

〈논문〉 SAE NO. 2000-03-0057

물성치가 다른 시트에서의 인체 진동 측정 및 승차감 평가

Human Response Measurement and Ride Quality Evaluation for Seats having various Material Properties

조영건*, 박세진**, 윤용산*
Younggun Cho, Sejin Park, Yong-San Yoon

ABSTRACT

This paper deals with the whole-body vibration and ride quality evaluation in the vertical direction. The responses of the floor, hip, back, and head in four subjects were measured for various seats when the floor was excited by random vibration with r.m.s of 1.0m/s^2 in the vertical direction. In the transmissibility between the hip and floor, the fundamental mode is observed at 4.4Hz. In the transmissibility between the head and floor, the fundamental mode at 4.4Hz and the second mode at 7.6Hz are observed. It is shown that the head motion is 41% larger than the hip motion and the response of female subject is larger than that of male subject. The response without backrest also was compared with that with backrest.

From these human responses ride quality of five seats were evaluated by the ride value such as transfer ratio having frequency weighting function in the statistical sense. It is observed that the seat having high damping property can reduce the most acceleration exposed to hip in the statistical sense for all ride values, while the seat having different seat spring doesn't show statistical difference.

주요기술용어 : Whole-body Vibration(전신 진동), Ride Quality(승차감), Seat Evaluation(시트 평가), Ride Value(승차감 지수)

1. 서론

최근에 들어 사람들은 점점 더 많은 이동을 하게 되어 진동에 노출될 가능성이 점점 많아지고

있으며, 또한 진동으로 인한 피로나 질병들도 점점 증가하는 추세에 있다. 그래서 이러한 진동을 줄여 사람이 편안하게 작업 혹은 이동을 하게 만들기 위해서는 진동 혹은 충격이 인체에 미치는

* 회원, 한국과학기술원 기계공학과

** 회원, 표준과학연구원 인간공학그룹

영향과 인체를 통과하는 특성을 파악하여 대처하는 것이 필요하다.

지금까지 이러한 전신 진동(whole-body vibration)에 대한 많은 연구가 수행되어, 진동에 대한 인체 응답 특성에 대한 많은 규명되었다.¹⁾ 이들 인체 진동 특성에 관한 연구는 입력 임피던스(driving-point impedance) 혹은 겉보기 질량(apparent mass)에 대한 연구와 전달 함수 특성에 대한 연구가 이루어져 왔다. 이들 첫 번째 두 개의 특성은 가진 입력과 힘에 대한 특성과 관련되어 있고, 나머지 특성은 인체를 통과한 진동의 전달 과정과 관련이 있다. 몇몇 연구는 가진판과 엉덩이, 혹은 가진판과 머리의 전달함수와 같은 인체 응답 특성(biodynamic response)을 얻는데 노력을 하고 있다. 이러한 결과로 엉덩이와 가진판 사이에는 대략 4-6Hz에서 첫 번째 공진이 나타난다는 것을 밝혀져 있으며, 또한 의자와 머리사이에 대략 8-12Hz에서 두 번째 공진이 발견되었다^{1,2)}. 하지만 이러한 인체 진동 특성은 매우 여러 가지 인자들과 관련이 되어져 있다. 즉 사람에 따라서 나이, 성별, 무게, 크기 등과 같은 차이(intra-subject variability)나 동일한 사람이라도 앉을 때마다의 앉는 자세, 근육의 힘을 주고 있는 정도 등과 같은 차이(inter-subject variability)에 따라서 인체 응답 특성이 많이 달라지게 된다.^{1,2)}

이러한 진동에 의한 승차감은 다분히 주관적인 특성을 가지고 있어서 각각 개인의 안락도 정도는 동일한 진동 조건이라도 사람에 따라 차이가 생길 수가 있다. 즉 인체가 느끼는 진동은 사람에 따라 다르며 또한 진동에 대해 인식하는 정도는 진동이 들어오는 가진 위치와 주파수에 따라서 차이가 생기게 된다. 그래서 인체 진동 특성을 규명함으로써 진동이 인체에 미치는 진동 정도를 정량적으로 파악해서 승차감 평가를 수행하는 방법(BS 6841⁷⁾과 ISO 2631⁸⁾들이 개발되었다.

