몸통 운동시 지향각(Orientation angles)을 이용한 허리 근육의 3차원 위치 좌표 추정 기법

임 영 태
(영남대학교)

I. 서 론

운동역학 분야에서 사용되는 분석 기법 중 가장 대표적인 것이 DLT(direct linear transformation) 기법을 응용한 3차원 동작분석이다. 이 DLT 기법은 원래 토목 공학을 전공하던 Abdel-Aziz가 지도 교수 Karara와 함께 그의 박사학위 논문의 일부로 개발한 것을 (Abdel-Aziz and Karara, 1971) 운동역학자들이 이 기법을 응용하여 3차원 동작분석에 이용한 이래 수많은 선행연구들이 수행되었다. 즉 이 DLT 기법을 응용한 3차원 동작분석을 통해 인체 분절의 운동학적 변인 계산과 지면반력기에서 측정된 자료들과 합쳐 인체 관절에 미치는 운동역학적 변인들을 계산하는데 사용되기도 하였다. 그러나 아직 이 3차원 동작분석 기법을 응용하여 특정 동작시 계산 할 수 있는 인체 분절의 운동학적 변인이 아닌 이 분절 자체를 구성하고 있는 일련의 근육들의 3차원적 위치 좌표를 구하려는 시도는 아직 알려진 바가 없다. 따라서 본 연구는 3차원 동작분석 기법을 응용하여 몸통 운동시 변화되는 허리 근육들의 3차원 위치좌표를 추정할 수 있는 기법을 개발하는데 그 목적이 있었다.

II. 본 론

1. 1차 근골격 계수 변환

근골격 계수에 관련된 선행 연구들을 살펴보면 그 대부분이 각자의 연구 특성에 맞게 근골격 계수를 측정하였다 (예: McGill, 1992; Cholewicki, 1993). McGill(1992)이 개발한 허리 근골격 계수 모델을 예를 들어 살펴보면 22개 근육의 이는곳(origin)과 닿는곳(insertion)의 3차원적 좌표, 그리고 각 허리뼈(요추) 몸쪽(proximal)지점을 포함하고 있다. 이들 22개의 근육들은 인체 정중선에서 오른쪽에 위치한 것으로서 이에 상응하는 왼쪽 근육들의 근골격 계수는 각각의 오른쪽 근육들의 대칭좌표를 구하여 사용하고 있다. 그리고 이 3차원 근골격 계수는 골반의 몸쪽 끝(S1)에 중심을 둔 골반 전역 좌표계에 대한 값이었다. 즉, 일어난 자세에서 Z축은 수평축으로 몸통 오른쪽으로 향하고 있고 X축은 몸통 앞쪽을 향하고 있다. 따라서, 이들 좌표값들은 본 연구의 목적에 맞게 각 허리뼈에 위치한 지역 좌표계로 1차 좌표변환이 필요하였다 (그림 1).

그림 1. 골반 전역 좌표계(S1)와 지역 전역 좌표계(L1-L5)

즉, 해당 허리뼈의 위에 위치한 가동구역의 중심점(척추사이원반)은 그 허리뼈에 구축되어 있는 지역 좌표계의 원점으로 이용되었고 이들 근육들의 이는곳과 닿는곳의 좌표값은 골반 전역 좌표계에서 지역 좌표계로 이동되었다. 예를 들면, 아래의 <수식 1>은 좌표값을 골반 전역 좌표계에서 L3 지역 좌표계로 이동할 때 사용하였다 (그림 2).

$$\mathbf{P}^{L3} = \mathbf{P}^P - \mathbf{G}^P \quad (1)$$

$\mathbf{P}^{L3}$ 는 L3 지역 좌표계에 대한 임의의 점 P의 위치이고 $\mathbf{P}^P$ 는 이 동일한 점의 골반 전역 좌표계에

대한 위치, 그리고 G^P 는 골반 전역 좌표계에 대한 L2-L3 가동구역의 중심점 위치이다.

그림 2. 좌표 변환의 예

2. 동작시 근골격계수의 추정

8개의 기준 마커의 위치를 이용하여 동작시 각 허리뼈의 지향 및 몸통 근육의 근골격 계수들을 추정하였다 (그림 3).

