

〈논 문〉

승차감 평가를 위한 수직 방향의 인체 진동 모델 개발

Development of Vertical Biomechanical Model for Evaluating Ride Quality

조 영 건* · 박 세 진** · 윤 용 산*

Younggun Cho, Sejin Park, and Yong-San Yoon

(1999년 10월 25일 접수 : 2000년 2월 21일 심사완료)

Key Words : Biomechanical Model(인체 모델), Whole-body Vibration(전신 진동), Ride Quality(승차감)

ABSTRACT

This paper deals with the development of biomechanical model on a seat with backrest support in the vertical direction. Four kinds of biomechanical models are discussed to depict human motion. One DOF model mainly describes z-axis motion of hip, two and three DOF models describe z-axis of hip and head, and while nine DOF model suggested in this study represents more motion than the other model. Three kinds of experiments were executed to validate these models. The first one was to measure the acceleration of the floor and hip surface in z-axis, the back surface in x-axis, and the head in z-axis under exciter. From this measurement, the transmissibilities of each subject were obtained. The second one was the measurement of the joint position by the device having pointer and the measurement of contact position between the human body and the seat by body pressure distribution. The third one was the measurement of the seat and back cushion by dummy. The biomechanical model parameters were obtained by matching the simulated to the experimental transmissibilities at the hip, back, and head.

1. 서 론

최근에 들어 사람들은 점점 더 많은 이동을 하게 되어 진동에 노출될 가능성이 많아지고 있으며, 또한 진동으로 인한 피로나 질병들도 점점 증가하는 경향에 있다. 그래서 이러한 진동을 줄여 사람이 편안하게 작업 혹은 이동을 하게 만들기 위해서는 진동 혹은 충격이 인체에 미치는 영향과 인체를 통과하는 특성을 파악하는 것이 필요하게 된다.

여러 해 동안 이러한 전신 진동에 대한 많은 연구가 수행되어 진동에 대한 인체 응답 특성에 대한 많은 규명이 있어져 왔다. 이들 인체 진동 특성에 관한 연구는 가진 임피던스(driving-point impedance) 혹은 겉보기 질량(apparent mass)에 대한 연구와 전달 함수에 대한 연구에

대해서 이루어져 왔다. 이들 첫번째 두개의 특성은 가진 입력과 힘에 대한 특성에 관련이 되어있고, 나머지 특성은 인체를 통과한 진동의 전달과정과 관련이 있다. 몇몇 연구는 가진판과 엉덩이, 혹은 가진판과 머리의 전달 함수와 같은 인체 응답 특성을 얻는데 노력을 하고 있다. 이러한 결과로 엉덩이와 가진판 사이에는 대략 4~6 Hz에서 첫번째 공진이 나타난다는 것을 밝혔으며, 또한 의자와 머리사이에 대략 8~12 Hz에서 두 번째 공진이 발견되었다.^(1,2) 하지만 이러한 인체 진동 특성은 매우 여러 가지 인자들과 관련이 되어져 있는 복잡한 특성을 나타낸다. 즉 사람에게 따라서 나이, 성별, 무게, 크기등과 같은 차이(inter-subject variability)가 있을 수 있으며, 게다가 동일한 사람에게 대해서 측정을 한다고 할지라도 앉을 때마다의 앉는 자세, 근육의 힘을 주고 있는 정도 등등에 따른 차이(intra-subject variability)에 따라서 인체 응답 특성이 다를 수 있다⁽¹⁾. 지

* 정희원, 한국과학기술원 기계공학과

** 한국표준과학연구원 인간공학그룹

금까지 이러한 수직 방향의 인체 진동에 대한 여러 가지 전달 함수들을 통해서 몇 가지 인체 모델이 개발되어져 왔다.

인체는 여러 개의 스프링과 댐퍼로 연결되어져 있는 집중 질량으로 모델을 할 수가 있다. 예를 들어 Fairley⁽²⁾는 정규화된 질량(normalized apparent mass)를 이용해서 1자유도 시스템으로 근사화해서 구하였다. ISO 7962⁽³⁾에서는 4자유도 모델이 유도되어 있다. 하지만 그때 사용된 전달 함수는 여러 연구에 의해서 얻어진 결과를 통해서 만들어졌으며, 실험에 사용된 조건들이 정확하게 기술되어 있지 않는 문제점이 있다. 즉 가진시에 사용된 자세나 입력 가속도 수준이 정의되어 있지 않고 있으며 어떤 경우에는 발이 가진판과 접촉을 하고 또 어떤 경우에는 접촉을 하고 있지 못하는 실험데이터도 있다. 또한 등판의 유무, 안전벨트의 사용 유무들이 정확하게 기술되어져 있지 못하고 있는 문제점이 있다. Wei⁽⁴⁾는 엉덩이의 걸보기 질량을 이용해서 인체 모델의 계수들을 구하였으며, Kitazaki⁽⁵⁾는 유한요소법을 이용해서 척추를 모델링하였다. 그리고 Rakheja⁽⁶⁾는 이러한 모델들을 이용해서 강성과 마찰력에 따른 인체 진동 특성을 모의 실험하였다.

하지만 이런 모델들은 대부분 엉덩이 부위에서의 z방향의 전달 함수만을 이용해서 모델링 되어 있어서 머리카 등의 응답 특성을 표현할 수가 없으며, 또한 인체의 앉은 자세를 나타내고 있지 못하는 문제점이 있다. 또한 참고문헌(1, 7)에서 지적한 바와 같이 차량에 탑승한 운전자의 승차감에 가장 큰 영향을 미치는 측정 위치는 발과 엉덩이의 z방향과 등의 x방향의 진동이므로, 본 연구에서 이러한 운동을 나타낼 수 있는 인체의 앉은 자세를 바탕으로 엉덩이, 등, 머리의 응답 특성을 모두 만족 시킬 수 있는 9자유도의 모델을 제시하였다.

2. 모델링

2.1 1자유도 모델

1자유도 모델은 Fig. 1과 같이 인체를 한 개의 질량으로 간주하는 모델이다. 인체는 엉덩이 스프링 k_{v1} , 댐퍼 c_{v1} 으로 의자와 연결이 되어 있으며, 이는 다시 가진판과의 스프링 k_{sv1} 과 댐퍼 c_{sv1} 를 통해서 연결이 된다.

1자유도 모델에 대한 미분 방정식은 아래와 같이 표현할 수가 있다.

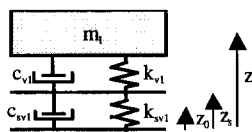


Fig. 1 One DOF human model

$$m_1 \ddot{z}_1 = f_q \quad (1)$$

여기에서 f_q 는 아래와 같이 엉덩이와 의자의 힘 요소(force element)에 의해서 생성된 힘을 의미한다.

$$f_q = \frac{(k_{v1} + c_{v1}s)(k_{sv1} + c_{sv1}s)}{(k_{v1} + c_{v1}s + k_{sv1} + c_{sv1}s)}(z_0 - z_1) \quad (2)$$

여기에서 z_0 는 수직 방향의 가진 변위이며 z_1 은 몸체의 변위이다. 실험을 통해 측정된 전달 함수는 가진판과 엉덩이 표면에서의 가속도 전달 함수이므로 이와 동일한 전달 함수(H_{1m})를 가진판과 엉덩이, 그리고 엉덩이 표면과 엉덩이 사이의 전달 함수를 이용해서 아래와 같이 변환할 수가 있다.

$$H_{1m}(s) = \frac{\ddot{z}_s(s)}{\ddot{z}_0(s)} = \frac{s^2 z_s(s)}{s^2 z_0(s)} = \frac{z_1(s)}{z_0(s)} \times \frac{z_s(s)}{z_1(s)} \quad (3)$$

이때 가속도는 변위의 2번 미분과 관계가 있으므로 가속도 전달 함수는 변위 전달 함수와 선형의 조건하에서는 동일한 값을 가지게 된다.

