac{2i\pi t}{T} \quad (13)$$

식 (9), (12), (13)으로부터 식 (8)을 만족시키는 비선형 방정식을 해결함으로써 최종 최적운동경로를 구할 수가 있다.

#### 4. 결과 및 고찰

개발된 측정장치를 이용하여 정해진 임의의 각도로의 회

전을 시킨 후 측정된 값과의 비교를 통해 본 결과 본 연구에서 개발된 장치는 3%이내의 오차를 보이고 있었다. 측정대상은 과거에 척추질환을 앓은 경험이 없는 정상인(남자 평균나이 25세) 15명을 선정하여 굴전(flexion), 신전(extension) 좌, 우 방향으로의 횡전(right and left lateral bending) 그리고 좌,우 축회전(right and left axial rotation)운동을 자연스럽게 일으키도록 하였을 때 발생하는 운동 형태를 측정토록 하였다. 이와 같은 운동을 일으켰을 경우 발생하는 3방향으로의 회전량(한 방향으로의 주운동과 두 방향으로의 연계운동량)을 정상인에 대하여 측정 계산되도록 한 결과 각 방향으로의 운동량 변화를 구할 수 있었다. 정상인을 대상으로 측정된 주운동량의 평균값과 분산을 각 방향으로의 최대회전량으로 표준화(normalized)시킨 결과 굴전, 신전, 측방 굽힘 및 축회전운동에서 일치된 운동형태를 보이고 있었다. 이중 Fig. 4에서 6가지는 횡전운동을 시작하여 원래상태로 돌아올 경우의 운동형태와 이에 해당되는 각속도 및 각가속도의 변화를 보여 주고 있다. 모든 회전운동의 경우 최대 회전 각속도는 운동이 약 50%정도 진행된 상태에서 발생하였으며 각가속도의 변화는 축회전의 경우가 다른 3가지 운동형태와 비교하여 상대적으로 완만한 변화를 보이고 있었다.

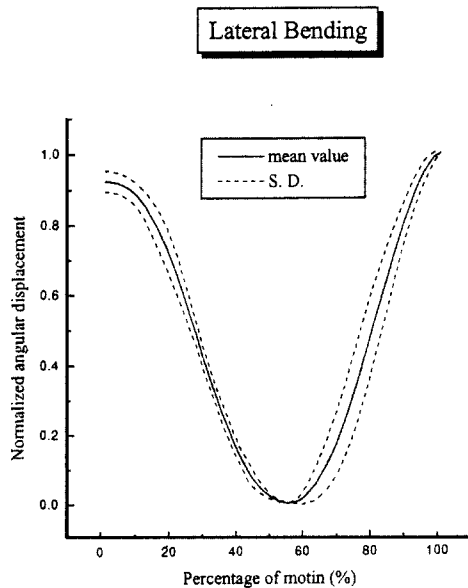


Fig. 4 Variation of displacement in lateral bending for normal case

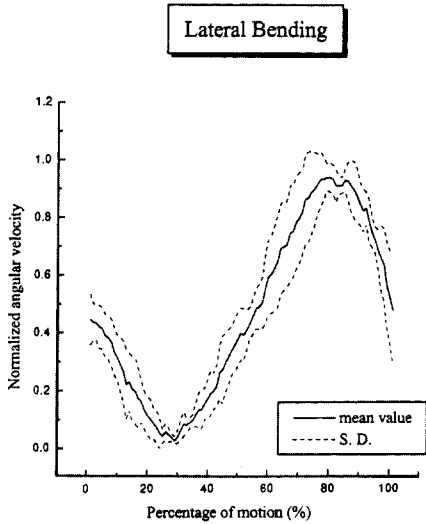


Fig. 5 Variation of velocity in lateral bending for normal case

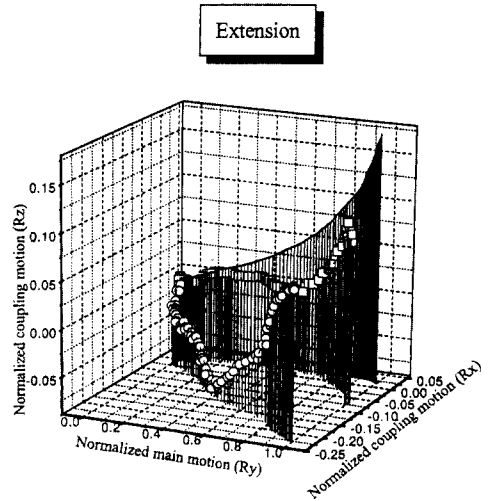


Fig. 7 Coupling motion changes compared to main motion in extension for two motion segment fusion case(□:L3-L4-L5 fusion, ○:L4-L5-S1 fusion, -:normal)

