

머리운동 제어 시스템의 모델링과 시뮬레이션에 관한 연구

남 문 현, 조 용 진

건국대학교 공과대학 전기공학과

MODELLING AND SIMULATION OF HEAD MOVEMENT CONTROL SYSTEMS

Nam Moon Hyon, Cho Yong Jin

Dept. of Electrical Engineering, Kon-kuk Univ.

1. 서론

인간의 생체역학적 운동을 제어하는 신경제어 시스템의 제어행위는 매우 복잡한 생리적 현상으로 이러한 특성을 공학적인 측면에서 해석하려면 시스템의 특성을 잘 표현할 수 있는 수학적 모델이 필요하다. 이러한 모델을 통하여 운동 제어 시스템의 동특성을 광 범위하게 연구하고 제어행위를 정량화 할 수 있으며, 의학 및 산업적으로 응용할 수 있다. 아울러 이와같은 모델은 생리학적인 데이터에 근거를 둔 것으로서 궁극적인 목적은 중추신경계의 기능과 신경 지배에 의한 운동제어이론의 도출과 응용에 있다.

본 논문에서는 Zangemeister 등(1981)의 모델을 근거로 시뮬레이션을 통하여 머리운동 제어 시스템의 특성을 조사하는데 목적이 있다.

연구의 범위와 방법은 다음과 같다.

- 1) 시스템의 감도특성을 알아보기 위해 매개변수 변화가 출력에 미치는 영향을 구한다.
- 2) 모델의 동특성 데이터를 근거로 운동지속시간(duration), 최대속도, 최대 가속도의 Main-Sequence 도를 작성하여 다른 운동 특성과 비교한다.
- 3) 시스템의 시간최적성(최적 제어)을 조사하기 위하여 펄스-스텝 제어신호의 스위칭 차수를 변화시킬 경우의 응답을 조사한다.
- 4) 머리-안구운동의 상호관계를 모델의 변수, 계수 및 동특성을 통하여 공학적인 측면에서 비교, 검토한다.

II. 머리운동 시스템의 이론적 고찰

1. 모델연구의 배경

최근의 근육운동에 대한 제어이론의 연구분야로는 안구운동 외에도 팔(손), 머리, 다리(보행포함) 운동에도 접근이 시도되고 있는데, 이 가운데 머리 운동계는 안구 운동과 밀접한 관계를 갖기 때문에 많은 연구의 대상이 되고 있다.

종래의 매뉴얼 제어에서는 손이나 다리 운동을 제어 입력으로 사용하여 왔으나, 머리운동을 제어입력으로 이용할 경우 조작자에게 과 부하나 방해할 주지 않고

부가적인 제어입부를 수행할 수 있다. 빠르고 정밀한 머리운동은 인간에게 있어서 자연적인 생리활동으로 지각과 외부환경에 대한 반응과 밀접하게 관계되어 있기 때문에, 이와같은 특성을 고려하여 유인 또는 무인 비행 제어, 사격제어, 목표추적, 경찰등의 장비에 헬멧 부착식 시각장치가 실용화 되고 있다(Barnes, 1975). 제어입력으로서, 머리운동은 재활공학에서도 쓰이고 있는데 Leifer(1981)는 로봇틀을 이용한 보조 장치 구성에서 손이나 발을 쓸 수 없는 사지 마비환자의 제어입력수단의 하나로서 머리운동을 이용하고 있으며, 휠체어의 운전제어에도 실용화 하고 있다.

2. 모델의 구조

그림1은 모델의 구조를 나타낸 것으로 2차시스템의 관성, 점성, 탄성을 갖는 부하와 점성과 탄성들로 이루어진 근육이 대칭적으로 연결되어 구성되며, 여기서 근육들은 머리가 수평으로 회전하도록 작용하는 좌우 판상근과 흉쇄유돌근을 비롯하여, 여러개의 조그만 근육들을 집중 정수로 나타낸 것이다.

