

## 선형외란에 대응하는 인체의 자세응답 해석

김 세 영\* · 박 수 경†

(2008년 1월 2일 접수, 2008년 12월 11일 수정, 2008년 12월 11일 심사완료)

### Human Postural Response to Linear Perturbation

Seyoung Kim and Sukyung Park

**Key Words :** Eigenvector(고유벡터), Full-State Feedback(전상태피드백), Human Postural Control(인체균형제어), Feedback Control Gain(컨트롤 게인), Gain Scaling(게인 스케일링)

#### Abstract

Human postural responses appeared to have stereotyped modality, such as ankle mode, knee mode and hip mode in response to various perturbations. We examined whether human postural control gain of full-state feedback could be decoupled along with the eigenvector. To verify the model, postural responses subjected to fast backward perturbation were used. Upright posture was modeled as 3-segment inverted pendulum incorporated with feedback control, and joint torques were calculated using inverse dynamics. Postural modalities such as ankle, knee and hip mode were obtained from eigenvectors of biomechanical model. As oppose to the full-state feedback control, independent eigenvector control assumes that modal control input is determined by the linear combination of corresponding modality. We used optimization method to obtain and compare the feedback gains for both independent eigenvector control and full-state feedback control. As a result, we found that simulation result of eigenvector feedback was not competitive in comparison with that of full-state feedback control. This implies that the CNS would make use of full-state body information to generate compensative joint torques.

### 1. 서 론

#### 1.1 연구배경

간단한 동작처럼 보이지만 인체의 직립자세는 감각계, 신경계, 근·골격계의 상호 관계를 포함하는 복잡한 메커니즘으로 이루어진다. 인체에 외란이 가해져 움직임이 발생하면 시각 또는 전정기관 등의 감각기관이 이를 감지하여 구심성 신경신호(Afferent signal)를 통해 중추신경

계(Central nervous system)에 움직임 정보를 전달하고 이러한 감각정보들을 토대로 각 관절에 얼마만큼의 토크가 인가되어야 하는지에 대한 제어 플랜이 세워지게 된다.

인체는 다양한 종류의 외란(Perturbation)에 대응하여 유연하게 자세전략을 변화시킨다. 직립자세에서의 자세대응은 외란에 따른 근육 활성화도(muscle activation level)에 따라 크게 앵글전략(Ankle strategy)과 힙전략(Hip strategy)로 나뉘어지게 되는데 외란의 크기가 작은 경우에는 발목관절 토크를 중심으로 하는 제어플랜이 세워지게 되며, 상대적으로 외란의 크기가 큰 경우에는 균형을 잡기 위해 힙관절을 적극적으로 이용하게 된다.<sup>(1,2)</sup> 이때 힙전략은 발목관절 토크만으로는 균형을 잡기 어려운 경우

† 책임저자, 회원, 한국과학기술원 기계공학과

E-mail : sukyungp@kaist.ac.kr

TEL : (042)869-3230 FAX : (042)869-5230

\* 회원, 한국과학기술원 기계공학과

더욱 적극적으로 활용된다.

외란에 대응하는 인체의 자세응답을 모사하는 연구로는 전상태피드백 제어기법(Full-state feedback control)을 이용한 연구가 대표적이다.<sup>(3)</sup> 전상태피드백 제어는 각 관절에서 발생하는 토크(Joint torque)가 모든 관절각(Joint angle)에 연관되어 있다는 개념을 적용하며, 외란에 대응하는 인체의 자세응답은 관절각, 그리고 각 관절에 인가되는 근육의 힘은 토크를 의미한다.<sup>(4)</sup>

전상태피드백 제어기법을 통한 자세응답 모사와는 달리 최근 Alexander 등에 의해 제안된 고유벡터피드백 제어기법(Eigenvector feedback control)은 중추신경계가 고유벡터 좌표계(coordinate)상에서 모드별로 독립된 관절토크를 생성하는 제어 플랜을 세운다는 가정이다.<sup>(5)</sup> 만약 본 제어기법의 유효성이 검증될 경우 기존 전상태피드백 제어기법을 통한 인체 자세응답 분석의 시간과 노력을 확연히 간소화하는 동시에 중추신경계의 균형제어 기법을 새롭게 이해할 수 있는 발판이 마련될 것으로 보인다. 하지만 Alexander 등은 피드백 개념을 적용하는데 있어 시스템 전체의 동역학적 시뮬레이션 및 안정성을 고려하지 못했다.