2.2 2자유도 모델

2자유도 모델은 Fig. 2와 같이 인체를 몸체와 머리로 나누는 모델로 ISO 5982⁽¹⁰⁾과 같은 형태의 모델이다. 여기에서 m_1 은 다리, 몸체, 팔을 나타내며, m_2 은 머리를 나타낸다. 이들 2개의 질량은 스프링 k_2 와 댐퍼 c_2 로 연결되어 있다. 마찬가지로 m_1 은 엉덩이 스프링 k_{v1} 와 댐퍼 c_{v1} 로 시트 표면과 연결되어져 있으며 이는 다시 시트 스프링과 댐퍼인 k_{sv1} 와 c_{sv1} 를 통해서 가진판과 연결되어져 있다.

아래의 미분방정식은 시스템 방정식을 나타낸다.

$$m_1 \ddot{z}_1 = f_q + k_2(z_2 - z_1) + c_2(\dot{z}_2 - \dot{z}_1) \quad (4)$$

$$m_2 \ddot{z}_2 = -k_2(z_2 - z_1) - c_2(\dot{z}_2 - \dot{z}_1)$$

여기에서 f_q 는 아래와 같이 엉덩이와 의자의 힘 요소에 의해서 생성된 힘을 의미한다.

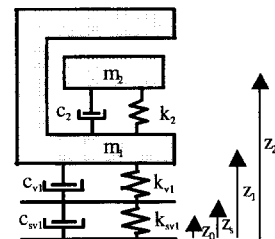


Fig. 2 Two DOF human model

$$f_q = \frac{(k_{v1} + c_{v1}s)(k_{sv1} + c_{sv1}s)}{(k_{v1} + c_{v1}s + k_{sv1} + c_{sv1}s)}(z_0 - z_1) \quad (5)$$

이들 방정식을 이용해서 엉덩이 표면과 가진판사이의 전달 함수(H_{1m}), 머리와 가진판 사이의 전달함수(H_{3m})를 아래와 같이 각각 나타낼 수 있다.

$$H_{1m}(s) = \frac{\ddot{z}_s(s)}{\ddot{z}_0(s)} = \frac{\ddot{z}_1(s)}{\ddot{z}_0(s)} \times \frac{\ddot{z}_3(s)}{\ddot{z}_1(s)} \quad (6)$$

$$H_{3m}(s) = \frac{\ddot{z}_2(s)}{\ddot{z}_0(s)} \quad (7)$$

2.3 3자유도 모델

3자유도 모델은 Allen⁽¹¹⁾ 의해서 제안된 모델로 Fig. 3에 서와 같이 3개의 질량으로 구성이 된다. 질량 m_1 은 다리, 아래몸체, 척추를 의미하며, 질량 m_2 는 윗몸체와 팔을 나타내며, m_3 는 머리를 의미한다. 질량 m_2 와 m_3 는 질량 m_1 연결이 되어져 있으며, m_1 은 엉덩이 k_{v1}, c_{v1} 에 의해서 시트와 연결되어져 있으며, k_{sv1}, c_{sv1} 에 의해서 가진판과 연결되어져 있다.

이들에 대한 미분 방정식은 아래의 식과 같다.

$$m_1 \ddot{z}_1 = f_q + k_2(z_2 - z_1) + c_2(\dot{z}_2 - \dot{z}_1) \quad (8)$$

$$m_2 \ddot{z}_2 = -k_2(z_2 - z_1) - c_2(\dot{z}_2 - \dot{z}_1) + k_3(z_3 - z_2) + c_3(\dot{z}_3 - \dot{z}_2)$$

$$m_3 \ddot{z}_3 = -k_3(z_3 - z_2) - c_3(\dot{z}_3 - \dot{z}_2)$$

마찬가지로 f_q 는 아래와 같이 엉덩이와 의자의 힘요소에 의해서 생성된 힘을 의미한다.

$$f_q = \frac{(k_{v1} + c_{v1}s)(k_{sv1} + c_{sv1}s)}{(k_{v1} + c_{v1}s + k_{sv1} + c_{sv1}s)}(z_0 - z_1) \quad (9)$$

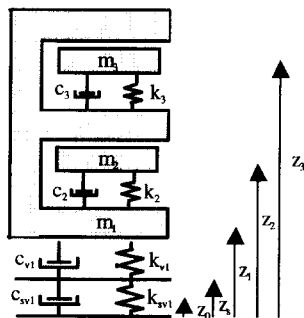


Fig. 3 Three DOF human model

이들 방정식을 이용해서 엉덩이 표면과 가진판사이의 전달 함수(H_{1m}), 머리와 가진판 사이의 전달함수(H_{3m})를 아래와 같이 각각 나타내었다.

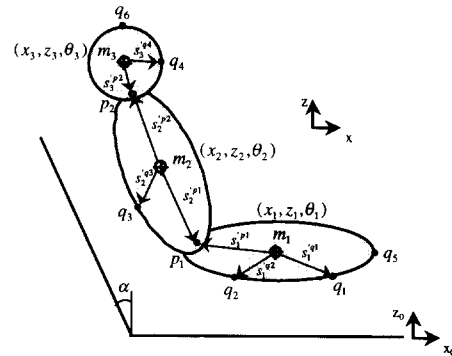
$$H_{1m}(s) = \frac{\ddot{z}_s(s)}{\ddot{z}_0(s)} = \frac{\ddot{z}_1(s)}{\ddot{z}_0(s)} \times \frac{\ddot{z}_3(s)}{\ddot{z}_1(s)} \quad (10)$$

$$H_{3m}(s) = \frac{\ddot{z}_3(s)}{\ddot{z}_0(s)} \quad (11)$$

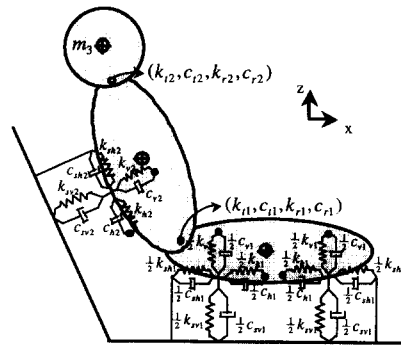
2.4 9자유도 모델

(1) 모델링

인체의 앞은 자세는 좌관에 의해 지지되는 아래 몸체와 등관에 의해서 지지되는 윗몸체에 의해서 표현이 된다. 차량에 탑승하였을 때의 등관의 역할은 척추의 근육에 있는 힘을 줄여주고, 앉아 있는 자세를 유지하여 주는 역할을 수행한다. 이러한 앉아 있는 자세를 모델링하여 시뮬레이션 하기위해서 3개의 강체로 인체 모델을 구성하였다. 이때 m_1 은 발, 아래몸체(lower torso)를 나타내며, m_2 는 윗몸체(upper torso)와 팔을 포함하며, m_3 는 머리를 나타낸다. 각각의 강체는 x, z 평면에서의 병진 자유도와 회전 자유도를 가져 각각 3자유도씩을 갖게 되므로 전체 모델은 9 자유도의 시스템으로 모델링을 수행하였다.