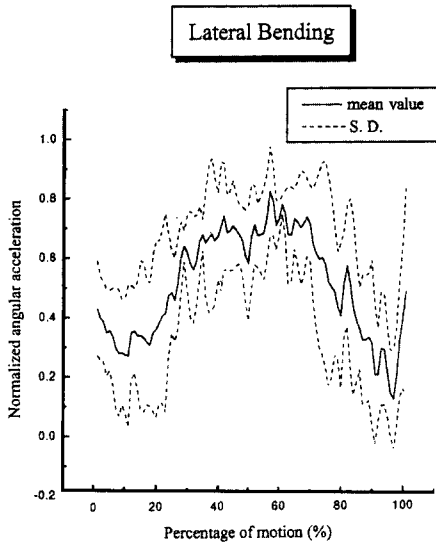


Fig. 6 Variation of acceleration in lateral bending for normal case

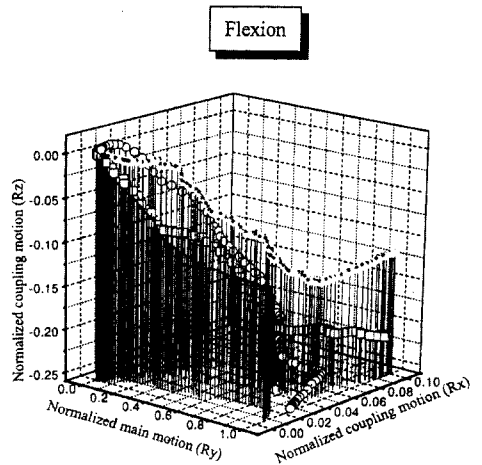


Fig. 8 Coupling motion changes compared to main motion in flexion for one motion segment fusion case(□:L3-L4 fusion, ○:L4-L5 fusion, \* :L5-S1 fusion, -:normal)

Fig. 7과 8은 주운동량(한 예로 굴절 운동일 경우 회전 각 Ry)의 최대값으로 주 운동량 및 연계 운동량을 표준화하였을 경우 정상인 15명의 표준운동 형태와 골유합부의 위치와 고정된 운동분절의 마디 수를 각기 달리한 환자의 운동형태를 보여주고 있다. Fig. 7의 경우는 2개의 운동분절을 고정하였을 경우의 신전시의 운동량변화를

보이고 있으며 Fig. 8의 경우는 굴절시 1개 운동분절이 고정된 경우 나타나는 운동량의 차이를 보여주고 있다.

이와 같은 측정결과들은 굴절과 신전시의 운동형태가 가장 임상적 관련성을 내포하고 있다는 기존의 임상적 연구결과<sup>(10,11)</sup>와도 잘 일치하고 있었다. 수학적 모델링 결과를 본 연구에서 개발한 측정기기를 이용한 측정 결과와

비교 검토하여 보았다. 수학적 모델링시  $\phi_i$  항을 증가함에 따라 식(9)의 총에너지량이 줄어들기는 하나 3항까지 채택해 본 결과 2항까지 사용한 결과보다 약 0.16%만의 에너지 감소가 계산되었다. 그림에서 볼 수 있듯이 정상인에 대해 측정된 신전시의 운동경로는 수학적 모델에 의해 구해진 결과와 매우 유사한 형태를 보이고 있었다 (Fig. 9-11참조). 이 경우 최대 각속도는 모델링에서는

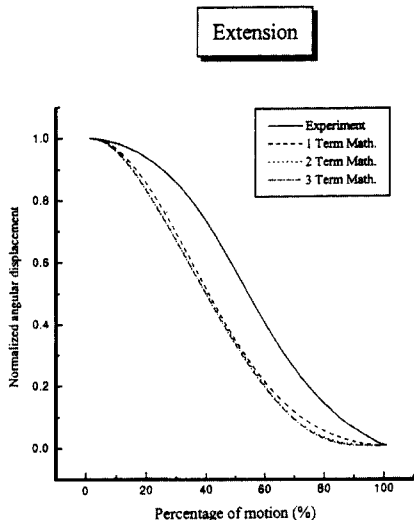


Fig. 9 Comparison of calculated normalized angular displacement with experimental data in extension