## 1.2 연구 목적

본 연구의 목적은 고유벡터피드백 제어기법의 유효성을 검증하여 인체 자세응답 분석에 있어 전상태피드백 제어기법의 대체 가능여부를 가늠함에 있다. 인체를 2, 3 세그먼트 역진자(Three-link inverted pendulum)로 모델링 한 뒤 고유벡터 좌표계상에서 모드 분석 방법을 적용한 제어기법을 사용하였으며, 전상태피드백과 비교하여 그 유효성을 판별하였다. 이 때, 인체 시스템 전체의 시뮬레이션 및 안정성을 고려한 검증을 수행하였다.

## 2. 실험

### 2.1 피험자

23 ~ 28 세의 건강한 남성 4 명과 여성 1 명이 자원하였으며, 피험자 모두는 Oregon Health and Science University 의 윤리위원회(IRB)가 승인하는 실험참가 동의서에 서명하였다.

### 2.2 프로토콜 및 데이터 수집

피험자는 전방을 응시한 채 팔짱을 끼고, 외란 가진 플랫폼(Moving platform) 위에 서있게 된다. 3, 4.5, 6, 7.5, 9, 10.5, 12, 15cm 의 7 가지 후방

외란이 275ms 동안 Ramp displacement 형태로 랜덤으로 가해지게 되며, 이러한 SET 을 5 번씩 수행하여 피험자는 총 35 번에 걸쳐 외란을 경험하게 된다.

피험자는 안전장치(Harness system)를 착용한 상태로 후방 외란에 대응하여 자연스럽게 균형을 유지하였으며, 가능한 모든 경우에 있어 발꿈치를 들거나 발을 내딛지 않도록 요구 받았다.

관절각과 지면반력 등의 자세응답 정보는 광학마커를 이용한 모션캡처 장비와 지면반력기(Force platform)를 이용하여 측정하였다.

## 3. 해석 방법

### 3.1 모델링

후방 외란(Backward perturbation)에 대응하는 인체의 자세응답은 좌우 대칭 가정하에 2, 3 세그먼트 역진자로 측면 모델링 되었다. 앵글전략과 힙전략을 나타내기 위해서는 인체를 머리, 몸통, 팔을 포함하는 상체와 하체의 두 부분으로 나누게 되는데 본 연구에서는 하체를 다시 허벅지와 무릎 아래 부분으로 나누어 최대 3 세그먼트 모델을 사용하였다.

4 세그먼트 이상의 역진자 모델은 실제 인체와 유사하기 때문에 좀 더 유효한 결과를 도출해 낼 수 있을 것으로 기대하지만, 모델의 복잡성으로 인해 필연적으로 기인하게 되는 파라미터 수의 증가와 오랜 계산과정을 단순화 시키기 위해 사용하지 않았다.

