

근육 모델을 적용한 인체 진동 모델의 동적 해석

Dynamic analysis of the human vibration model in which muscle models are applied

조영남* · 채제욱** · 유홍희†

Young Nam Jo, Je Wook Chae and Hong Hee Yoo

1. 서 론

차량이나 기차, 선박, 비행기 등에 탑승 시 인체에 가해지는 진동은 불쾌감이나 피로감, 작업 능률 저하 또는 질병의 원인이 되기도 한다. 따라서 인체에 좋지 않은 영향을 미치는 진동을 규명하고 그러한 진동을 줄이기 위한 연구가 많이 수행되어 왔다. 인체에 해로운 영향을 끼치는 진동을 규명하기 위해 피험자를 대상으로 실험을 하는 방법은 시간과 노력이 많이 들어갈 뿐만 아니라 강한 진동의 경우 인체의 손상을 유발할 수 있기 때문에 위험하다. 따라서 인체의 진동 특성을 잘 표현할 수 있는 인체 진동 모델을 이용해 진동이 인체에 미치는 영향을 평가하는 연구가 진행되어 왔다. 이러한 인체 진동 모델은 대부분 몇 개의 강체 및 스프링-댐퍼를 이용하여 모델링 되었다. 하지만 실제 인체의 근육은 길이에 따라 발생시키는 근력의 크기가 달라지고, 관절의 각도에 따라 근력과 관절 사이의 모멘트팔 길이가 달라진다. 따라서 근육을 단순히 선형 스프링-댐퍼로 모델링하기는 무리가 있다. 본 연구의 목적은 기존 인체 진동 모델의 스프링-댐퍼 대신 근육 모델을 이용함으로써 보다 개선된 인체 진동 모델을 개발하는 것이다.

2. 해석 방법

2.1 기존 인체 진동 모델

본 연구에서 사용된 인체 진동 모델은

Matsumoto(2001)가 제안한 모델을 이용하였다(그림 1). 이 모델은 의자에 앉은 상태의 인체를 모델링한 것으로 5개의 강체 및 스프링-댐퍼로 구성되어 있다. 또한 시상면(sagittal plane)에서 평면운동을 한다고 가정하였고 각 관절은 핀조인트로 모델링 하였다. 그림 1에서 1번 강체는 다리를, 2번 강체는 L5에서 골반을, 3번 강체는 T11에서 L3까지를, 4번 강체는 장기를, 5번 강체는 머리에서 T10까지를 나타낸다. 또한 스프링 및 댐핑계수는 걸보기 질량 및 가속도 전달률의 인체 실험 결과와 진동모델 해석 결과 사이의 오차가 최소화 되도록 최적화 방법을 이용해 결정되었다. 이 값들은 Matsumoto(2001) 논문에서 자세히 제시되어 있다.

2.2 근육 모델 적용

(1) 근육 모델

본 연구에서 근육 모델은 Hill-type 근육-건 모델을 적용하였다. 근육에 신경으로부터 자극(neural excitation)이 전달되면 근육의 활성화도(activation)가 신경자극에 점근적으로 가까워지게 되고 이를 수식으로 나타내면 아래와 같다.

$$\dot{a}(t) = (e(t) - a(t))(c_1 e(t) + c_2)$$

근육이 활성화되면 근육의 길이, 수축속도에 따라 아래 식과 같이 수축력을 발생시키게 된다.

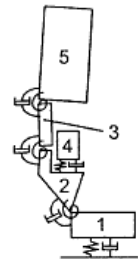


Figure 1 Human vibration model

† 교신저자; 정희원, 한양대학교 기계공학부
E-mail : hhyoo@hanyang.ac.kr
Tel : 02-2220-0446, Fax : 02-2299-8169