본 연구에서는 물성치가 다른 시트를 가진기에 장착하여 인체에 전달되는 가속도 특성을 파악한

다. 그리고 이러한 접촉 부위의 진동 특성과 시트의 감쇠 성능을 정량적으로 파악하여, 전달율(transfer ratio)을 이용한 승차감 지수를 통해 시트에 따른 진동 특성을 평가하고자 한다.

2. 실험장비

수직 방향의 인체 진동을 측정하기 위해서 Fig. 1과 같이 측정장비를 구성하였다. 피실험자는 가속도 r.m.s.의 값이 1.0m/s^2 인 진동을 1-25Hz의 랜덤 파형으로 가진되는 가진판(floor)위에 장착된 시트에 앉은 자세로 가진판(Z_f), 엉덩이(Z_s), 등(X_b), 머리(X_h) 부위의 4개 위치에서 가속도를 측정을 하였다. 가진판은 B&K 4504의 가속도계를 이용하여 측정하였으며, 엉덩이 부위는 좌골결절(ischial tuberosities)의 위치에서 벨트로 단단하게 B&K 4322 가속도계를 고정시켜 측정하였으며, 마찬가지로 등 부위는 요추 지지점(lumbar support)위치에서 시트에 벨트로 B&K 4322 가속도계를 부착하여 측정하였다. 머리 부위는 B&K 4504를 물게(bite-bar)에 고정시켜 피실험자가 단단하게 입으로 물도록 하여 측정하였다. 물게의 무게는 48g으로 머리의 움직임에 큰 영향을 미치지 않도록 가볍게 제작을 하였다.¹⁾ 그리고 100Hz의 저역 통과 필터(low pass filter)를 사용하였으며 측정된 신호는 B&K의 5974와 2693의 앰프를 통과하여 200Hz로 노트북에 150초 동안 저장하였다.

피실험자는 총 4명이 참여하였으며, 2명은 남성이고 2명은 여성이었다. 이들의 키와 몸무게는 Table 1에 나타내었다. 실험하는 과정에 피실험자는 운전하는 자세와 동일하게 앉도록 요청하였으며, 실험하는 동안 정면을 응시하며, 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 각도는 21도로 모든 실험에서 일정하게 유지하였다. 본 실험을 수행하기 전에 피실험자에게 실험 목적을 충분히 설명을 하여 실험 과정을 이해하도록 하였다.

Table 1 Characteristics of subjects

Subject	Sex	Height(cm)	Weight(kg)
1	M	176	77
2	M	178	75
3	F	159	45
4	F	158	48

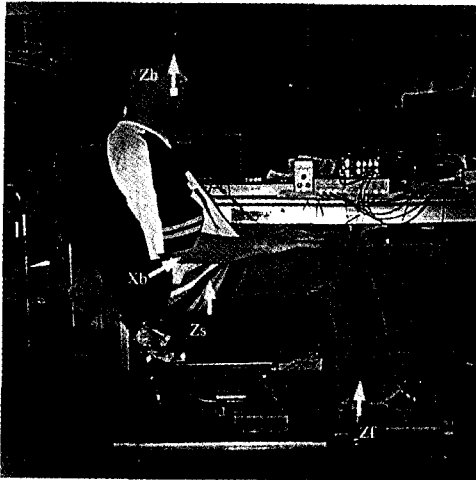


Fig. 1 Experimental setup for whole-body vibration measurement

3. 인체진동특성

3.1 시트 물성치 측정 실험

인체를 지지해 주는 역할을 수행하는 시트는 커버지, 스펀지, 시트 스프링, 그리고 프레임으로 구성 되어 있다. 이들 구성 요소 중에서 스펀지와 시트 스프링은 인체에 전달되는 진동을 주로 줄여주는 역할을 한다. 본 연구에서는 이러한 스펀지와 시트 스프링의 역할을 조사하기 위해서 3개의 각기 다른 특성의 스펀지와 각기 다른 3개의

시트 스프링을 제작하여 이들의 조합으로 총 5개의 시트를 제작하였다. 스펀지와 시트의 스프링은 Fig. 2에 도시되어 있다. 스펀지는 주입하는 화학 물질의 비(index)와 밀도를 바꾸어 반발 특성을 다르게 3개를 만들었으며, 시트 스프링은 스프링 반경을 변화시켜 인장강도는 1, 2, 3번 시트에 대해서 각각 11.7, 13.7, and 7.9kN/m의 값을 가져 대략 ±30%정도의 차이가 나는 3개의 스프링을 제작하였다.