인체 운동 방정식은 뉴턴 및 오일러 공식을 이용하여 중력과 후방 외란 토크를 모두 포함하는 수 식을 유도하였으며, 3 세그먼트 인체 운동

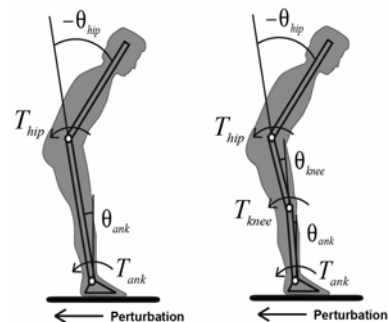


Fig. 1 Biomechanical model in the sagittal plane

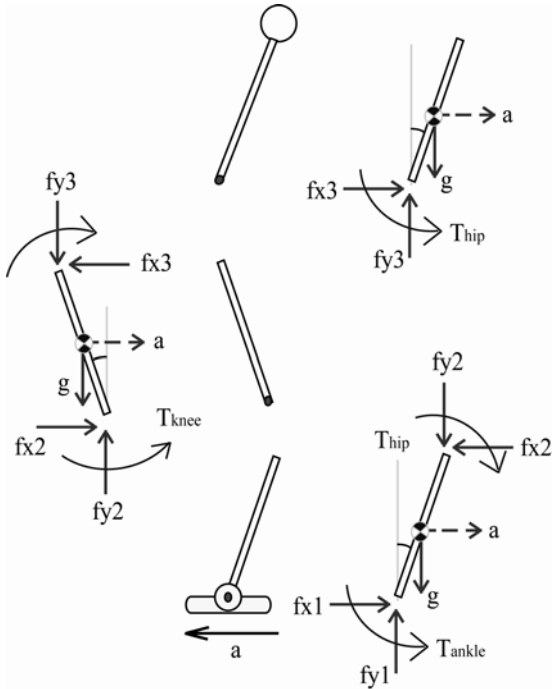


Fig. 2 Free body diagram of biomechanical model

방정식은 다음과 같다.

$$M(\theta)\ddot{\theta} - G(\theta) + V(\theta, \dot{\theta}) = T + P(\theta)a_x$$

여기서,  $\theta$  는 인체의 관절각을 포함하는 벡터이며  $T$  는 관절토크,  $P$  는 외란 텀이 포함된 행렬,  $a_x$  는 후방 외란의 가속도를 의미한다.  $M$ ,  $G$ ,  $V$  은 각기 관성, 중력, 속도 행렬을 나타내며, 각 행렬의 구성요소에는 표준 인체 측정표(Anthropometric table)에 의거하여 계산된 값을 각기 적용하였다.<sup>(6,7)</sup>

$$M\ddot{\theta} - G\theta = T + Pa_x$$

위의 수식은 비선형 운동방정식을 선형화한 것이다. 인체의 자세응답을 준정적(Quasi-static) 상태로 가정한 후 외란에 기인하는 자세응답의 크기가 대부분 9 도 미만으로 작다는 사실로부터 유도하였으며, 실제로 선행연구 결과 비선형 방정식과 선형 방정식으로부터 유도된 토크의 오차가 3% 미만임을 확인하였다.

### 3.2 고유벡터 좌표계 전환

유도된 인체의 선형 운동방정식에 모드분석법을

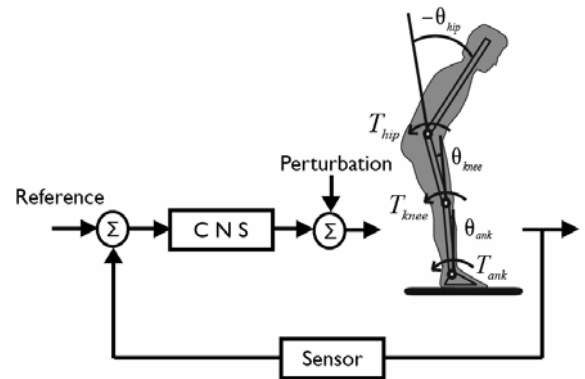


Fig. 3 Human postural feedback loop

적용하여 고유치 문제를 풀면 다음과 같다.

$$G^{-1}Mw_i = \lambda_i w_i$$

$\lambda_i$  와  $w_i$  는 각각 고유치와 고유벡터를 나타내며, 좌표계 전환을 위해 관절각을 모드별로 다음과 같이,  $\theta(t) = W\psi(t)$ , 분해할 수 있다.<sup>(8)</sup>  $\psi(t)$  는 모드별로 분해된(decoupled) Time trajectory 를 나타낸다.

$$-\lambda_i \ddot{\psi}_i + \psi_i = \tau_i + \chi_i a_x$$

위의 수식은 최종적으로 고유벡터 좌표계로 변환된 인체의 운동 방정식을 나타내며, 이때  $\tau(t) = U^{-1}T(t)$ ,  $\chi(t) = U^{-1}(t)P(t)$ ,  $U = -GW$  이고,  $\tau_i$  와  $\chi_i$  는 각각 고유벡터 상에서의 모달토크 (Modal torque)와 외란 행렬을 의미한다.