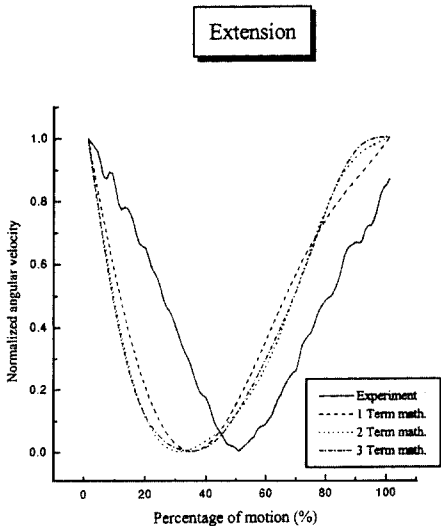


Fig.10 Comparison of calculated normalized angular velocity with experimental data in extension

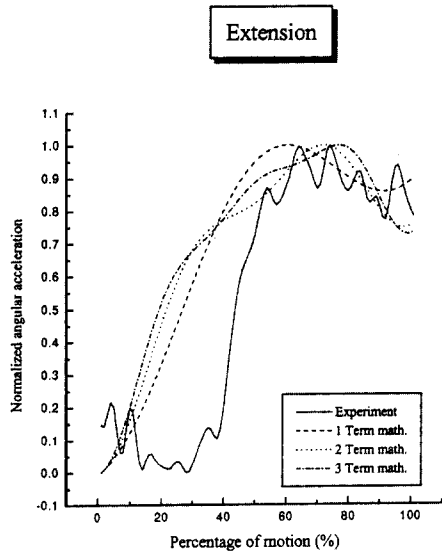


Fig. 11 Comparison of calculated normalized angular acceleration with experimental data in extension

전체 운동의 약 30~40%를 수행하였을 때 나타났지만 실험에서는 약 50%의 위치에서 발생하였다. 이와 같은 차이는 실험시에는 상체를 들어올릴 때 상체무게를 고려하지 않은 상태에서 운동이 시작되거나 끝이어서 상체의 무게가 인식되어 이를 극복할 수 있는 모멘트 발생이 근육에 의해 생성될 때까지 시간간연이 발생되기 때문이라고 생각되어진다. 그러나 수학적 모델링에서는 운동이 시작한 후 근육에 의한 모멘트 생성까지의 시간차를 고려하지 않고 있다.

Fig. 12는 이와 같은 신전운동시 근육에 의해 발생하는 총 토크량의 변화를 보여주고 있다. 그림에서 볼 수 있듯이 60~70%의 신전이 이루어진 경우에 관성에 의한 운동을 방지하기 위해 반대 방향의 토크가 작용하고 있음을 볼 수 있다. 한편 굴전시에는 신전시와 반대되는 현상이 발생하였다(Fig. 13-15 참조).

즉 최대회전 각속도의 발생시기가 전체운동의 약 60~70%정도가 수행된 시기에서 발생하고 있다. 이와 같은 현상이 발생하는 원인은 굴전시 상체 무게에 의한 자유스러운 굽힘현상이 발생되다가 어느 정도 굴전이 진행되면 자중에 의한 회전을 제한시키기 시작하기 때문이라 생각되어진다. 이 경우 Fig. 16의 근육에 의한 토크 변화량을 살펴보면 약 40%의 운동이 진행된 다음부터는 반대방향의 토크가 근육에 의해 발생되어 자중에 의한