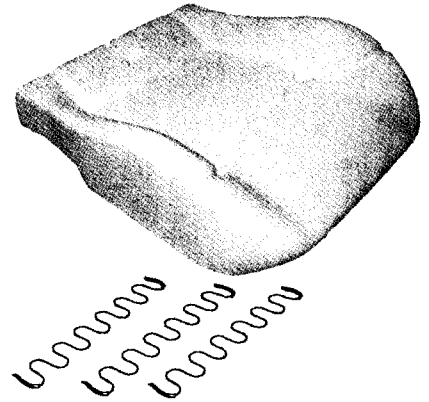


Fig. 2 Sponge and seat-spring

이렇게 제작된 시트의 물성치를 측정하기 위해서 Fig. 3과 같이 구조물에 4절 기구를 이용해서 엉덩이 모양과 유사한 75kg의 더미와, 등의 모양과 유사한 45kg의 더미를 좌판과 등판에 각각 평형 상태에서부터 5cm의 높이에서 떨어뜨려 그 변위 신호를 LVDT를 이용하여 측정하였다. 측정된 신호는 Fig. 4와 같이 나타났다.

스펀지와 시트 스프링이 조합된 시트의 특성을 식(1)과 같이 1자유도 시스템으로 근사화를 하였다. 그때의 경계조건은 식(2)와 같이 더미가 가장 낮은 위치(x_0)에 도달하여 속도가 0이 되었을 때를 기준으로 하여 미분방정식을 풀면 그 해는 식(3)과 같이 나타낼 수가 있다.

$$m_1 \ddot{x} + c_1 \dot{x} + k_1 x = 0 \tag{1}$$

$$x(0) = x_0 \quad \dot{x}(0) = 0 \tag{2}$$

$$x = e^{-\zeta\omega_n t} \frac{x_0 \sin(\omega_n \sqrt{1-\zeta^2} t + \phi)}{\sqrt{1-\zeta^2}} \quad (3)$$

여기에서, $\omega_n = \sqrt{k/m}$, $\zeta = c/2\sqrt{km}$,

$\phi = -\tan^{-1}(\sqrt{1-\zeta^2}/-\zeta)$ 로 나타내었다. 이때 연속된 두개의 최저점 사이의 크기 비는 식(4)과 같이 표현이 가능하다. 그러므로 식(5)를 통해서 댐핑 계수(ζ)를 측정할 수 있다.

$$x_{i+1}/x_i = e^{-\zeta 2\pi/\sqrt{1-\zeta^2}} \quad (4)$$

$$\zeta = \frac{\ln(x_{i+1}/x_i)}{\sqrt{4\pi^2 + \ln(x_{i+1}/x_i)^2}} \quad (5)$$

또한 두개의 최저점 사이의 주기를 측정하여 식(6)과 같이 고유 진동수(ω_n)의 측정이 가능하다.

$$\omega_n = \frac{2\pi}{(t_{i+1} - t_i)\sqrt{1-\zeta^2}} \quad (6)$$

결국 측정된 댐핑 계수와 고유 진동수를 이용하여 식(7-8)과 같이 시트의 스프링(k_1) 및 댐핑(c_1) 상수의 측정이 가능하다. 하지만 이 방법은 시트를 2차 시스템으로 근사화를 한 것이므로 주기마다 값이 조금씩 다르게 된다. 그래서 본 연구에서는 3주기 동안의 스프링 및 댐핑 상수를 각각 구하여 그의 평균을 취하였다. 그 결과는 Table 2에 나타내었다.