(a) Position



(b) Spring and damper

Fig. 4 Nine DOF human model

9자유도 모델을 시뮬레이션 하기 위해서 먼저 3개의 강체의 병진 상태 변수는 아래와 같이 정의하였다.

$$\begin{aligned} r_1 &= [x_1 \quad z_1]^T \\ r_2 &= [x_2 \quad z_2]^T \\ r_3 &= [x_3 \quad z_3]^T \end{aligned} \quad (12)$$

그리고 시트를 가진하여 주는 외부 입력은 r_0 로 정의하였다.

$$r_0 = [x_0 \quad z_0]^T \quad (13)$$

또한 3개의 강체의 회전 변환 행렬을 각각의 강체에 대해서 정의하였다.

$$\begin{aligned} A_1 &= \begin{pmatrix} \cos\theta_1 & -\sin\theta_1 \\ \sin\theta_1 & \cos\theta_1 \end{pmatrix} \\ A_2 &= \begin{pmatrix} \cos\theta_2 & -\sin\theta_2 \\ \sin\theta_2 & \cos\theta_2 \end{pmatrix} \\ A_3 &= \begin{pmatrix} \cos\theta_3 & -\sin\theta_3 \\ \sin\theta_3 & \cos\theta_3 \end{pmatrix} \end{aligned} \quad (14)$$

인체는 뼈와 뼈 사이에 인대(ligament)로 연결되어 있으며, 관절 사이에 인체를 지지하며 자세를 유지하는 힘을 주고 있으므로 이러한 특성을 모델링 하기 위하여 강체 사이에 연골을 나타내는 병진 스프링 및 댐퍼와 관절의 힘을 나타내는 회전 스프링 및 댐퍼로 강체 사이를 연결하였다.

$$\begin{aligned} l_{12} &= r_2 + A_2 s_2^{p_1} - r_1 - A_1 s_1^{p_1} \\ l_{23} &= r_3 + A_3 s_3^{p_2} - r_2 - A_2 s_2^{p_2} \end{aligned} \quad (15)$$

여기에서 l_{12} 은 1번 강체와 2번 강체 사이의 변위 벡터를 나타내며, l_{23} 은 2번 강체와 3번 강체 사이의 변위 벡터를 나타낸다. 그리고 이들 변위 벡터에 의해서 생성되는 힘은 아래와 같다.

$$\begin{aligned} f_{12} &= \begin{pmatrix} f_{(x)12} \\ f_{(z)12} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} k_{n1} & (0) \\ 0 & k_{n1} \end{pmatrix} l_{12} + \begin{pmatrix} c_{n1} & (0) \\ 0 & c_{n1} \end{pmatrix} \dot{l}_{12} \\ f_{23} &= \begin{pmatrix} f_{(x)23} \\ f_{(z)23} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} k_{n2} & (0) \\ 0 & k_{n2} \end{pmatrix} l_{23} + \begin{pmatrix} c_{n2} & (0) \\ 0 & c_{n2} \end{pmatrix} \dot{l}_{23} \end{aligned} \quad (16)$$

여기에서 k_{n1} 과 c_{n1} 는 1번과 2번 강체 사이의 병진 스프링과 댐핑 상수이며, k_{n2} 과 c_{n2} 는 1번과 2번 강체 사이의 회전 스프링과 댐핑 상수를 나타낸다. 마찬가지로 k_{n2} 과 c_{n2} 는 2번과 3번 강체 사이의 병진 스프링과 댐핑 상수이며, k_{n2} 과 c_{n2} 는 2번과 3번 강체 사이의 회전 스프링과 댐핑

상수를 나타낸다.

또한 인체와 시트의 접촉 부위인 3개의 위치(q_1, q_2, q_3)에서의 힘벡터를 $f_q = [f_{1q1}^T \quad f_{1q2}^T \quad f_{2q3}^T]^T$ 와 같이 정의하면 아래와 같은 9자유도 모델에 대한 비선형 미분 방정식을 구성할 수가 있다.

$$\begin{aligned} \begin{pmatrix} m_1 \ddot{x}_1 \\ m_1 \ddot{z}_1 \\ J_1 \ddot{\theta}_1 \end{pmatrix} &= \begin{pmatrix} f_{(x)12} + f_{(x)1q_1} + f_{(x)1q_2} \\ f_{(z)12} + f_{(z)1q_1} + f_{(z)1q_2} \\ n_1 \end{pmatrix} \\ \begin{pmatrix} m_2 \ddot{x}_2 \\ m_2 \ddot{z}_2 \\ J_2 \ddot{\theta}_2 \end{pmatrix} &= \begin{pmatrix} -f_{(x)12} + f_{(x)23} + f_{(x)2q_3} \\ -f_{(z)12} + f_{(z)23} + f_{(z)2q_3} \\ n_2 \end{pmatrix} \\ \begin{pmatrix} m_3 \ddot{x}_3 \\ m_3 \ddot{z}_3 \\ J_3 \ddot{\theta}_3 \end{pmatrix} &= \begin{pmatrix} -f_{(x)23} \\ -f_{(z)23} \\ n_3 \end{pmatrix} \end{aligned} \quad (17)$$

여기에서 모멘트는 아래와 같이 나타낼 수가 있다.

$$\begin{aligned} n_1 &= A_1 s_1^{p_1} \times f_{12} + A_1 s_1^{q_1} \times f_{1q_1} + A_1 s_1^{q_2} \times f_{1q_2} \\ &\quad + k_{r_1}(\theta_2 - \theta_1) + c_{r_1}(\dot{\theta}_2 - \dot{\theta}_1) \\ n_2 &= -A_2 s_2^{p_1} \times f_{12} + A_2 s_1^{p_2} \times f_{23} + A_2 s_2^{q_3} \times f_{1q_3} \\ &\quad - k_{r_1}(\theta_2 - \theta_1) - c_{r_1}(\dot{\theta}_2 - \dot{\theta}_1) \\ &\quad + k_{r_2}(\theta_3 - \theta_2) + c_{r_2}(\dot{\theta}_3 - \dot{\theta}_2) \\ n_3 &= -A_2 s_1^{p_2} \times f_{23} - k_{r_2}(\theta_3 - \theta_2) - c_{r_2}(\dot{\theta}_3 - \dot{\theta}_2) \end{aligned} \quad (18)$$

본 연구에서 측정된 위치는 좌판, 등판, 머리의 위치이므로 이들 위치의 방향 벡터는 아래와 같이 각각 나타낼 수가 있다.

$$\begin{aligned} R_1 &= r_1 + A_1 s_1^{q_2} \\ R_2 &= A_b [r_2 + A_2 s_2^{q_3}] \\ R_3 &= r_3 + A_3 s_3^{q_4} \end{aligned} \quad (19)$$

여기에서 A_b 는 등판의 기울어짐을 나타내는 회전 행렬이다. a 는 21° 로 등판의 기울어진 각도를 나타낸다. 이러한 비선형 미분방정식에 대해 선형해석을 위해 평형상태(X_0)를 기준으로 테일러 확장을 통해 선형화를 수행하였다. 그러면 아래와 같은 식으로 표현이 가능하다.