### 3.3 인체 자세응답의 피드백 제어

외란에 대응하는 일련의 인체 자세응답은 공학적인 관점에서 피드백 루프로 표현될 수 있다. 외란이 가해지면 인체의 움직임이 유발되고, 감각기관이 이를 감지하여 중추신경계로 정보 전달을 하게 된다. 이러한 감각 정보들은 중추신경계가 균형을 유지하기 위해 제어 플랜을 세우는데 사용되며, 최종적으로 근육을 통해 관절 토크를 발생하도록 운동 명령(Motor command)을 발생시킨다.<sup>(9)</sup>

#### 3.3.1 전상태피드백 제어

전상태피드백 제어 기법에서 토크는 일반적으로  $T = K\Theta$  과 같이 나타내어 진다.  $\Theta$  는 상태벡터를

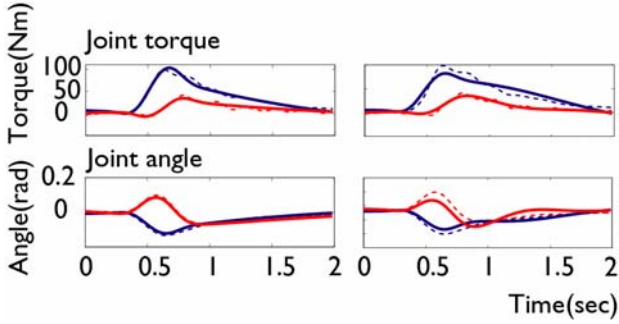


Fig. 4 Simulation result of full-state feedback(left) and eigenvector feedback(right)

의미하며, 본 연구에 사용된 3 세그먼트 역진자 모델의 경우 다음과 같이 표현될 수 있다.

$$\begin{bmatrix} T_{ank} \\ T_{kne} \\ T_{hip} \end{bmatrix} = K \cdot \begin{bmatrix} \theta_{ank} & \theta_{kne} & \theta_{hip} & \dot{\theta}_{ank} & \dot{\theta}_{kne} & \dot{\theta}_{hip} \end{bmatrix}^T$$

$$\text{이때, } K = \begin{bmatrix} K_1^\theta & K_2^\theta & K_3^\theta & K_1^\omega & K_2^\omega & K_3^\omega \\ K_4^\theta & K_5^\theta & K_6^\theta & K_4^\omega & K_5^\omega & K_6^\omega \\ K_7^\theta & K_8^\theta & K_9^\theta & K_7^\omega & K_8^\omega & K_9^\omega \end{bmatrix}$$

이며, 게인(Gain) 행렬의 독립적인 18 개 파라미터들은 실험값을 가장 잘 재현해 낼 수 있는 값들로 구성될 수 있도록 최적화(Optimization)를 통해 계산 될 수 있다. 최적화(Optimization)를 위한 초기값으로는  $T = K\Theta$  관계에서 선형회귀법(Linear regression)을 통해 계산된 게인 파라미터를 사용하였다. 하지만, 선형회귀법을 이용하여 계산된 게인값은 시스템의 안정성을 보장하지는 못한다.<sup>(10)</sup>

최적화된 게인값은 실험으로부터 측정된 관절 토크와 관절각을 최소 오차범위로 시뮬레이션 할 수 있는 조건을 주어 계산하였으며, 최적화를 위한 목적함수(Cost function)는 다음과 같다.

$$J(K) = \sum \{ \delta x^T \cdot Q \cdot \delta x + \delta u^T \cdot \delta u \}$$

$x$  : joint angle matrix in state variables  
 $u$  : joint torque matrix

이때,  $\delta x = (x_{exp} - x_{sim}) / norm(x_{exp})$ ,

$\delta u = (u_{exp} - u_{sim}) / norm(u_{exp})$ 이며 각각 정규화된 관절각과 관절토크의 시뮬레이션 오차를 의미한다.

$Q = 0.01 \times I^{2Ns \times 2Ns}$ 에서  $I$ 와  $Ns$ 는 각각 Identity

행렬과 모델의 세그먼트 갯수이며, 관절각과 관절토크 오차의 Weighting ratio: 0.01 은 선행연구 결과를 참조하여 Trial and error 를 통해 계산되었다.<sup>(7,11)</sup>

시뮬레이션 오차를 최소화할 수 있는 게인 파라미터를 구하기 위해 최적화(Optimization)를 수행하는 과정에서 시스템의 안정성을 보장하기 위해 아래와 같은 비선형 제한 조건을 두었다.

$$\text{Re}\{eig(A - BK)\} \leq 0$$

위의 비선형 제한조건(Non-linear constraint)은 시스템의 극점(pole)을 Left Half Plane 에 위치시켜 시스템의 안정성(stability)을 보장하는 게인값을 찾는데 이용된다.