$$k_1 = \omega_n^2 m_1 \quad (7)$$

$$c_1 = 2\zeta\sqrt{k_1 m_1} \quad (8)$$

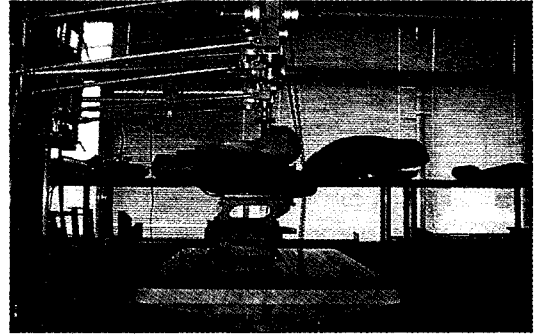


Fig. 3 Experimental setup for dropping test

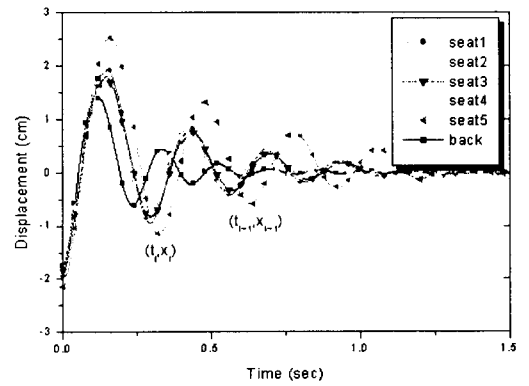


Fig. 4 Displacement of dummy on dropping

Table 2 Seat material property

	seat	seat spring	sponge	k_1	c_1
Cushion	1	medium	medium	44.1	449
	2	stiff	medium	44.8	467
	3	soft	medium	42.9	474
	4	medium	high damped	47.7	497
	5	medium	low damped	33.5	346
Back	all	medium	medium	49.3	433

3.2 시트에 대한 인체 진동 특성

본 연구에서는 인체 진동 전달 특성을 식(9-11)과 같이 3개의 전달 함수를 이용하여 나타

내었다. H_{1e} 는 발과 엉덩이에서의 z방향 전달 함수를 나타내며, H_{2e} 는 발과 등판 사이의 x방향 전달 함수를 나타내며, H_{3e} 는 발과 머리 사이의 z방향 전달 함수를 나타낸다.

$$H_{1e}(s) = \frac{\ddot{z}_s(s)}{\ddot{z}_f(s)} \quad (9)$$

$$H_{2e}(s) = \frac{\ddot{x}_b(s)}{\ddot{z}_f(s)} \quad (10)$$

$$H_{3e}(s) = \frac{\ddot{z}_h(s)}{\ddot{z}_f(s)} \quad (11)$$

여기에서 엉덩이와 머리와 의 전달 함수는 코히어런스(coherence)가 낮기 때문에 사용하지 않고 입력 신호인 발 부위에서의 신호만을 이용하여 전달 함수를 구하였다.

Fig. 5에 전달 함수 H_{1e} , H_{2e} , H_{3e} 를 시트와 피실험자에 대해서 각각의 결과와 전체 평균 응답 특성을 나타내었다. 각각의 피실험자에 따라서 응답특성이 차이가 많이 있다는 것을 알 수가 있다. 이러한 이유는 각각의 개인적 차이(intra-subject variability)나 개인 내에서의 차이(inter-subject variability)에 의해서 발생한다. 개인적 차이는 사람에 따라 크기, 질량, 마른 정도 등등의 차이에 때문에 인체 진동 특성이 달라지게 되며, 게다가 동일한 사람에 대해서도 경우에 따라 앉는 자세가 다르고 또한 근육의 힘 등의 차이에 따라서 실험 수행시 마다 차이를 보이게 된다.¹⁾

엉덩이의 전달 함수에서 1차 모드(fundamental mode)는 $4.4 \pm 0.3\text{Hz}$ 에 나타났으며, 머리의 전달 함수에도 마찬가지로 $4.4\text{Hz} \pm 0.3\text{Hz}$ 에서 1차 모드를 볼 수가 있었으며, $7.6\text{Hz} \pm 0.9\text{Hz}$ 에서 2차 모드를 볼 수가 있었다. 이 두 번째 모드는 Griffin¹⁾에 의해서 보고된 특성으로 8-12Hz에서 발생한다고 알려져 있다. Fig. 5에서 머리의 공진 증폭률(magnitude)은 엉덩이에서의 공진 증폭률보다 대략 41%정도 더 크게 나

타났다. 등판에서의 고유진동수는 $4.4 \pm 0.29\text{Hz}$ 로 공진의 위치는 모든 전달 함수에서 동일하게 나타났다. 반면에 등판에서의 전달 함수의 증폭비는 1Hz에서 0.63으로 등판이 21° 기울어져 있기 때문에 1보다 작은 값으로 나타났다.