그림 3. 반사 마크 부착 및 지역 좌표계 설정

상위 4개의 기준마커들의 3차원 좌표값은 전역 좌표계에 대한 중간 몸통의 3×3 회전행렬을 구하는데 이용되었다 ($R_{U/I}$).

$$\mathbf{R}_{U/I} = \begin{pmatrix} u_{11} & u_{12} & u_{13} \\ u_{21} & u_{22} & u_{23} \\ u_{31} & u_{32} & u_{33} \end{pmatrix} \quad (2)$$

U_{11} - U_{33} 은 중간몸통 지역 좌표계의 3축을 대표하는 단위 벡터 성분을 나타내고 있다. 이 회전행렬의 1열은 좌우 11번째 늑골 끝에 부착된 마커를 이용하여 구성된 단위벡터의 x, y, z축의 성분으로 구성되어있다. 2열은 T12와 T9 가시돌기 위에 부착된 마커를 이용 단위벡터를 구성하였다. 본 행렬의 3열은 이들 두 열의 단위벡터의 벡터곱으로 구성되었다.

전역 좌표계에 대한 하부 몸통의 3×3 회전행렬($\mathbf{R}_{L/I}$) 역시 위와 같은 방법을 이용 계산하였다.

$$\mathbf{R}_{L/I} = \begin{pmatrix} l_{11} & l_{12} & l_{13} \\ l_{21} & l_{22} & l_{23} \\ l_{31} & l_{32} & l_{33} \end{pmatrix} \quad (3)$$

l_{11} - l_{33} 은 하부몸통 지역 좌표계의 3축을 대표하는 단위 벡터 성분을 나타내고 있다. 이 회전행렬의 1열은 좌우 위뒤엉덩뼈가시(PSIS) 위에 부착된 마커를 이용하여 구성된 단위 벡터의 x, y, z축의 성분으로 구성되어있다. 2열은 L5와 L3 가시돌기 위에 부착된 마커를 이용하여 단위 벡터를 구성하였다. 본 행렬의 3열은 이 두 단위 벡터의 벡터곱으로 구성되었다.

각 허리뼈의 각위치(angular location)는 중간 및 하부 몸통의 회전 시 발생하는 상대각을 나타내는 지향각(Cardan angles)들을 분할하여 추정할 수 있는데 이를 위해서는 하부 몸통 지역 좌표계에 대한 중간 몸통 지역 좌표계의 회전행렬($\mathbf{R}_{U/L}$)의 결정이 반드시 선행되어야 한다.

$$\mathbf{R}_{U/L} = \mathbf{R}_{U/I} \mathbf{R}_{I/L} \quad (4)$$

$\mathbf{R}_{I/L}$ 은 하부 몸통 지역 좌표계에 대한 전역 좌표계의 회전행렬이다. 직교 열을 가진 이 행렬의 역변환 행렬은 이것의 이항행렬과 같기 때문에 $\mathbf{R}_{I/L}$ 행렬은 아래의 식으로 구할 수 있다.

$$\mathbf{R}_{I/L} = (\mathbf{R}_{L/I})^t \quad (5)$$

위에 수식에서 위첨자 t는 이항 행렬을 나타내는 것으로서 이 행렬의 구성 성분은 <수식3>에 나타나 있다. 그리고 수학적으로 이 $\mathbf{R}_{U/L}$ 회전행렬은 하부 몸통 지역 좌표계에 대한 중간 몸통 지역 좌표계의 Cardan 변환 행렬 ($\mathfrak{R}_{U/L}$)과 동일하다.

$$\mathbf{R}_{U/L} = \mathfrak{R}_{U/L} \quad (6)$$

이 $\mathfrak{R}_{U/L}$ (Z-X-Y type)의 세 구성성분인 상대 지향각(θ , ϕ , ψ)은 <수식 6>에 나타난 두 행렬의 특별한 관계를 이용하여 구할 수가 있는데 보다 자세한 내용은 Kwon(1999)과 Lim(2000)을 참조하기 바란다. 일단 이 상대 지향각들이 계산되면 각각의 척추사이 관절(T12-S1)의 회전은 White와 Panjabi(1990), 그리고 McGill(1992)이 제시한 아래의 방법에 의해 결정된다.

$$\begin{aligned}
 \theta_{T12-L1} &= 0.1\theta_{Lumbar} & \phi_{T12-L1} &= 0.1\phi_{Lumbar} & \psi_{T12-L1} &= 0.1\psi_{Lumbar} \\
 \theta_{L1-L2} &= 0.132\theta_{Lumbar} & \phi_{L1-L2} &= 0.207\phi_{Lumbar} & \psi_{L1-L2} &= 0.142\psi_{Lumbar} \\
 \theta_{L2-L3} &= 0.132\theta_{Lumbar} & \phi_{L2-L3} &= 0.207\phi_{Lumbar} & \psi_{L2-L3} &= 0.143\psi_{Lumbar} \\
 \theta_{L2-L3} &= 0.132\theta_{Lumbar} & \phi_{L3-L4} &= 0.276\phi_{Lumbar} & \psi_{L3-L4} &= 0.286\psi_{Lumbar} \\
 \theta_{L4-L5} &= 0.290\theta_{Lumbar} & \phi_{L4-L5} &= 0.207\phi_{Lumbar} & \psi_{L4-L5} &= 0.286\psi_{Lumbar} \\
 \theta_{L5-S1} &= 0.236\theta_{Lumbar} & \phi_{L5-S1} &= 0.103\phi_{Lumbar} & \psi_{L5-S1} &= 0.143\psi_{Lumbar}
 \end{aligned} \tag{7}$$