### 3.3.2 고유벡터피드백 제어

전상태피드백과는 달리 고유벡터피드백에선 고유벡터 좌표계상에서의 모달토크 피드백이 이루어진다.

$$\begin{bmatrix} \tau_{ank} \\ \tau_{knee} \\ \tau_{hip} \end{bmatrix} = K_{eig} \cdot \begin{bmatrix} \psi_{ank} & \psi_{knee} & \psi_{hip} & \dot{\psi}_{ank} & \dot{\psi}_{knee} & \dot{\psi}_{hip} \end{bmatrix}^T$$

$$\text{이때, } K_{eig} = \begin{bmatrix} K_{eig1}^\theta & 0 & 0 & K_{eig1}^\omega & 0 & 0 \\ 0 & K_{eig5}^\theta & 0 & 0 & K_{eig5}^\omega & 0 \\ 0 & 0 & K_{eig9}^\theta & 0 & 0 & K_{eig9}^\omega \end{bmatrix}$$

이며, 게인 행렬의 Off-diagonal 텀은 모두 0 으로 세팅된 후 최적화(Optimization)에 사용된다. 이는 고유벡터 상에서 모달토크가 각각 해당 모드에만 관계된다는 것을 가정했기 때문이며, 좌표계 변환 이전으로 재변환 시 18 개의 파라미터로 재구성되지만 독립변수는 6 개로 변하지 않는다.

최적화된 게인 파라미터를 구하기 위한 목적함수(Cost function)는 다음과 같다.

$$J_{eig}(K_{eig}) = \sum \{ \delta x_{eig}^T \cdot Q \cdot \delta x_{eig} + \delta u_{eig}^T \cdot \delta u_{eig} \}$$

$x_{eig}$  : modal time trajectory

$u_{eig}$  : modal torque matrix

고유벡터피드백 게인 파라미터는 전상태피드백 게인과 마찬가지로 시스템의 안정성을 보장하면서 시뮬레이션 오차를 최소화하는 범위 내에서 계산되며, 단지 고유벡터 좌표계상에서 프로세스가 진행된다는 점이 다르다.

3.4 전상태피드백과 고유벡터피드백의 상호변환

$$\tau = K_{eig} \cdot \Psi^T \text{ where } \Psi^T = [\psi_{ank} \quad \psi_{kne} \quad \psi_{hip} \quad \dot{\psi}_{ank} \quad \dot{\psi}_{kne} \quad \dot{\psi}_{hip}]^T$$

$$\text{and } K_{eig} = \begin{bmatrix} K_{eig1}^\theta & 0 & 0 & K_{eig1}^w & 0 & 0 \\ 0 & K_{eig5}^\theta & 0 & 0 & K_{eig5}^w & 0 \\ 0 & 0 & K_{eig9}^\theta & 0 & 0 & K_{eig9}^w \end{bmatrix}$$

$$\Rightarrow U \cdot \tau = U \cdot K_{eig} \cdot \Psi^T \text{ note } \Theta = W_{aug} \cdot \Psi, \text{ where } W_{aug} = \begin{bmatrix} W & O \\ O & W \end{bmatrix}$$

$$\Rightarrow U \cdot \tau = U \cdot K_{eig} \cdot W_{aug}^{-1} \cdot \Theta^T$$

$$\Rightarrow T = K \cdot \Theta^T \text{ where } K = U \cdot K_{eig} \cdot W_{aug}^{-1}$$

전상태피드백 계인과 고유벡터피드백 계인은 동일 좌표계선상에서 비교될 수 있다. 하지만 전상태피드백의 경우 18 개의 계인 파라미터 모두가 독립적인 값인데 비해, 고유벡터피드백 계인의 경우 그 중 6 개의 파라미터만이 독립적이다.

4. 결과

4.1 시뮬레이션

2 세그먼트 역진자 모델의 전상태 피드백 제어 기법을 이용한 시뮬레이션 결과  $R^2 \approx 0.82 \pm 0.4$  를 확인하였으며, 고유벡터피드백 제어의 경우 2 세그먼트와 3 세그먼트의 두가지 모델 모두에서 시뮬레이션 결과치가  $R^2 \approx 0.72$  를 넘지 못했다. 2 세그먼트 고유벡터피드백 제어의 경우 간혹 Fig. 4 의 경우와 같이  $R^2 \approx 0.82$  의 시뮬레이션 결과를 보이는 경우도 있었지만 전반적으로  $R^2 \approx 0.80$  이상을 만족하지는 못했다.