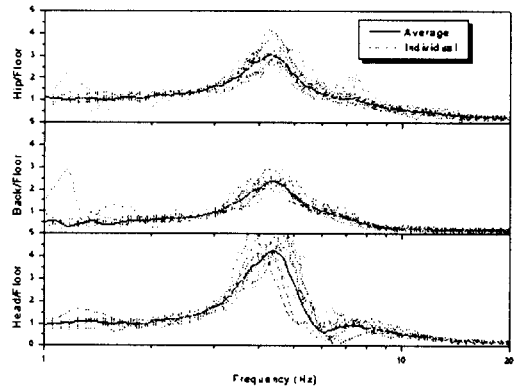


Fig. 5 Transmissibility of hip and head for averaged and individual subject

Fig. 6에서는 스펀지의 차이를 보이는 시트(1, 4, 5)에 대한 전달 함수를 나타내고 있다. 이 그림에서 시트 5가 가장 낮은 공진 주파수를 가지고 있으며 또한 증폭률도 가장 큼을 알 수가 있으며 시트 4는 가장 큰 공진 주파수와 낮은 증폭율을 보였다. Fig. 7은 스프링이 다른 시트(1, 2, 3)에 대한 비교를 나타내는 그림이다. 이 그림에서 스프링 차이는 전달함수에 미치는 영향이 매우 미미함을 알 수가 있다. 이러한 결과는 Table 2의 시트의 물성치와 관련이 되어 있듯이 시트 스프링의 변화가 시트 전체에 미치는 영향이 매우 작다는 것을 확인할 수 있었다.

엉덩이에서의 전달함수 위상은 낮은 주파수에서는 0에서 출발해서 -180도로 가는 2차 시스템과 유사함을 알 수가 있다. 반면에 머리의 전달함수 위상은 조금 다른 형태로 2개의 모드가 관찰되었다.

Fig. 8에서는 다른 시트에 따른 등판의 x방향 전달 함수를 나타내고 있다. 이 그림에서 좌판의 물성치는 다르지만 등판의 물성치는 5개의 시트

모두 동일하기 때문에 진동 특성에 큰 차이를 보이지 않았다. 하지만 시트 2의 특성이 조금 다르게 나타났다. 이렇게 달라지는 이유는 앉은 자세나 근육의 긴장도와 많은 관련이 있는데, 이는 두 번째 피실험자가 시트 2에 앉았을 때의 자세가 다른 피실험자의 자세와는 다르기 때문에 이러한 차이가 나타났다고 생각이 된다.