* 한양대학교 기계공학부

** 국방과학연구소

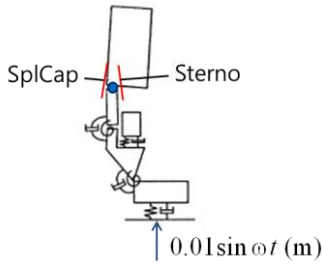


Figure 2 Human vibration model

$$\tilde{F}^m = \left\{ f_A(a, \tilde{l}^m) f_V(v) + f_p(\tilde{l}^m) \right\} \cos \phi(\tilde{l}^m)$$

근육에서 발생된 수축력은 건을 통해 뼈에 전달된다. 건의 변형률에 따른 수축력은 아래의 식으로 나타낼 수 있다.

$$\tilde{F}' = \begin{cases} 1480.3\varepsilon^2 & 0 < \varepsilon < 0.0127 \\ 37.5\varepsilon - 0.2375 & \varepsilon \geq 0.0127 \end{cases}$$

(2) 자세 제어 방법

본 연구에서는 Matsumoto 모델의 T10 아래에 위치한 관절 부분에 스프링-댐퍼 대신 두 개의 Hill-type 근육 건 모델을 적용하였다(그림 2). 근육을 이용해 자세를 유지하기 위해 관절의 각도 및 각속도에 따라 근육의 활성도를 PD제어 방법을 이용하여 제어하였다. 이를 수식으로 나타내면 아래와 같다.

$$a = a_0 + P_{gain} \cdot \Delta\theta + D_{gain} \cdot \omega$$

PD제어의 각 이득 값들은 최적화 방법을 이용하여 실험 결과와의 오차를 최소화 하도록 결정하였다.

3. 해석 결과

스프링-댐퍼를 근육으로 대체한 후 의자에서 수직방향의 가진이 가해질 때 인체의 겉보기 질량(apparent mass), T1 및 L1에서의 수직, 수평방향 가속도 전달률(acceleration transmissibility)을 구하였고 실험 결과와 비교해 보았다(그림 3). 여기서 굵은 실선이 실험 결과, 가는 실선이 기존 모델의 결과, 파란색 점이 본 연구에서 제시한 해석모델의 결과이다. 결과를 보면 T1부분의 가속도 전달률 해석 결과가 실험 결과와 더 가까워진 것을 확인할 수 있다. 따라서 인체 진동 모델을 개발할 때 스프

링-댐퍼 대신 근육 모델을 이용하여 보다 나은 결과를 얻을 수 있는 것을 확인할 수 있었다. 인체의 겉보기 질량이나 L1 부분의 결과는 기존 결과와 거의 차이가 없었다. 이는 두 결과가 스프링이 근육으로 대체된 관절인 T10 아래에 위치해 상대적으로 진동 특성의 변화가 작았기 때문이라고 판단된다. 다른 부위의 스프링-댐퍼 역시 근육 모델로 대체된다면 겉보기 질량이나 L1 부분의 가속도 전달률 역시 실험 결과와 더 가까워질 것이다.

후 기

이 논문은 국방과학연구소 생존성 기술 특화연구센터의 사업으로 지원받아 연구되었음. (계약번호 UD1200190D)

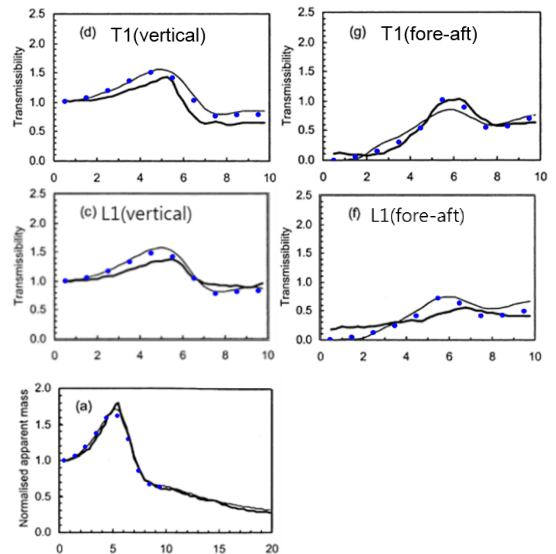


Figure 3 Analysis results