Table 1 은 3 세그먼트 고유벡터피드백 제어 기법을 이용하여 인체 자세응답을 재현한 경우 조인트 토크의 시뮬레이션 결과를 나타낸다. 외란의 크기가 커질 경우 시뮬레이션 결과가 조금씩 증가하는 경향을 보이지만 전반에 걸쳐  $R^2 \approx 0.80$  에 훨씬 미치지 못하는 낮은 수치를 보인다. 15cm 외란의 결과치는 발꿈치를 들거나 발을 내딛는 경우가 많아 시뮬레이션이 불가능한 경우가 대다수 였기에 생략하였다.

4.2 Off-diagonal terms

고유벡터피드백 제어 기법의 유효성을 검증하는 방법의 일환으로 최적화(Optimization)를 통해 획득한 전상태 피드백 계인을 좌표계 변환을 통해 고유벡터 좌표계상으로 이동한 후 Off-diagonal 텀이 0 에 가깝게 되는지 확인하였다.

Table 1 simulation result  $R^2$  of joint torque with 3-segment eigenvector feedback control

	Perturbation magnitude (cm)					
	3	4.5	6	7.5	9	12
Sub01 (27/35)	0.73 ± .05 (2/5)	0.66 ± .05 (4/5)	0.66 ± .08 (4/5)	0.69 ± .06 (4/5)	0.74 ± .03 (5/5)	0.82 ± .03 (5/5)
Sub02 (33/35)	0.65 ± .08 (4/5)	0.64 ± .03 (4/5)	0.70 ± .07 (5/5)	0.74 ± .03 (5/5)	0.75 ± .02 (5/5)	0.86 ± .03 (5/5)
Sub03 (23/35)	0.58 ± .09 (3/5)	0.60 ± .07 (4/5)	0.70 ± .05 (4/5)	0.60 ± .01 (2/5)	0.70 ± .07 (5/5)	0.69 ± .04 (3/5)
Sub04 (25/35)	0.60 ± .03 (4/5)	0.57 ± .05 (4/5)	0.66 ± .07 (5/5)	0.67 ± .04 (4/5)	0.82 ± .07 (2/5)	0.79 ± .02 (4/5)
Sub05 (22/35)	0.72 ± .03 (3/5)	0.72 ± .03 (4/5)	0.72 ± .08 (4/5)	0.82 ± .06 (5/5)	0.78 ± .07 (5/5)	0.79 ± .00 (1/5)

(accepted trials / total trials)

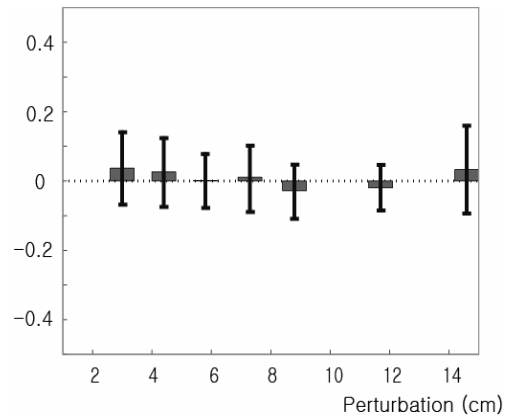
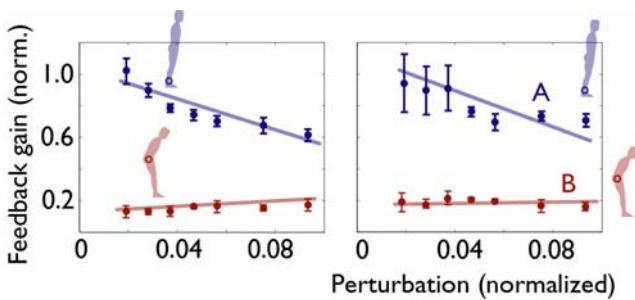