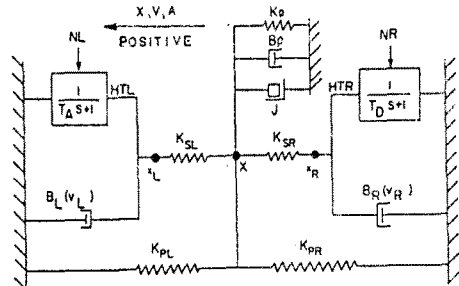


그림1. 머리운동 모델의 구조

모델로 들어오는 입력은 운동신경 종판에 있는 시냅스 집합(synaptic junction)으로부터의 운동근 신경의 발화 주파수를 NEWTON(N)으로 나타낸 좌우의 신경제어 신호 NL과 NR이다. 이 NL과 NR은 각 근육에 대한 칼슘의 활성화와 생체 물리학적 프로세스를 나타내는 1차계를 통과한다. 이 때, 이 1차시스템에서 나온 출력변수는 가상적인 장력 HTL과 HTR 인데 그것은 장력발생기와

병렬로 동작하는 등가분포 비선형 점성BL과 BR을 나타내기 위하여 Hill의 힘-속도 관계에 적합한 속도와 결합된다.

3. 신경 제어 신호

본 연구에서 사용한 제어 신호의 형태는 제어 대상의 물리적인 특성과 제어 신호에 의한 동적 특성이 나타나도록 하였다. 신경 발화(제어 신호 발화)는 머리운동 궤적에서 발생하는 신경 펄스 주파수를 나타내며, 펄스 발화의 폭, 펄스 발화가 지속되는 시간은 동근과 길항근이 계속 운동을 하고 있는 기간이며, 펄스 발화의 크기(높이)는 피로도(tiring)와 뉴우런(neuron)의 수를 나타낸다.

뉴우런의 수는 신경 제어 신호와 밀접한 관계가 있으며, 아울러 신경 제어 신호를 유추하기 위해서는 뉴우런의 수를 나타내는 것이 중요하다. 이러한 사실은 신경 생리학 관련분야와 제어공학간에 밀접한 관계가 있음을 보여주는 것이다.

본 연구의 기준 제어 신호는 그림2와 같으며, 크기는 15.69 [N·m]이고 폭은 150 [ms]이다.

4. 수학적 해석

모델의 신경 제어 신호(NL, NR)는 펄스-스텝 형태로서 시정수 TA, TD인 1차 지연요소를 거쳐서 지수함수 형태로 바뀐 다음 동근, 길항근을 수축 또는 이완하여 목표물을 추적하게 하여준다. 머리운동은 다음과 같은 여섯 개의 상미분 방정식(상태 방정식)으로 나타낼 수 있다.

$$\begin{aligned} \dot{X} &= V \\ \dot{X} &= (HTL - K_{SL}(X_L - X)) / BL \\ \dot{X} &= (-HTR - K_{SR}(X_R - X)) / BR \\ \dot{V} &= (-K_{PX} - B_P V + K_{SL}(X_L - X) + K_{SR}(X_R - X)) / J \\ HTL &= (1/T_A)(NL - HTL) \\ HTR &= (1/T_D)(NR - HTR) \end{aligned} \quad (1)$$

윗식을 정리하면 다음과 같이 상태방정식으로 표현할 수 있으며

$$\dot{X} = AX + BU$$

행렬 A 와 B는 다음과 같이 표현된다.

$$A = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 & 1 & 0 & 0 \\ \frac{K_{SL}}{BL} & -\frac{K_{SL}}{BL} & 0 & 0 & \frac{1}{BL} & 0 \\ \frac{K_{SR}}{BR} & 0 & -\frac{K_{SR}}{BR} & 0 & 0 & \frac{1}{BR} \\ \frac{B_P}{J} & -\frac{K_{SL}}{J} - \frac{K_{SR}}{J} & \frac{K_{SL}}{J} & \frac{B_P}{J} & -\frac{B_P}{J} & -\frac{B_P}{J} \\ 0 & 0 & 0 & 0 & -\frac{1}{T_A} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & -\frac{1}{T_D} \end{bmatrix} \quad B = \begin{bmatrix} 0 & 0 \\ 0 & 0 \\ 0 & 0 \\ 0 & 0 \\ \frac{1}{T_A} & 0 \\ 0 & \frac{1}{T_D} \end{bmatrix} \quad (2)$$