$$\begin{aligned} M\ddot{X} + C\dot{X} + KX &= F_q f_q \\ Y &= G_r X + G_2 \dot{X} \end{aligned} \quad (20)$$

여기에서 Y 는 $[R_{1z} \quad R_{2x} \quad R_{3z}]^T$ 로 측정된 3개의 위치에 대한 출력 벡터이다. 이때 상태 변수를 $Z = [X \quad \dot{X}]^T$ 와 같이 정의하면 아래와 같은 상태 공간(state-space)에서의 미분

방정식으로 변환이 가능하다.

$$\dot{Z} = \begin{pmatrix} 0 & I \\ -M^{-1}K & -M^{-1}C \end{pmatrix} Z + \begin{pmatrix} 0 \\ M^{-1}F_q \end{pmatrix} f_q \quad (21)$$

$$Y = [G_1 \ G_2]Z$$

위의 식으로부터 아래와 같이 인체 모델의 입력 힘(input force)인 f_q 와 상태변수 Z 와의 전달함수 H_q 를 얻을 수가 있다.

$$Z = H_q f_q \quad (22)$$

그런데 f_q 는 좌판과 등판에 의해 인체와 접촉하고 있는 부분에서의 힘으로 시트와 인체의 특성이 같이 영향을 미치게 된다. 그래서 아래식과 같이 H_s 를 정의하였다.

$$f_q = H_s l_q \quad (23)$$

$$= \text{diag}[H_{sh1}, H_{sv1}, H_{sh2}, H_{sv2}, -\theta_b H_{sh2} + H_{sv2}, H_{sh2} + \theta_b H_{sv2}] l_q$$

이때,

$$H_{sh1} = \frac{(k_{h1} + c_{h1}s)(k_{sh1} + c_{sh1}s)}{2(k_{h1} + c_{h1}s + k_{sh1} + c_{sh1}s)}$$

$$H_{sv1} = \frac{(k_{v1} + c_{v1}s)(k_{sv1} + c_{sv1}s)}{2(k_{v1} + c_{v1}s + k_{sv1} + c_{sv1}s)} \quad (24)$$

$$H_{sh2} = \frac{(k_{h2} + c_{h2}s)(k_{sh2} + c_{sh2}s)}{(k_{h2} + c_{h2}s + k_{sh2} + c_{sh2}s)}$$

$$H_{sv2} = \frac{(k_{v2} + c_{v2}s)(k_{sv2} + c_{sv2}s)}{(k_{v2} + c_{v2}s + k_{sv2} + c_{sv2}s)}$$

여기에서 H_{sh1} 과 H_{sv1} 은 가진판의 변위와 엉덩이에 입력되는 힘의 수직 방향과 수평 방향에 대한 동강성(dynamic stiffness)이다. 그리고 H_{sh2} 과 H_{sv2} 은 가진판의 변위와 등에 입력되는 힘의 수직 방향과 수평 방향에 대한 동강성(dynamic stiffness)이다. 본 연구에서는 엉덩이에서의 지지점인 q_1, q_2 에서의 동강성을 같은 값으로 선정하였다. 그리고 인체 접촉점 q_1, q_2, q_3 에서의 변위는 아래와 같이 나타낼 수가 있다.

$$l_q = \begin{pmatrix} l_{1q_1} \\ l_{1q_2} \\ l_{2q_3} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} r_0 + s_0^{q_1} - r_1 + A_1 s_1^{q_1} \\ r_0 + s_0^{q_2} - r_1 + A_1 s_1^{q_2} \\ r_0 + s_0^{q_3} - r_2 + A_2 s_2^{q_3} \end{pmatrix} \quad (25)$$

또한 위 식에 대해 선형화를 수행하면 아래와 같이 변형행렬을 나타낼 수가 있다.

$$l_q = H_{R_0} R_0 - H_x Z \quad (26)$$

식 (22), 식 (23), 그리고 식 (26)로부터, 아래와 같이 엉덩이의 z 축, 등의 x 축, 머리의 z 축 가속도 전달 함수를 얻을 수가 있다.

$$\begin{pmatrix} \ddot{z}_{q_2}(s) & \ddot{z}_0(s) \\ \ddot{z}_{q_1}(s) & \ddot{z}_0(s) \\ \ddot{z}_h(s) & \ddot{z}_0(s) \end{pmatrix} = (G_1 \ G_2) [(I + H_q H_s H_x)^{-1} \times (H_q H_s H_{R_0})] \quad (27)$$

이때 실험을 통해서 측정된 부분은 인체와 의자 사이의 가속도를 측정하였으므로, 인체와 관련된 부분은 제거를 해주어야 한다. 그래서 구한 전달 함수는 아래와 같다.

$$H_{1m}(s) = \frac{\ddot{z}_s(s)}{\ddot{z}_0(s)} = \frac{\ddot{z}_{q_2}(s)}{\ddot{z}_0(s)} \times \frac{\ddot{z}_s(s)}{\ddot{z}_{q_2}(s)}$$

$$H_{2m}(s) = \frac{\ddot{z}_b(s)}{\ddot{z}_0(s)} = \frac{\ddot{z}_{q_1}(s)}{\ddot{z}_0(s)} \times \frac{\ddot{z}_b(s)}{\ddot{z}_{q_1}(s)} \quad (28)$$

$$H_{3m}(s) = \frac{\ddot{z}_h(s)}{\ddot{z}_0(s)}$$

여기에서 H_{1m}, H_{2m}, H_{3m} 은 각각 엉덩이, 등, 머리에서의 가속도 전달 함수를 나타낸다.

(2) 인체 관절 위치 측정

9자유도 모델은 1, 2, 3자유도 모델과는 달리 미분 방정식을 풀기위해서는 인체 관절에 대한 위치 정보를 필요로 한다. 그래서 x, z 평면에서 움직이는 2개의 선형 가이드(linear guide)를 부착한 포인터를 이용해서 인체 관절의 위치를 측정하였다. 측정된 점은 총 5점으로 Fig. 4에서와 같이 무릎관절(q_5), 허리관절(p_1), 목의 회전관절(p_2), 머리 상단의 위치(q_6), 그리고 가속도 센서가 부착된 입의 위치(q_4)를 측정하였다. 측정할 시에는 위앞엉덩이뼈가시(anterior superior iliac spine)의 위치인 H점(hip point) 원점으로 기준을 하여 측정하였다. 여기에서 H점은 시트 설계시에 기준이 되는 점이다. 측정 결과는 Fig. 5에 각각의 사람에 대한 측정점과 이들 측정점에 대한 평균을 나타내었다.