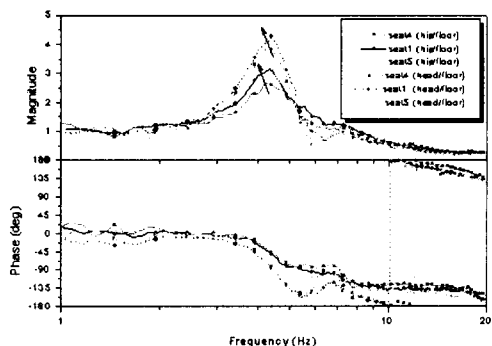


Fig. 6 Transfer functions for different sponge seats

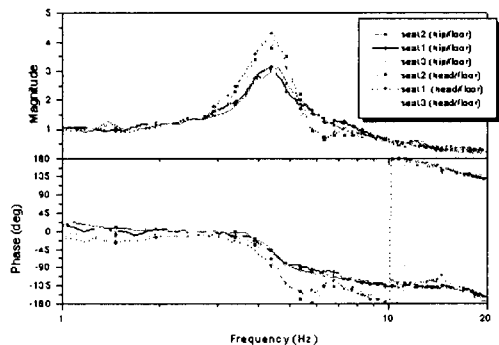


Fig. 7 Transfer functions for different spring seats

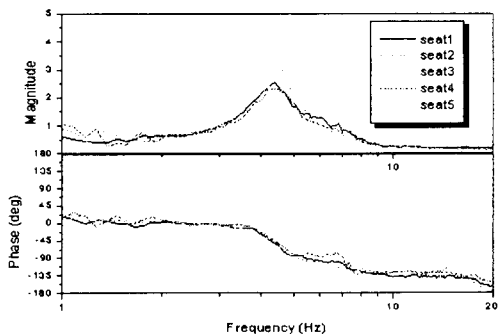


Fig. 8 Transfer functions for different seats

Fig. 9에서는 각각의 피실험자에 대한 전달 함수를 비교하였다. 머리에서의 전달 함수가 엉덩이에서의 전달 함수보다 사람에 따른 차이가 더 크게 나타났다. 남성 피실험자인 1, 2에 대해서는 공진이 4.1Hz와 4.2Hz에서 나타났으며, 반면에 여성 피실험자 3, 4에 대해서는 공진이 4.6Hz와 4.6Hz에서 나타남을 알 수가 있다. 남성과 여성 피실험자 사이에는 여러 가지 차이가 있을 수 있겠지만, 가장 큰 차이는 무게이다. 피실험자의 무게는 각각 77, 75, 45, 48kg으로 가벼운 여성 피실험자의 공진 주파수가 무거운 남성 피실험자보다 더 크게 나타남을 알 수가 있다.

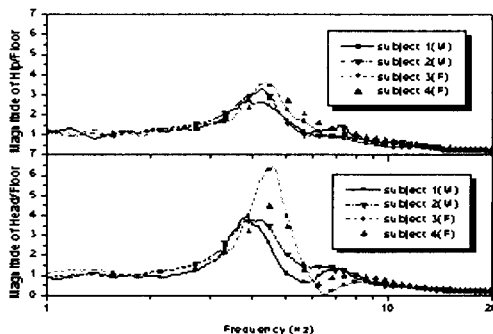


Fig. 9 Transfer function comparison between subjects

3.3 등판의 유무에 따른 인체 진동 특성

인체와 시트의 접촉 부위 중의 하나인 등판의 유무에 따른 진동 특성의 변화를 살펴 보기 위해서 등판을 제거하여 응답 특성을 비교하였다. Fig. 10에서는 엉덩이 부위의 전달 함수를 Fig. 11에 머리 부위의 전달 함수를 나타내었다. 등판이 없는 경우에는 공진 주파수가 등판이 있는 경우보다 더 적게 나타났으며, 감쇠율 또한 등판이 없는 경우에 더 크게 작용하고 있음을 알 수가 있다. 이러한 이유는 등판이 없으면 체중의 대부분을 엉덩이 면에서 작용하게 되어 질량이 증가하므로 고유진동수가 작아지게 되며, 또한 인체를 지지하여 주는 등판의 스프링이 없어지는 결

과를 초래하므로 시트-인체 시스템의 강성이 줄어들게 되어, 마찬가지로 고유 진동수를 줄여주는 효과를 보이게 된다.