5. 시간 최적성

머리운동중에 발생하는 속도 및 가속도는 머리운동 시스템이 시간최적으로 제어되고 있음을 추측해 한다. 이때의 신경 제어 신호는 다중 펄스-스텝 형태이며 머리가 움직이는 목표물을 최소의 시간으로 빨리 움직이도록 한다. 만일 머리운동이 한번 만 발생할 때 (X2-X1) (X1-X3)는 양의 값을 가지고, 머리운동의 제어 신호는 최대값과 최소값 사이를 스위칭하게 되며, 결국 머리운동 시스템이 시간최적으로 응답하기 위해서는 bang-bang 제어법칙이 적용되어야 함을 알 수 있다.

III. 시뮬레이션

1. 감도 해석법

1) 감도계수

시스템을 구성하고 있는 매개변수의 변화가 출력에 미치는 영향은 매우 중요하며, 감도계수는 매개변수값의 변화율에 대한 출력변화율의 비로 표현된다. 여기서 계수의 값이 클수록 그 소지는 시스템의 특성에 더 큰 비중을 차지하고 있음을 나타낸다.

감도계수를 알아보는 식은 다음과 같이 쓸수있다.

$$S_{ij} = \frac{db_i / b_{i0}}{dp_j / p_{j0}}$$

- abi: 시스템 출력변수의 변화값
- bio: 시스템 출력의 공칭값
- apj: 매개변수의 변화값
- pjo: 매개변수의 출력값

본 연구에서는 시스템 출력의 공칭값은 10도(원호)라 운동시의 1차 제어 신호에 대한 응답 출력을 취하였고, 감도 계수를 구하기 위한 기준은 그림2와 같이 하였다.

각 매개변수의 값을 공칭값의 30%에서 300%까지의 범위에서 변화시켰을때 제어 신호의 펄스높이(PH)와 펄스폭(동근의 펄스폭PW1, 길항근의 펄스폭PW2)이 응답출력에 가장 많은 영향을 미치고 있음을 알 수 있다(표1).

2) 펄스 높이 (PH)

동근과 길항근의 펄스폭(PW1, PW2)을 일정하게 유지하고, 기준값(100)의 100%~200% 사이에서 펄스높이(PH)를 변화 시켰다. 그림3과 같이 머리 운동크기가 증가하였고, 속도와 가속도 역시 증가함을 알 수 있다.

3) 동근의 펄스폭 (PW1)

펄스의 높이가 일정하게 유지되고, 동근의 펄스폭이 변화할 때, 이 변화는 최대도 이용할 수 있는 힘을 사용해서 제어의 시간 최적 형태에 응답하는 특별한 머리운동 모델을 이끌어 낸다. 동근의 펄스폭이 더욱더 길어질 때 운동의 크기는 선형적으로 증가한다. 변화는 기준값(100)의 50%에서 150%사이에서 변화 시켰다.그런4 볼 보면 좁은 범위의 머리운동이 넓은 범위의 머리운동보다도 훨씬 더 빨리 최종크기에 도달 함을 알 수있다.

이것은 시간 최적원리가 적용되고 있음을 보여주는 한 예라고 할 수 있다.

4) 길항근의 펄스폭 (PW2)

신경 생리학적으로 역 반응시간의 지속시간인 길항근 펄스폭은 운동의 동적인 위상을 빨리 끝내도록 도와 주며, 꺾적이 향하고 있는 마지막 부분을 지배한다.

그림5에서 펄스높이(PH)와 동근의 펄스폭(PW1)은 일정하게 유지하고, 반면에 길항근의 펄스폭은 공칭값 (14 ms)에 대해서, 2ms에서 98ms의 범위 안에서 변화 시켰다. 이 반응에서 98ms의 길항근 펄스폭에 대해서는 0으로 감소되었다. 따라서, 펄스폭(PW2)이 매우 크게 증가 되었을때 그 운동은 단지 멈추는 것이 아니라 실제적으로는 역으로 작용함을 알 수 있다.