인체와 좌판 시트의 접촉 부위인 q_1, q_2 는 참고문헌 (12)에 제시되어 있는 체압 분포 측정 시험을 통해서 Fig. 6과 같은 좌판과 등판에 대한 체압을 측정하였다. 체압 측정 시스템은 좌판과 등판 각각 16×16개의 센서가 부착된 폴리머형태의 얇은 종지와 같은 측정 시스템을 부착하여 측정을 하였다. 그리고 이들에 대한 평형 힘의 위치를 아래와 같은 방법으로 구하였다.

$$\begin{aligned}
 l_1 &= \frac{\sum_{i=1}^{n_1} (F_{hi} l_{hi})}{\sum_{i=1}^{n_1} F_{hi}} \\
 l_2 &= \frac{\sum_{i=n+1}^{16} (F_{hi} l_{hi})}{\sum_{i=n+1}^{16} F_{hi}} \\
 l_3 &= \frac{\sum_{i=1}^{16} (F_{hi} l_{hi})}{\sum_{i=1}^{16} F_{hi}}
 \end{aligned}
 \tag{29}$$

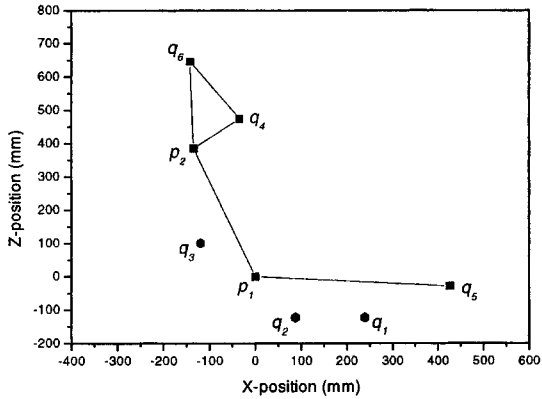
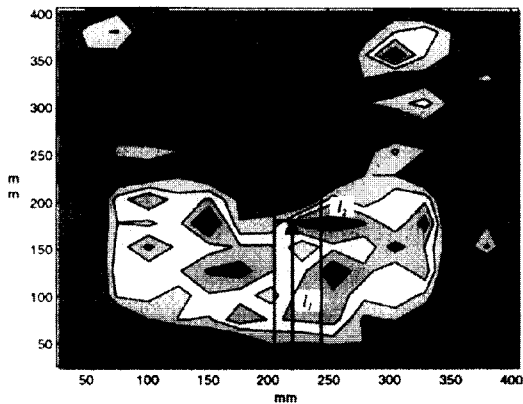
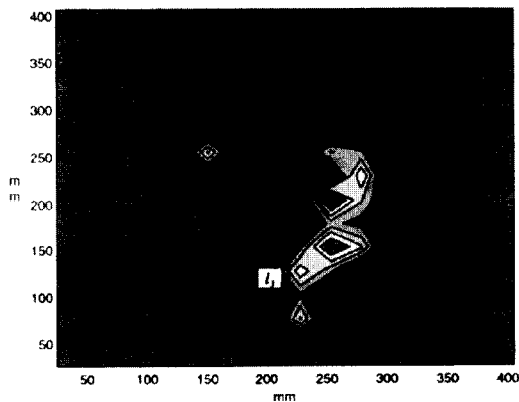


Fig. 5 Joint position of each subject



(a) Hip pressure distribution



(b) Back pressure distribution

Fig. 6 Averaged body pressure distribution and determination of contact point

여기에서 n_1 은 엉덩이와 다리가 나누어지는 곳에 있는 센서의 번호로, l_1 은 엉덩이 부분에서의 평형 힘의 위치를, l_2 는 다리 부분에서의 평형 힘의 위치를 선정하였으며, l_3 는 등에서 한 개의 합력의 위치로 선정을 하였다.

9자유도 모델을 시뮬레이션 하기 위한 무게중심 및 시트와 인체가 접촉하는 부위를 다음과 같은 가정을 통해서 구하였다. 하체의 무게중심 (cm_1)은 허리관절과 무릎관절의 중점의 위치로, 상체의 무게중심 (cm_2)는 목관절과 허리관절의 중점으로, 그리고 머리의 무게중심 (cm_3)는 머리끝과 목관절의 중점으로 가정을 하였다.

3. 전신 진동 특성(Whole-body Vibration characteristics)

Fig. 7과 같이 수직 방향의 전신 진동을 측정하였다. 피실험자는 가속도 r.m.s.의 값이 $1.0m/s^2$ 인 진동을 1~25 Hz의 랜덤 파형으로 발 부위에서 가진을 받게 하면서 동시에 발 (Z_f), 엉덩이 (Z_s), 등 (X_b), 머리 (X_h) 부위의 4개 위치에서 가속도를 측정을 하였다. 발 부위는 piezo-electric B&K 4504가속도계를 이용하여 측정하였으며, 엉덩이 부위는 엉덩이뼈 결절(ischial tuberosities)의 위치에서 벨트로 piezoelectric B&K 4322가속도계를 단단하게 고정시켜 측정하였으며, 마찬가지로 등 부위는 요추지지점(lumbar support)위치에서 시트에 벨트로 B&K 4322가속도계를 고정하여 측정하였다. 머리 부위는 piezo-electric B&K 4504를 물게(bite-bar)에 고정시켜 피실험자가 단단하게 입으로 물도록 하여 측정하였다. 물게의 무게는 48 g으로 머리의 움직임에 큰 영향일 미치지 않도록⁽¹⁾ 가볍게 제작을 하였다. 그리고 100 Hz의 저역 통과 필터(low pass filter)를 사용하였으며 측정된 신호는 B&K의 5974와 2693의 앰프를 통과하여 400 Hz로 노트북에 150초 동안 저장하였다.

피실험자는 총 10명이 참여하였으며, 5명은 남성이고 5명은 여성이었다. 이들의 키와 몸무게는 Table 1에 나타내었다. 그리고 인체 진동 특성은 동일한 사람이라 할지라도 앉는 자세, 근육의 긴장도에 따라서 달라지게 되므로, 실험은 피실험자당 각각 3회의 반복을 통하여 의자에 앉도록 하여 측정을 하여 총 30회의 실험을 수행하였다. 실험하는 과정에서 피실험자는 운전하는 자세와 동일하게 앉도록 요청하였으며, 실험하는 동안 정면을 응시하고, 등은 등판에 기대어 편안한 상태로 유지를 시키도록 하였다. 또한 어떠한 자발적인 움직임을 하지 말도록 요청하였다. 발의 위치는 센서가 부착된 발판에 올려놓았으며, 손은 무릎 위에 놓도록 하였으며 안전 벨트는 착용하지 않았다. 등판의 각

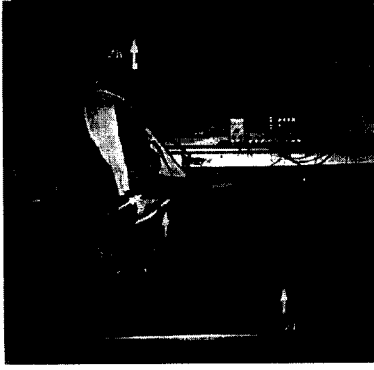
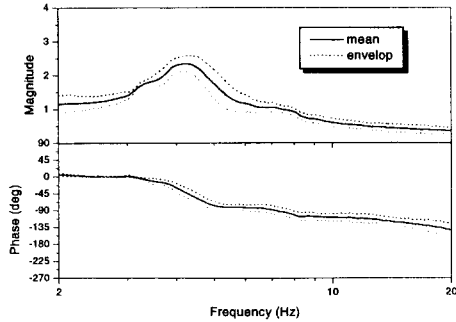
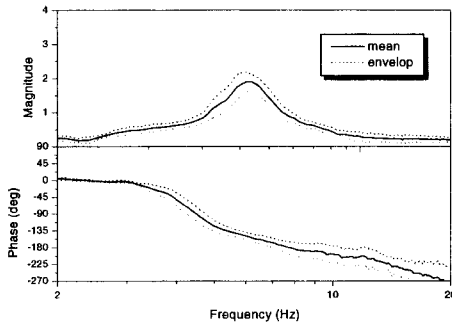