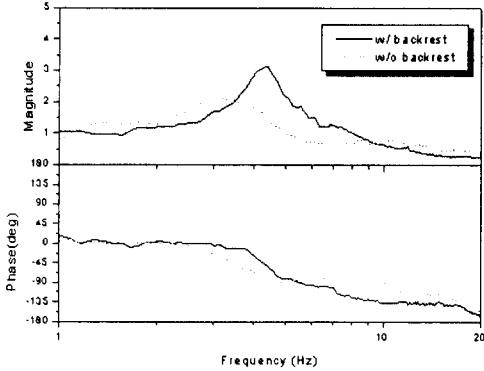


Fig. 10 Hip transfer function comparison between w/ and w/o backrest

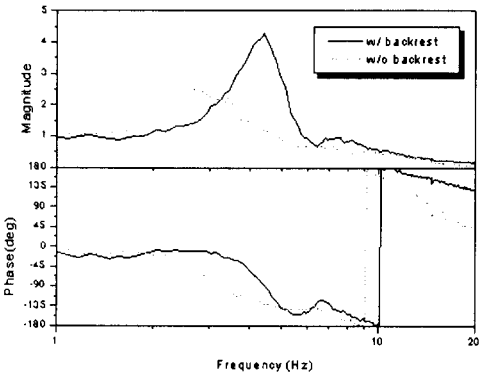


Fig. 11 Head transfer function comparison between w/ and w/o backrest

4. 승차감 평가

4.1 승차감 지수

본 연구에서는 가진기에서 작용하는 가진 신호가 인체 부위에서 전달이 되는 양의 비를 승차감 지수로 선정하였다. 발과 엉덩이에서의 전달율은 식(12)와 같이 정의가 된다. 여기에서 P_{ff} 와 P_{ss} 는 엉덩이와 발에서의 z방향의 전력밀도함수를 나타낸다.

$$TR_1 = \left[\frac{\int_{f_0}^{f_1} (P_{ss}(f)df)}{\int_{f_0}^{f_1} (P_{ff}(f)df)} \right]^{1/2} \quad (12)$$

머리 부위에서의 전달율과 등 부위에서의 전달율 또한 마찬가지로 식(13-14)와 같이 정의할 수가 있다. 여기에서 P_{bb} 와 P_{hh} 는 머리와 등에서의 전력밀도 함수를 나타낸다.

$$TR_2 = \left[\frac{\int_{f_0}^{f_1} (P_{bb}(f)df)}{\int_{f_0}^{f_1} (P_{ff}(f)df)} \right]^{1/2} \quad (13)$$

$$TR_3 = \left[\frac{\int_{f_0}^{f_1} (P_{hh}(f)df)}{\int_{f_0}^{f_1} (P_{ff}(f)df)} \right]^{1/2} \quad (14)$$

이때 BS 6841⁷⁾과 ISO 2631⁸⁾에서 지적한 바와 같이, 인체가 느끼는 진동은 가진되는 주파수에 따라 다르게 되므로 이러한 주파수에 따른 감응 정도를 등안락도 곡선(equivalent comfort contour)로 나타내어 이의 역수를 취하여 Fig. 12와 같이 주파수 가중 함수(frequency weighting function)을 구하였다. 그래서 이들 BS와 ISO에서 규정한 주파수 가중 함수를 이용하여 발과 엉덩이에서의 전달율을 구하면 식(15)와 같이 S.E.A.T(Seat Transmissibility Amplitude Transmissibility)를 나타낼 수가 있다.

$$S.E.A.T = \left[\frac{\int_{f_0}^{f_1} (P_{ss}(f)w(f)^2df)}{\int_{f_0}^{f_1} (P_{ff}(f)w(f)^2df)} \right]^{1/2} \quad (15)$$

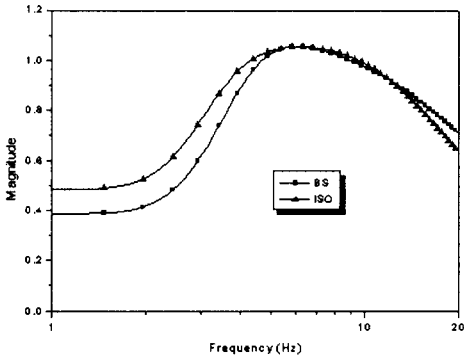


Fig. 12 Human weighting functions of BS and ISO

그런데 이러한 S.E.A.T 지수는 입력 전력밀도 함수에 따라서 값이 다르게 된다. 예를 들어 백색 잡음의 경우 입력의 차단주파수(cut-off frequency)가 공진 주파수 보다 작은 범위에서 차단주파수를 크게 하면 S.E.A.T.지수는 커지게 되며, 반면에 공진 주파수보다 큰 영역에서 차단주파수를 크게 하면 S.E.A.T.지수는 작아지게 된다. 그러므로 본 연구에서는 가진기에서의 가속도 신호의 차단 주파수와 동일하게 f_1 을 25Hz로 선정하였다.