2. Main - Sequence 관계

일반적으로 머리운동시 최대속도 및 운동지속시간은 운동크기에 비례하여 증가한다. 본 모델에 대한 이와 같은 특성을 연구하기 위하여 제어신호의 펄스폭 및 펄스높이를 조절하여 머리운동의 크기를 2.0deg-100deg 까지 변화 시켰을 경우 머리운동크기에 대한 운동지속 시간, 최대속도 관계를 대수-대수 눈금으로 구성 하여 그림6에 나타내어 타 연구 결과와 비교하였다.

3. 모델의 선형화

머리운동 시스템이 비선형으로 표현되는 원인은 동근의 수축속도와 이때 발생하는 장력과의 관계가 비선형이기 때문이다. A.V.Hill은 이와 같은 특성을 아래의 식으로 표현 하였다.

$$(P + a)(V + b) = (P_0 + a)b \tag{4}$$

P<sub>0</sub> = 근육의 최대 수축력

P = 근육의 수축력

a ≐ 1/4 P<sub>0</sub>

b ≐ 1/4 V<sub>max</sub>

위의 식을 P에 대하여 정리하면

$$P = P_0 - \{(P_0 + a)/(V + b)\}V = P_0 - BaV \tag{5}$$

안구운동과의 비교, 그리고 생리학적 데이터를 근거로 운동지속시간동안 점성계수의 변화에 대한 평균치를 구한 결과 다음과 같은 값을 얻을 수 있었다.

$$B_{og} = 4.71 \times 10^{-2} \text{ (N. sec/deg)} \tag{6}$$

$$B_{ot} = 2.75 \times 10^{-2} \text{ (N. sec/deg)}$$

위의 값을 식(2)에 대입하여 정리하면 행렬 A와 B는 다음과 같이 구성된다.

$$A = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 & 1 & 0 & 0 \\ 8.96 & -8.96 & 0 & 0 & 0.21 & 0 \\ 15.36 & 0 & -15.36 & 0 & 0 & -0.36 \\ -494.44 & 238.89 & 238.89 & -11.11 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & -20 & -20 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & -20 \end{bmatrix} \quad B = \begin{bmatrix} 0 & 0 \\ 0 & 0 \\ 0 & 0 \\ 0 & 0 \\ 20 & 0 \\ 0 & 20 \end{bmatrix}$$

모델의 선형화를 통하여 시뮬레이션한 출력은 그림7에 나타내었다.

4. 시간 최적 응답

신경 제어신호의 스위칭 차수에 따른 시스템의 응답 특성에서 10도 머리운동에 대한 제어신호의 응답특성은 길항근에 억제동 펄스가 가해짐으로서 가장 빠른시간에 정착시간을 나타내어 목표점에 도달하므로 시간최적 응답이 행해지고 있음을 알 수 있다.

IV. 고찰

1. 머리와 안구운동의 비교

머리는 안구보다 크기가 크며, 무거워 관성이 크다. 이러한 관성의 차이, 긴장 반사의 우월성 및 해부학적 구조에 의하여 머리운동은 점관성(visco-inertial)운동인데 비하여, 안구는 점탄성(visco-elastic)을 한다. 머리는 안구관성의 10<sup>4</sup>배, 점성은 10<sup>2</sup>배에 달하며, 탄성은 거의 같다. 10° 운동에서 머리를 운동하는데 드는 힘은 눈의 10배가 되며 머리운동 속도는 안구의 1/5, 가속도는 1/40, 평균 속도는 10배가 넘는다(Zangemeister 1981). 안구의 빠른 saccade운동은 속도가 550°/sec 정도이고, 안구 보상운동을 하는 머리 운동은 최대 300°/sec로서 전형적으로는 50°-100°의 범위이다(Robinson 1979). 또한, 머리운동은 혼련과 반목을 통하여 시표의 위치를 예측할 수 있으며, 시간 최적 운동을 얻을 수 있다.