Fig. 5 Off-diagonal terms of full-state feedback gain in eigenvector coordinate

$$K_{eig\_conv} = \begin{bmatrix} K_{eig1}^\theta & K_{eig2}^\theta & K_{eig1}^w & K_{eig2}^w \\ K_{eig3}^\theta & K_{eig4}^\theta & K_{eig3}^w & K_{eig4}^w \end{bmatrix} \text{ 에서}$$

Off-diagonal 값인  $K_{eig2}^\theta$ ,  $K_{eig2}^w$ ,  $K_{eig3}^\theta$ ,  $K_{eig3}^w$  의 통계 검정 결과 특히  $K_{eig3}^\theta$  에서 0 과는 상당히 다른 결과치를 확인하였다( $P < 0.01$ ). Fig. 5 는 외란의 크기별로 Sub01 의 Off-diagonal 텀들 평균값을 나타낸 결과 그래프이며, Sub02 또한 0 에 수렴하는 값을 보이지 못했다. 고유벡터피드백 좌표계상에서 대각(Diagonal) 텀의 경우는 1 에 가까운 값을 확인할 수 있었다.



**Fig. 6** Gain scaling of full-state feedback control(left) and eigenvector feedback control(right)

### 4.3 게인 스케일링

외란에 대응하는 자세전략 변화를 게인 파라미터의 변화를 통해 나타내었다. 외란의 크기가 증가함에 따라 앵글전략에서 힙전략으로 변화하는 과정을 각기 다른 제어 기법을 통해 구현한 결과, 전상태피드백 제어 기법에서 보다 뚜렷한 스케일링 경향을 확인할 수 있었다.

**Fig. 6**의 A, B는 2 세그먼트 전상태피드백 게인 파라미터,

$$K = \begin{bmatrix} K_1^\theta & K_2^\theta & K_1^\omega & K_2^\omega \\ K_3^\theta & K_4^\theta & K_3^\omega & K_4^\omega \end{bmatrix} \text{에서 각각 } K_1^\theta, K_4^\omega$$

를 나타낸다. 선행연구 결과 게인 파라미터 A와 B가 인체를 모사한 역진자 시스템의 안정도에 가장 큰 영향을 미치는 것으로 나타났으며, 스케일링 되는 경향 또한 뚜렷하였다.

## 5. 토 의

### 5.1 고유벡터피드백 제어와 좌표계 변환

본 연구에서 검증하고자 하는 고유벡터피드백 제어의 개념은 중추신경계가 외란에 대응하는 제어 플랜을 세울 때 고유벡터 좌표계 상에서 인체 시스템을 모드별로 분리한 후 해당 모드에만 관계하는 보상토크를 발생하는 기전을 채택한다는 것이다. 이는 3 세그먼트 인체 모델의 경우 18 개의 제어 변수를 필요로 했던 기존 전상태피드백 기법과 비교했을 때 삼분의 일로 변수를 줄이는 효과를 가져올 수 있으며, 인체의 자세응답을 시스템의 모드별로 분리한 후 개별적으로 이해할 수 있다는 장점이 있다.

### 5.2 게인 스케일링의 의미

외란의 크기가 증가함에 따라 변화하는 게인 파라미터의 추이를 분석함으로써 자세대응 전략의 변화를 확인할 수 있다. 2 세그먼트 이상의 인체 모델을 사용할 경우 외란에 따른 앵글전략과 힙전략의 변화를 스케일링 현상을 통해 설명할 수 있으며, 3 세그먼트 이상의 경우 외란의 크기별로 무릎전략(Knee strategy)의 기여도를 판별할 수 있다.

### 5.3 동적 응답 특성 분석의 의미

외란에 대응하는 인체의 대응 전략을 상체와 하체의 동적인 움직임 을 통해 분석하고자 하는 시도는 기존에 정적인 응답 특성에 국한되었던 균형 능력 평가의 한계를 넓힐 수 있다. 단순 직립상태에서 압력중심(Center of pressure)이나 무게중심(Center of mass) 등 단변수 물리량의 변화를 통한 분석으로는 정확히 진단할 수 없었던 자세대응 전략의 변화를 정량화 할 수 있을 것으로 기대한다.