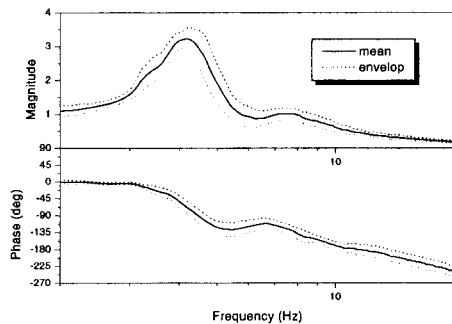
Fig. 7 Experimental setup by exciter



(a) Hip transmissibility (H_{1e})



(b) Back transmissibility (H_{2e})



(c) Head transmissibility (H_{3e})

Fig. 8 Measured human response with backrest support (solid line : mean, dot line : mean \pm standard deviation)

Table 1 Characteristics of subjects
(weight: 61 ± 10 kg, height: 168 ± 9 cm)

Number	Male		Female	
	Height (cm)	Weight (kg)	Height (cm)	Weight (kg)
1	176	77	167	51
2	178	75	159	48
3	173	69	163	54
4	182	60	159	52
5	164	63	157	62
Mean (std)	175 (6.8)	69 (7.4)	161 (4.0)	53 (5.3)

도 (α)는 21° 로 모든 실험에서 일정하게 유지하였다. 본 실험을 수행하기 전에 피실험자에게 실험 목적을 충분히 설명을 하여 실험 과정을 이해하도록 하였다.

본 실험을 통해서 3개의 전달 함수를 얻을 수가 있었다.

$$H_{1e}(s) = \frac{\ddot{z}_s(s)}{\ddot{z}_f(s)}$$

$$H_{2e}(s) = \frac{\ddot{x}_b(s)}{\ddot{z}_f(s)} \quad (30)$$

$$H_{3e}(s) = \frac{\ddot{z}_h(s)}{\ddot{z}_f(s)}$$

즉 발에서의 수직방향 가속도 입력 신호를 통해서, 엉덩이 표면에서의 수직방향 전달 함수(H_{1e}), 등 표면에서의 수직방향(H_{2e}), 그리고 머리에서의 수직방향(H_{3e})에 대한 3개의 전달 함수를 정의하였다. 측정된 결과는 Fig. 8에 평균과 표준편차에 대해서 도시하였다.

4. 시트 모델링

본 연구에서 의자의 물성치를 측정하기위해서 가진기위에 43 kg의 좌판용 더미를 올려놓고, 가진기를 수직 (vertical) 방향과 앞뒤(fore-aft) 방향으로 1~25 Hz로 1.0m/s^2 의 백색잡음으로 가진하였다. 그때 측정된 H_{de} 는 Fig. 9에 나타내었다. 앞뒤방향의 FRF와 수직 방향의 FRF를 보면 앞뒤 방향의 FRF의 1차 모드의 공진 위치가 수직 방향의 FRF의 4배정도의 값을 가짐을 알 수가 있다. 이러한 FRF를 식 (30)과 같은 1차의 시스템으로 근사화하여 식 (31)의 목적함수를 이용해서 k 와 c 를 결정하였다.

$$H_{dm} = \frac{cs + k}{ms^2 + cs + k} \quad (31)$$

Table 2 Seat material properties (unit : k (kN/m), c (Ns/m))

Hip cushion			
k_{sv1}	c_{sv1}	k_{sh1}	c_{sh1}
72.3	3.57	283.0	770
Back cushion			
k_{sv2}	c_{sv2}	k_{sh2}	c_{sh2}
58.2	412	213.2	672

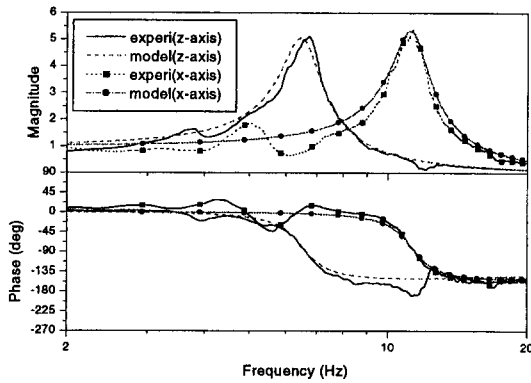


Fig. 9 Measured and fitted cushion transmissibilities of dummy in the vertical and fore-aft direction

$$J = \left[\int_{f_0}^{f_1} (H_{de}(f) - H_{dm}(f))^2 df \right] \quad (32)$$

등판의 경우도 마찬가지로 35 kg의 등판용 더미를 이용해서 수직방향과 앞뒤방향의 시트 물성치를 측정하였다. 이러한 방법으로 측정된 시트의 물성치는 Table 2에 나타내었다.

5. 인체 모델 계수 결정 (Human Model Parameter Estimation)

인체 모델의 계수는 모의 실험 된 모델과 실험에 의한 전달함수를 일치시키도록 하여 결정하였다. 즉 가진기에서 들어오는 입력과 엉덩이, 등, 머리에서의 출력의 전달 함수를 각각 모델의 전달 함수와 일치시키도록 질량, 관성 모멘트, 스프링 상수, 댐핑 상수를 결정하였다.

$$J_1 = \left[\int_{f_0}^{f_1} (H_{1e}(f) - H_{1m}(f))^2 df \right]$$

$$J_2 = \left[\int_{f_0}^{f_1} (H_{2e}(f) - H_{2m}(f))^2 df \right] \quad (33)$$

$$J_3 = \left[\int_{f_0}^{f_1} (H_{3e}(f) - H_{3m}(f))^2 df \right]$$

여기에서 J_1 은 엉덩이 부위에서의 실험에 의한 전달 함수와 모델에서의 전달 함수의 차의 합이며, J_2 은 등 부위에서의 실험에 의한 전달 함수와 모델에서의 전달 함수의 차의 합이며, J_3 은 머리에서의 실험에 의한 전달 함수와 모델에서의 전달 함수의 차의 합을 나타낸다.

이때 1자유도 모델의 경우에는 모델의 출력은 엉덩이 부위의 한 개 밖에 없으므로 J_1 과 같은 목적 함수 1개를 이용해 인체 모델 계수를 결정할 수 있다. 하지만 2, 3자유도 모델의 경우에는 엉덩이, 머리 부위의 전달 함수를 일치시켜야 하므로 목적 함수가 2개가 되며, 또한 9자유도 모델의 경우에는 엉덩이, 등, 머리부위의 3개의 전달 함수를 동시에 일치시켜야 한다. 하지만 이들 목적 함수는 각각 다른 값을 가지고 있으므로 이들 목적 함수를 단순히 합산하여 새로운 목적 함수를 구성하게 되면 쉽게 목적 함수를 줄여주는 목적 함수만이 주로 줄어들게 되어, 모든 목적 함수를 고르게 줄여주는 데에는 문제가 있다. 그래서 이러한 문제를 해결하기 위해서 다목적 최적함수 최적 설계 기법 (multi-objective optimization)으로 문제를 해결하였다. 지금까지 여러 가지 방법이 나와있는데, 본 연구에서는 일반적으로 사용이 되고 있는 전체 기준 방법(global criterion method)⁽¹³⁾를 적용하였다. 전체 기준 방법은 각자의 목적 함수만에 대해서 각각 최적 설계를 수행해서 계수들을 얻어낸 다음에, 얻어진 계수를 이용한 목적 함수의 값으로 정규화(normalize)를 시켜서 모든 목적 함수를 동일한 비중으로 가중치를 두는 방법이다. 그래서 이렇게 정규화된 N 개의 목적 함수를 아래식과 같이 모두 합하여 새로운 목적 함수로 설정하는 방법이다.