2. Main-Sequence 관계

안구운동의 모델 연구에서는 정확한 측정법과 더불어 상호신경지배, 신경발화의 펄스 스텝 제어, 신호 envelope, 한 속도 관계, 근육모델과 같은 근육생리 기능이나 신경생리학에서 main-sequence 관계가 유용하다는 것이 입증되었다. 이와같은 관점에서 main-sequence는 머리운동의 동특성 해석, 모델링과 임상적 응용에 이용할 수 있다. 본 연구에서는 서로의 main-sequence를 살펴봄으로서 상호관계를 비교해 보았다. 그림8은 운동의 크기에 대한 운동지속시간, 최대속도, 최대 가속도의 main sequence 선도를 나타내었다.

V. 요약

본 연구는 머리운동 제어 시스템에 대한 생체 물리학적인 모델링과 시뮬레이션을 통하여 모델의 동특성을 조사하였으며, 생체운동(머리-안구)의 상호 관계를 비교하였다. 결과를 요약하면 다음과 같다.

- 1) 시스템을 구성하고 있는 매개변수의 변화가 출력에 미치는 영향을 조사하기 위해 감도해석법을 써서 감도계수를 구한 결과, 입력 제어신호의 펄스높이 (PH), 동근의 펄스폭(PW1), 길항근의 펄스폭(PW2)이, 시스템의 출력특성을 결정하는 가장 중요한 매개변수임을 알 수 있었다.



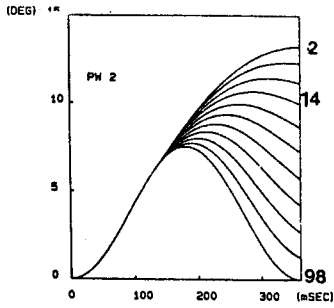
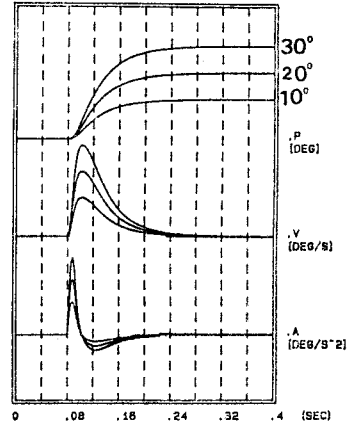


그림5. 김항근의 펄스폭(PW2)에 대한 응답



HEAD MOVEMENT SIMULATION  
그림7. 모델의 선형화를 통한 시뮬레이션 응답

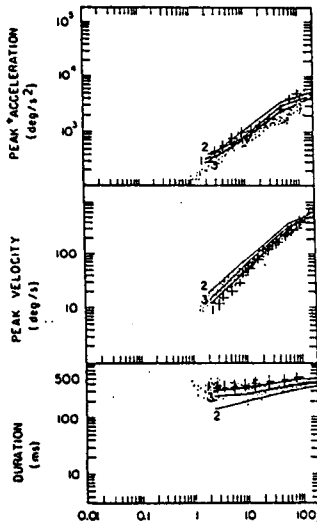


그림6. 머리운동에 대한 Main-Sequence선도  
( 실험 데이터, 모델의 데이터,  
-Zangemeister의 데이터)

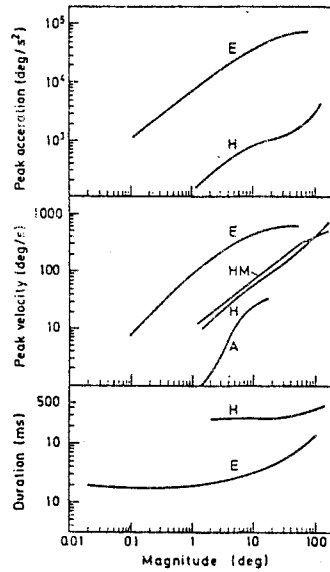


그림8. 안구(E), 머리(H), 머리모델(HM), 팔(A)운동의  
Main-Sequence선도 비교(Zangemeister, 1981)