즉 θ 는 굴곡 및 신전 각(Z축에 대한 회전), ϕ 는 측면 기울임 각(X축에 대한 회전), ψ 는 비틀기 각(Y축에 대한 회전)을 나타낸다. 따라서, 이 지향각(θ, ϕ, ψ)은 각각의 허리뼈의 회전을 추정하기 위해 각 척추사이 관절(T12-S1)에 일정한 비율로 제공된다 (그림 4).

그림 4. 각 척추사이 관절간에 분할된 지향각의 예

이렇게 계산된 지향각을 이용하여 각각의 허리뼈 단계에 맞는 4×4 변환행렬(자유도=6)을 조합할 수 있는데 이들 행렬은 각 관절 지향각을 포함한 회전행렬 $R_{U/L}$ 값과 병진운동값으로 구성되어 있다.

이들 행렬을 수식으로 표현하면 아래와 같다.

$$\mathbf{T}_{P/L5} = \left(\begin{array}{ccc|c} & & & x_{L5-S1} \\ & & & y_{L5-S1} \\ & & & z_{L5-S1} \\ \hline 0 & 0 & 0 & 1 \end{array} \right) \quad (8)$$

$$\mathbf{T}_{L5/L4} = \left(\begin{array}{ccc|c} & & & x_{L4-L5} \\ & & & y_{L4-L5} \\ & & & z_{L4-L5} \\ \hline 0 & 0 & 0 & 1 \end{array} \right) \quad (9)$$

$$\mathbf{T}_{L4/L3} = \left(\begin{array}{ccc|c} & & & x_{L3-L4} \\ & & & y_{L3-L4} \\ & & & z_{L3-L4} \\ \hline 0 & 0 & 0 & 1 \end{array} \right) \quad (10)$$

$$\mathbf{T}_{L3/L2} = \left(\begin{array}{ccc|c} & & & x_{L2-L3} \\ & & & y_{L2-L3} \\ & & & z_{L2-L3} \\ \hline 0 & 0 & 0 & 1 \end{array} \right) \quad (11)$$

$$\mathbf{T}_{L2/L1} = \left(\begin{array}{ccc|c} & & & x_{L1-L2} \\ & & & y_{L1-L2} \\ & & & z_{L1-L2} \\ \hline 0 & 0 & 0 & 1 \end{array} \right) \quad (12)$$

$$\mathbf{T}_{L1/T12} = \left(\begin{array}{ccc|c} & & & x_{T12-L1} \\ & & & y_{T12-L1} \\ & & & z_{T12-L1} \\ \hline 0 & 0 & 0 & 1 \end{array} \right) \quad (13)$$

$\mathbf{T}_{P/L5}$ 는 L5 좌표계에 대한 골반 좌표계의 4×4 변환행렬을 나타낸다. $\mathfrak{R}_{L5/P}$ 는 골반 좌표계(S1)에 대한 L5 좌표계의 3×3 Cardan 변환행렬로서 위첨자 t는 이항행렬을 나타낸다. $\mathbf{T}_{P/L5}$ 의 4번째 열은 골반 좌표계(S1)의 원점에서 L5 좌표계의 원점간의 병진운동값을 나타낸다. 나머지 <수식

9-13>들도 이와 같은 방법으로 구성된 행렬들이다.

따라서 매 순간 각각의 척추사이 관절의 지향각을 알 수 있기 때문에 L5 지역 좌표계에 대한 각각의 근육들의 이는곳과 닿는곳의 순간 좌표값은 위 <수식 8-13>의 변환행렬들을 각 허리뼈 단계의 지역 좌표계(S1, L4, L3, L2, L1)에 대한 원 근육 좌표값 (1차 근골격 계수 변환 후)에 곱하여 구할 수가 있다. 각각의 허리뼈 단계의 좌표변환은 다음과 같이 일련의 변환행렬의 곱으로 표현할 수 있다.