$$J_m = \sum_{i=1}^N \left(\frac{J_i^* - J_i}{J_i^*} \right)^2 \quad (34)$$

이때 J_i^* 는 각각 J_i 를 최소화하여 얻어진 값들이다. 1자유도 모델은 하나의 목적 함수만을 가지고 있으므로 식 (34)에서 N 을 1로 설정하였으며, 2와 3자유도 모델은 N 을 2로 설정해, 엉덩이와 머리에서의 전달 함수 오차를 목적 함수로 설정하였다. 그리고 9자유도 모델은 3개의 출력(엉덩이, 등, 머리) 모두를 표현할 수 있으므로 N 을 3으로 3개의 다목적 최적함수 문제를 설정하여 인체 모델 계수를

구하였다.

인체 모델에서 각각의 인체 분절에 대한 질량은⁽¹⁴⁾ 한국인의 평균 분절 비율을 이용하였다. 즉 3자유도와 9자유도 모델의 경우 총 질량과 인체 분절 비율인 25, 59, 9%를 이용하여, 각 개인의 분절 질량 (m_1, m_2, m_3)을 얻을 수가 있었다. 이때 발에 대한 질량인 7%는 모델에 포함되어 있지 않으므로 제외를 하였다. 마찬가지로 1자유도 모델의 경우 질량의 93%를 m_1 으로 하였으며, 2자유도의 경우에는 m_1 에 대해서는 84%로 m_2 의 경우에는 9%를 설정하였다. 그리고 9자유도 모델에서의 관성 모멘트는 참고문헌 (15)에 있는 Hybrid III의 50%로 한정하여 구속 조건식을 구성하였다.

즉 이러한 방법으로 각각의 전달함수에서 추정된 인체 모델 계수의 평균값은 Table 3, 4, 그리고 5에 기술하였다. 또한 각각의 모델에 대한 전달 함수는 Fig. 9, 10, 11, 그리고 12에 나타내었다.

이들 모델을 통해 추정된 모델 특성의 고유 진동수와 오차 함수를 비교하여 이들 모델이 얼마나 실험 결과를 잘 추종하는지를 비교하였다. 먼저 고유 진동수를 비교하였다. 실험에 의한 고유진동수는 인체 진동의 경우 4.2 Hz에서 나타났다. 1자유도의 경우에는 4.5 Hz로 실험결과보다 0.3 Hz크게 얻어졌다. 2, 3자유도 모델의 경우에는 4.1 Hz로 실험결과와 유사하지만, 전달 함수 크기가 실험결과보다 작게 나타났다. 반면에 9자유도 모델의 경우에는 고유진동수 4.2 Hz가 실험결과와 유사하게 얻어졌으며, 크기도 마찬가지로 실험 결과와 잘 일치하고 있음을 알 수가 있다. 마찬가지로 방법으로 오차 함수를 비교하였다. 엉덩이 부위에서의 목적함수 J_1 은 1, 2, 3, 9자유도 모델에 대해서 14.3, 20.8, 20.6 그리고 3.6로 계산이 되었으며, 등에서의 목적함수 J_2 는 3.8로, 그리고 머리부위에서의 목적 함수 J_3 는 21.1, 19.2, 4.5로 얻어졌다. 이들 모델들은 각각 목적 함수의 수가 다르기 때문에 목적함수를 바로 비교하기는 어려운 점이 있다. 즉 목적 함수의 개수가 많을수록 만족 시켜야 하는 목적 함수의 개수가 많아지므로, 개별적으로는 최적화된 값에 도달하기가 더 어려워 지기 때문이다. 일반적으로 동일한 목적 함수의 경우 자유도를 높이면 모델의 응답 특성은 더 넓은 영역까지 도달 할 수가 있기 때문에, 목적 함수가 더 줄어들게 된다. 그런데 1자유도와 2자유도를 비교하면, 2자유도 모델이 엉덩이에서 값인 14.3보다 더 큰 값인 20.8로 나타났는데, 이는 2자유도 모델은 엉덩이와 머리의 응답 특성인 2개의 목적함수를 일치하도록 계수를 결정하였으므로 더 큰 값으로 나타났다. 2자유도와 3자유도 모델을 비교하여 보면 3 자유도 모델이 5%정도 더 실험 결과를 추정하고 있음을 할 수가 있다. 반면에 본

연구에서 제시하는 9자유도 모델은 목적 함수의 수가 다른 모델보다 크지만 목적 함수의 값은 가장 적은 값으로 나타나 가장 실험의 결과와 가까운 응답 특성을 보인다는 것을

Table 3 Estimated human model parameters of 1,2 DOF model (unit : m (kg), k (kN/m), c (Ns/m))

One DOF			Two DOF					
m_1	k_1	c_1	m_1	m_2	k_1	k_2	c_1	c_2
56.8 (9.4)	75.5 (28.3)	3840 (1007)	51.3 (8.5)	5.5 (0.9)	77.0 (13.6)	42.1 (8.3)	2710 (1110)	8380 (4640)

Table 4 Estimated human model parameters of 3 DOF model (unit : m (kg), k (kN/m), c (Ns/m))

m_1	m_2	m_3	k_1	k_2	k_3	c_1	c_2	c_3
15.3 (2.5)	36.0 (6.0)	5.5 (0.9)	67.7 (14.0)	102.0 (10.6)	0.0 (0.0)	2750 (1070)	†	1920 (1310)

Table 5 Estimated human model parameters of 9 DOF model (unit : m (kg), k (kN/m), c (kNs/m))

m_1	m_2	m_3	J_1	J_2	J_3		
15.3 (2.5)	36.0 (6.0)	5.5 (0.9)	0.09 (0.02)	1.10 (0.25)	0.03 (0.00)		
k_{r1}	k_{h1}	k_{r2}	k_{h2}	c_{r1}	c_{h1}	c_{r2}	c_{h2}
72.0 (25.3)	46.3 (10.9)	2.3 (0.8)	20.2 (7.1)	29.4 (14.4)	447.0 (167.1)	0.4 (0.8)	446.0 (165.4)
k_{r1}	k_{r2}	k_{r1}	k_{r2}	c_{r1}	c_{r2}	c_{r1}	c_{r2}
17.2 (4.6)	25.0 (18.4)	0.0 (0.0)	0.1 (0.0)	380.6 (77.5)	182.1 (40.1)	2576.5 (1006.4)	1.3 (1.7)

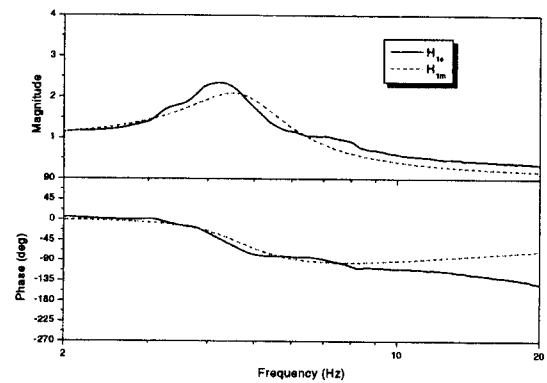


Fig. 10 Measured and simulated transfer functions by one DOF model

알 수가 있었다. 이러한 고유진동수와 목적 함수의 비교를 통해서 1, 2, 3자유도 모델은 인체 진동을 나타내는데 한계가 있음을 알 수가 있다. 반면에 9자유도 모델은 어떤 다른 모델보다 실험 결과와 잘 일치하여 모델이 유효함을 알 수가 있었다.