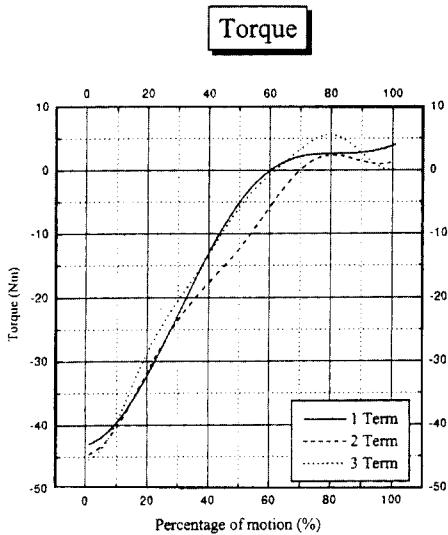


Fig.12 Variation of calculated torque generated by muscles in extension

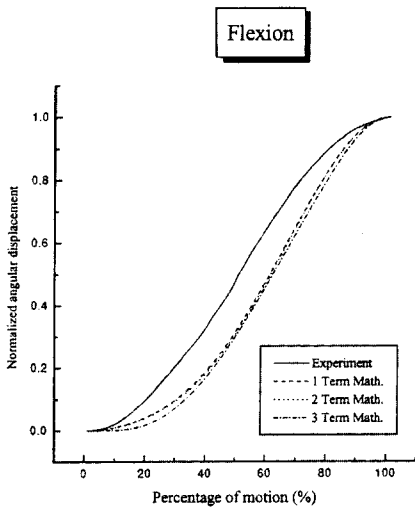


Fig.13 Comparison of calculated normalized angular displacement with experimental data in flexion

회전을 제어하게 된다. Fig. 12의 신전시 요구되는 초기 토오크량이 약 45Nm정도가 되는데 비교하여 굴전시에는 약 5Nm의 토오크가 필요한 것을 보면 이와 같은 해석이 잘 이루어졌음을 알 수 있다. 실제 요추부에서의 신전 및 굴전시의 회전량은 약 30°정도밖에 발생되지 않기 때문에 수학적 모델로부터 계산된 45Nm정도의 토오크량은 매우 정확하다고 예측되어진다.

지금까지의 측정결과는 주로 정상인과 골유합을 한 환자에 국한되어 시행되었으나 성별, 연령대에 따른 정상인의 운동형태와 요추질환자의 수술 전의 운동형태 등을 D/B화 한다면 추후 진단보조장비로 사용이 가능하다고 예측된다.

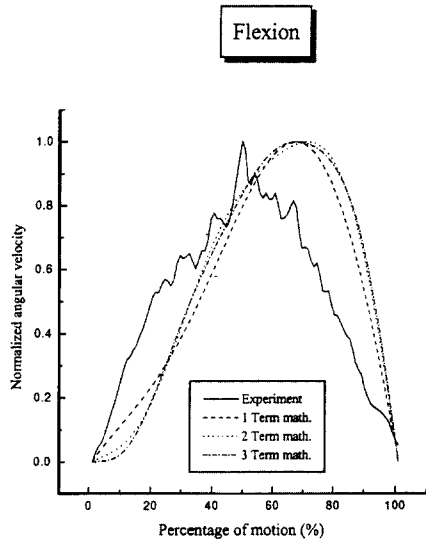


Fig.14 Comparison of calculated normalized angular velocity with experimental data in flexion

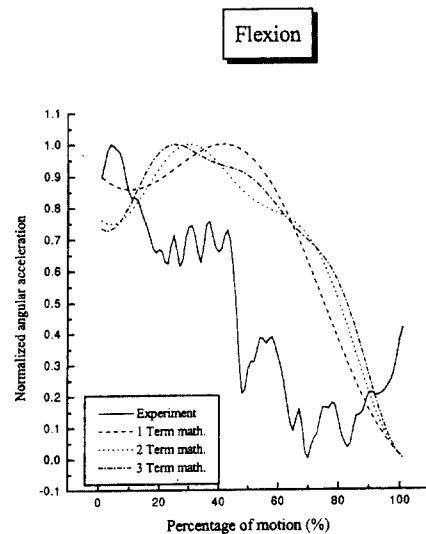


Fig.15 Comparison of calculated normalized angular acceleration with experimental data in flexion