$$P^{L5} = (T_{P/L5})^t P^P \quad (14)$$

$$P^{L5} = T_{L5/L4} P^{L4} \quad (15)$$

$$P^{L5} = T_{L5/L4} T_{L4/L3} P^{L3} \quad (16)$$

$$P^{L5} = T_{L5/L4} T_{L4/L3} T_{L3/L2} P^{L2} \quad (17)$$

$$P^{L5} = T_{L5/L4} T_{L4/L3} T_{L3/L2} T_{L2/L1} P^{L1} \quad (18)$$

$$P^{L5} = T_{L5/L4} T_{L4/L3} T_{L3/L2} T_{L2/L1} T_{L1/T12} P^{T12} \quad (19)$$

P^{L5} 는 변환 후 L5 지역 좌표계에 대한 임의의 점 P의 위치좌표를 나타내고 P^P - P^{T12} 는 각 허리뼈 단계에 대한 미리 알고 있는(1차 좌표변환이 끝난) 점 P의 좌표값이다. 이들 변환 행렬들을 연속적으로 곱함으로써 각 근육들의 순간 위치좌표를 구할 수가 있다. 즉 위 수식들의 경우 L4-L5 척추사이 관절 중심에 대한 각 근육들의 이는점과 닿는점의 3차원적 순간 위치좌표들을 추정하였다.

III. 결 론

본 연구는 3차원 동작분석 기법을 응용하여 몸통의 회전 및 병진 운동시 변화되는 허리 근육들의 3차원 위치좌표를 추정할 수 있는 기법을 개발하는데 그 목적이 있었다. 이 기법은 신체 외부에 부착된 마커의 움직임을 추적하여 신체 내부 (근육)의 운동학적 변인을 추정하는 방식이기 때문에 잠재적 측정오차가 상당히 클 수 있다고 생각된다. 그러나 현재로서는 이 기법을 직접적으로 검증할 수 있는 방법이 없기 때문에 그 오차의 범위가 어느 정도인지는 알 수가 없다. 하지만 보다 정확한 근육의 순간 위치좌표를 추정하기 위해서는 CT Scan 이나 MRI 촬영과 같은 침단의료장비를 이용하여 개개인의 근골격계수를 계측하는 일이 선행되어야 할 것이다.

참 고 문 헌

- Abdel-Aziz, Y. I., & Karara, H. M. (1971). Direct linear transformation from comparator coordinates in object-space coordinates in close range photogrammetry. *Proceedings of the ASP Symposium of Close-Range Photogrammetry*. Urbana: University of Illinois.
- Cholewicki, J. (1993). *Mechanical stability of the in vivo lumbar spine*. Unpublished doctoral dissertation, University of Waterloo.
- Kwon, Y. -H. (1999). *Orientation angles*. Kwon3D Motion Analysis Web. http://kwon3d.com/korean/theory/jkinem/euler_angles.html.
- Lim, Y. -T. (2000). *Estimating the lumbar spinal loads during a golf swing using an emg-assisted optimization approach*. Unpublished doctoral dissertation. University of Illinois at Urbana-Champaign, Illinois.
- McGill, S. M. (1992). A myoelectrically based dynamic three-dimensional model to predict loads on lumbar spine tissues during lateral bending. *Journal of Biomechanics*, 25 (4), 395-414.
- White, A. A., & Panjabi, M. M. (1990). *Clinical biomechanics of the spine*. Philadelphia: JB Lippincott Co.

ABSTRACT

The method to estimate 3-D coordinates of lower trunk muscles using orientation angles during a motion

Lim, Young-Tae
(Yeungnam University)

The purpose of this study was to develop a method for estimating 3-D coordinates of lower trunk muscles using orientation angles during a motion. Traditional 3-D motion analysis system with DLT technique was used to track down the locations of eight reference markers which were attached on the back of the subject. In order to estimate the orientations of individual lumbar vertebrae and musculoskeletal parameters of the lower trunk muscle, the rotation matrix of the middle trunk reference frame relative to the lower trunk reference frame was determined and the angular locations of individual lumbar vertebrae were estimated by partitioning the orientation angles (Cardan angles) that represent the relative angles between the rotations of the middle and lower trunks. When the orientation angles of individual intervertebral joints were known at a given instant, the instantaneous coordinates of the origin and insertion for all selected muscles relative to the L5 local reference frame were obtained by applying the transformation matrix to the original coordinates which were relative to a local reference frame (S1, L4, L3, L2, or L1) in a rotation sequence about the Z-, X- and Y-axes. The multiplication of transformation matrices was performed to estimate the geometry and kinematics of all selected muscles. The time histories of the 3-D coordinates of the origin and insertion of all selected muscles relative to the center of the L4-L5 motion segment were determined for each trial.