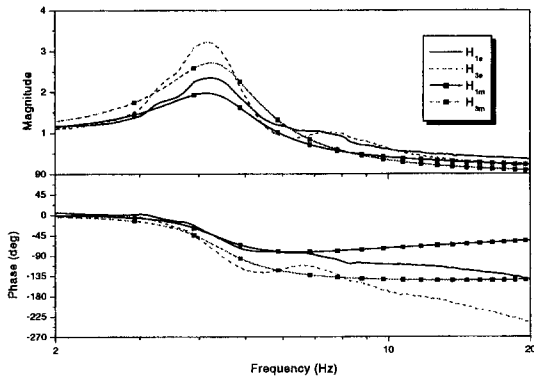


Fig. 11 Measured and simulated transfer functions by two DOF model

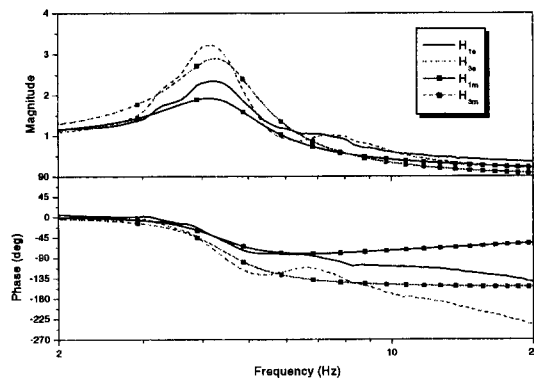


Fig. 12 Measured and simulated transfer functions by three DOF model

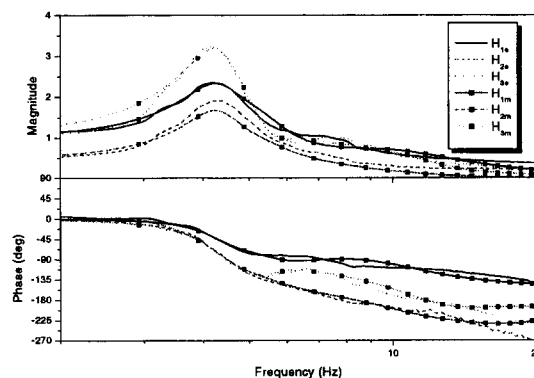


Fig. 13 Measured and simulated transfer functions by nine DOF model

6. 결 론

진동 승차감 평가를 위해서 기존에 사용하고 있는 수직 방향의 1, 2, 3자유도 모델은 인체 운동의 몇 개의 특성만을 표현할 수가 있었으나, 본 연구에서 제시된 9자유도 모델은 실제 인간이 운전 중에 앉아 있는 자세와 동일한 모델을 제공함으로써 더 정확하게 인체 운동 특성을 기술할 수 있는 장점이 있다.

또한 실험을 통해서 승차감 평가에 유용한 위치인 발, 엉덩이, 등, 머리에서 가속도를 측정하여 각각의 측정점에 대한 전달 함수를 구하였다. 그리고 이렇게 측정된 전달 함수와 모델에 의한 전달 함수간에 오차를 최소화 할 수 있는 인체 모델 계수를 다목적 최적 함수 기법을 이용하여 얻었다. 본 연구에서 제시하는 9자유도 모델은 낮은 자유도 모델보다 더 정확하게 인체 운동 특성을 기술할 수 있음을 알 수 있었다.

후 기

본 연구를 지원하여 주신 주식회사 한일 관계자 여러분께 감사 드리며, 가진기를 사용하도록 허락하여 주신 한국기계연구원 관계자 분들께 감사드립니다.

참 고 문 헌

- (1) Griffin, M., 1990, Handbook of Human Vibration, Academic Press, London.
- (2) Fairley, Thomas E. and Griffin, Michanel, J. 1988, "The Apparent Mass of the Seated Human Body : Vertical Vibration", Journal of Biomechanical Engineering, Vol. 109, pp. 81~94.
- (3) 1987, International Organization for Standardization 7962, "Mechanical Vibration and Shock Mechanical Transmissibility of the Human Body in the z Direction", 1987.
- (4) Wei, L., Griffin, M. J., 1998, "Mathematical Models for the Apparent Mass of the Seated Human Body Exposed to Vertical Vibration", Journal of Sound and Vibration, Vol. 212, No. 5, pp. 855~874.
- (5) Kitazaki, S., Griffin, M. J., "A Modal Analysis of Whole-Body Vertical Vibration Using a Finite Element Model of the Human Body", Journal of Sound and Vibration, Vol. 200, No. 1, pp. 83~103.

- (6) Rakheja, S., Afework, Y., Sankar, S., 1994, "An Analytical and Experimental Investigation of the Driver-Seat-Suspension System", *Vehicle system dynamics*, Vol. 23, pp. 1513~1531.
- (7) 조 영건, 정 완섭, 박 세진, 윤 용산, 1997, "내구력 도로와 요철 도로에서 승용차의 승차감 지수 평가", *한국소음진동공학회지*, 제 7 권 제 6 호, pp.1025~1030.
- (8) British Standards Institution, BS 6841, 1987, "Measurement and Evaluation of Human Exposed to Whole-body Mechanical Vibration and Repeated Shock.
- (9) International Organization for Standardization, ISO 2631-1, 1997, "Mechanical Vibration and Shock Evaluation of Human Exposure to Whole-Body Vibration".
- (10) International Organization for Standardization, ISO 5982, 1981, "Vibration and Shock Mechanical Driving Point Impedance of the Human Body".
- (11) Allen, G., 1978, "A Critical Look at Biomechanical Modeling in Relation to Specifications for Human Tolerance of Vibration and Shock". Paper A25-5, AGARD Conference Proceedings No. 253, Paris, France, 6-10 November, 1978.
- (12) Park, S. J., Lee, Y. S., Nahn, Y. E., Lee, J. W., Kim, J. S., 1998, "Seating Physical Characteristics and Subjective Comfort: Design Considerations", SAE 980653.
- (13) Cohn, J. L., 1978, *Multiobjective Programming and Planning*, Academic Press, New York.
- (14) Park, S. J., Park, S. C., Kim, J. H., Kim, C. B., 1999, Biomechanical Parameters on Body Segments of Korean Adults, *International Journal of Industrial Ergonomics*, Vol. 23, pp.23~31.
- (15) Wismans, J., Hermans, J., 1988, "MADYMO 3D Simulations of Hybrid Dummy Sled Test", SAE 880645.
- (16) 조영건, 윤용산, 1999, "승용차에서의 인체진동 측정 및 시트 특성 최적 설계", *대한기계학회논문집 A권*, 제 23 권 제 7 호, pp.1155~1163.