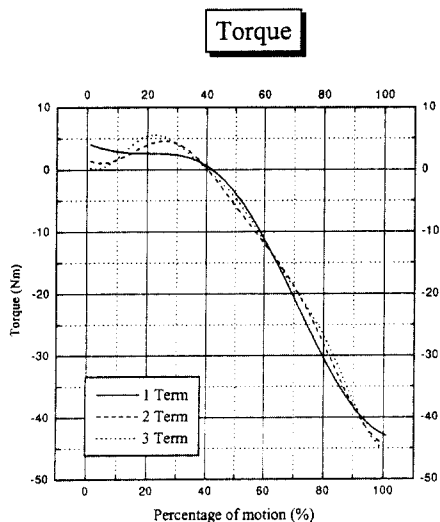


Fig.16 Variation of calculated torque generated by muscles in flexion

### 5. 결론

요추부의 운동량을 측정할 수 있는 외골격 링크장치 형태의 측정기구와 해석에 필요한 S/W를 함께 개발하였다. 이와 같이 개발된 장비를 이용하여 정상인 15명과 요추부에 시술이 가해진 환자에 대하여 측정하여 본 결과 다음과 같은 결론을 얻을 수 있었다.

1. 개발된 측정기구를 이용하여 기존의 측정방법보다 매우 간편하며 신속하게 요추부의 운동량을 측정할 수 있었으며 측정값의 신뢰도도 기존방법보다 매우 높았다. 또한 기존의 장치들로 구하지 못한 각속도, 각가속도의 값도 구할 수 있었다.

2. 각 주운동 회전각에 따른 연계운동 회전각을 측정하여 이의 상관관계를 비교하여 본 결과 기존의 연구결과에서 얻을 수 없었던 운동시 3차원 연계 운동량을 명확히 구분할 수 있었다. 아울러 요추부에 고정시술을 행한 환자를 대상으로 운동량 측정을 하여 본 결과 정상인에 비하여 훨씬 큰 연계 운동량을 보였으며 연계 운동량의 형태도 정상인과 비교하여 매우 다른 양상을 보였다.

3. 골반에 대한 몸통 부위의 최적운동경로를 찾기 위하여 몸통의 회전이 운동 방정식을 만족시키면서 요추부에 연결된 각종 근육에 의해 발생하는 토오르크에 기인한 총 에너지를 최소화시키도록 수학적 모델링을 하였다. 이와 같은 해석을 통하여 굴전 및 신전시의 최적 운동 경로를

찾아본 결과 정상인의 운동 경로와 유사한 형태의 운동경로를 찾을 수 있었다. 각 경우 전체 주 운동량의 60~70%가 진행된 다음부터 관성에 의한 회전을 줄이기 위해 근육에 의해 반대방향의 토오르크가 발생됨을 알 수 있었다.

### 후 기

본 논문은 95년도 교육부 학술연구조성비(기계공학 ME95-E-03)의 지원된 연구결과와 일부입니다. 이에 관계자 여러분께 감사드립니다.

### 참 고 문 헌

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. Boden, S.D. and Wiesel, S.W., "Lumbosacral segmental motion in normal individuals : Have we been measuring instability properly", Spine, vol. 15, pp. 571-576, 1990.
4. Pearcy, M., Portek, I. and Shepherd, J., "The effect of low back pain on lumbar spinal movements measured by three-dimensional X-ray analysis", Spine, vol. 10, pp. 150-153, 1985.
5. Pearcy, M. and Shepherd, J., "Is there instability in spondylolisthesis", Spine, vol. 10, pp. 175-177, 1985.
6. Esola, M.A., McClure, P.W., Fitzgerald, G.K. and Siegler, S., "Analysis of lumbar spine and hip motion during forward bending in subjects with and without a history of low back pain", Spine, vol.21, pp. 71-78, 1996.
7. Han, J.S., "Analysis of the internal mechanism of the spine in static and dynamics

- loading postures using optimization technique", Ph.D thesis, University of Iowa, Iowa City, 1991.
8. Schmitt, D., Soni, A.H., Srinivasan, N. and Naganathan, G., "Optimal motion programming of robot manipulators", *J. of Mechanisms, Transmission and Automation in Design*, Transactions of ASME, vol.107, pp. 231-244, 1985.
  9. Nagurka, M.C. and Yen, V., "Fourier-Based optimal control of nonlinear dynamic systems", *J. of Dynamic Systems, Measurement and control* Transaction of ASME, vol. 112, pp.17-26, 1990.
  10. Beebon, D. and Monissey, M."A review of the literature related to trunk muscle performance", *Spine*, vol. 13, pp. 655-666, 1988.
  11. Gracovetsky, S. and Farfan, H., "The Optimum spine", *Spine*, vol.11, pp. 543-571, 1986.