### 5.4 본 연구의 한계점

본 연구에선 인체를 2, 3 세그먼트 역진자를 이용하여 모델링 하였으며, 비선형 인체 운동 방정식을 선형화한 후 분석을 시도하였다. 이는 다관절로 이루어진 비선형 인체 시스템을 단순화하면서 발생하게 되는 모델링 오차를 피할 수 없을 것으로 생각되며, 시불변 게인 파라미터를 이용한 분석이라는 점에서도 그 한계점을 찾을 수 있다.

또한 실험 조건이 실제 미끄러짐 현상과는 다소 거리가 있을 수 있으며, 피험자에게 인위적으로 발꿈치를 들거나 발을 내딛지 말라는 조건을 제시한 것도 실험 디자인상의 한계점이라 할 수 있다.

## 6. 결 론

본 연구결과를 통해 인체의 자세응답은 고유벡터 좌표계 상에서 모드별로 독립적으로 이루어지기 보단, 모드에 관계없이 상체와 하체의 동적인 움직임 모두를 종합적으로 판단하여 각 관절에 토크를 인가하는 방식에 가깝다는 결론을 도출할 수 있었다. 시뮬레이션, Off-diagonal term, 그리고 게인 스케일링 현상을 통해 고유벡터 피드백의 유효성을 검증한 결과 전상태피드백의 해석과 비교해 그 실효성이 현저히 떨어지는 것을 확인할 수 있었다. 고유벡터피드백의 특성상

전상태피드백의 결과를 넘을 수 없는 것은 자명한 사실이지만, 시뮬레이션 결과를 토대로 볼 때, 전외란 범위에 있어 고유백터피드백 제어를 적용하여 인체의 자세응답을 분석하기에 무리가 따르는 것으로 판단된다. 물론 구간에 따라 시뮬레이션 결과가 전상태피드백에 준했던 경우도 있었지만 그 경우가 많지 않아 긍정적인 방향으로 해석할 수는 없었다.

## 후 기

본 연구는 한국기계연구원 기본사업(과제명: 균형기능의 정량화를 통한 진단시스템 개발)의 지원으로 수행되었습니다.

## 참고문헌

- (1) Philippe, M., 2003, "Evaluation of the Lambda Model for Human Postural Control During Ankle Strategy," *Biol Cybern*, Vol. 89, pp. 227~236.
- (2) Kuo, A.D. and F.E. Zajac, 1993, "A Biomechanical Analysis of Muscle Strength as a Limiting Factor in Standing Posture," *J Biomech*, Vol. 26, pp. 137~150.
- (3) Barin, K., 1989, "Evaluation a Generalized Model of Human Postural Dynamics and Control in the Sagittal Plane," *Biol Cybern*, Vol. 61, pp. 37~50.
- (4) Yang, J.F., D.A. Winter, and R.P. Wells, 1990, "Postural Dynamics in the Standing Human," *Biol Cybern*, Vol. 62, pp. 309~320.
- (5) Alexandrov, A.V., 2005, "Feedback Equilibrium Control During Human Standing," *Biol Cybern*, Vol.93, pp. 309~322.
- (6) Kuo, A.D. and F. Zajac, 1993, "Human Standing Posture: Multijoint Movement Strategies Based on Biomechanical Constraints," *Prog Brain Res*, Vol. 97, pp. 349~358.
- (7) Park, S., F.B. Horak, and A.D. Kuo, 2004, "Postural Feedback Responses Scale with Biomechanical Constraints in Human Standing," *Exp Brain Res*.
- (8) Bedford and Fowler, 2002, "Engineering Mechanics - Dynamics. 3 ed," Pearson Prentice Hall.
- (9) Winter, D.A., 1992, "Biomechanics and Motor Control of Human Movements 2nd ed," University of Waterloo Press, Waterloo, Canada.
- (10) Kuo, A.D., 1998, "A Least-Square Estimation Approach to Improving the Precision of Inverse Dynamics Computations," *Trans ASME Bioeng*, Vol. 120, pp. 148~159.
- (11) Kuo, A.D., 1995, "An Optimal Control Model for Analyzing Human Postural Balance," *IEEE Transactions on Biomechanical Engineering*, Vol. 42, pp. 87~101.
- (12) Venkataraman, P., 2002, "Applied Optimization with Matlab Programming," Wiley-interscience.
- (13) Alexandrov, A.V., 1998, "Biomechanical Analysis of Hip and Ankle Strategies During Fast Forward Upper Trunk Bending".