4.2 시트 평가

서로 다른 5가지 시트에 의한 승차감 지수를 서로 비교하여 특성을 살피기 위해서 통계적 방법인 F-test를 이용하여 시트의 영향을 평가하였다. 먼저 Fig. 13에서는 각각의 시트에 대한 엉덩이 부위의 전달율을 나타내었으며, 이들을 비교해보면 다음과 같다. 시트의 스펀지가 다른 (1, 4, 5)에 대해서 평균제공($F : 3.03$)의 값이 90% 범위에서의 한계치($F_0 : 3.01$)보다 더 크므로 시트의 스펀지는 엉덩이의 응답 특성에 통계적으로 유의한 차이를 미치고 있음을 알 수가 있다. 또한 시트 4번이 가장 작은 값을 가져 인체에 전달하는 가속도의 총량이 가장 적음을 알 수가 있었다. 반면에 시트의 스프링이 다른 (1, 2, 3)시트에서는 평균제공의 값이 0.11로 시트의 스프링 영향은 통계적으로 유의한 차이를 보이지 못하고 있

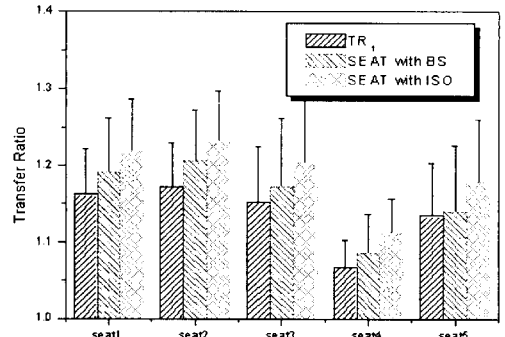


Fig. 13 Hip transfer ratio

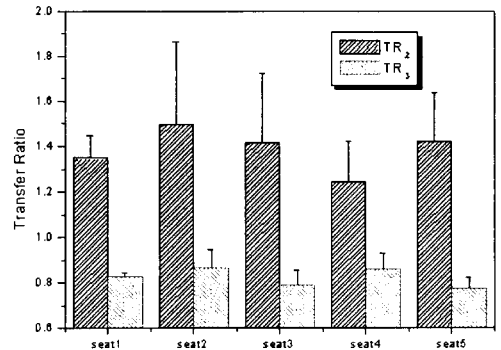


Fig. 14 Head and back transfer ratio

음을 알 수가 있다. 이러한 결과는 마찬가지로 BS와 ISO규정의 가중함수를 적용한 S.E.A.T지수에서도 동일한 결과를 얻을 수가 있었으며, ISO규정에 의한 S.E.A.T지수가 BS규정에 의한 지수보다 조금 크게 평가가 됨을 알 수가 있다.

Fig. 14에는 등과 머리 부위의 전달율을 나타내는 TR_2 와 TR_3 를 나타내었다. TR_2 는 평균 제공의 값(F)이 스펀지가 다른 시트에 대해서는 2.66으로 나타났으며, 스프링이 다른 시트에 대해서는 1.50로 나타나 90%의 한계치인($F_0 : 3.01$)보다 작게 되어 통계적으로 유의한 차이를 보이지 못함을 알 수가 있다. 이는 등판의 물성치가 동일하기 때문에 등 부위에서의 전달 함수에 영향을 미치지 못했음을 나타낸다. 마찬가지로 TR_3 는 F 값이 스펀지가 다른 시트에 대해서는

1.16으로 나타났으며, 스프링이 다른 시트에 대해서는 0.28로 나타나 통계적으로 유의한 차이를 보이지 못함을 알 수가 있다. 이러한 이유는 스펙트럼 차이에 따른 변화율이 피실험자 내의 변화 (inter-subject variability) 혹은 피실험자 외의 변화 (inter-subject variability)의 양보다 크지를 못해서 정량적인 차이를 보이지는 못했다.

5. 결론

본 연구에서는 시트에 따른 전신 진동의 특성을 연구하여, 스펙트럼 형성 물질의 성분 배합비를 변경하여 물성치가 다른 스펙트럼 3개와 시트 스프링의 강성을 변화시켜 강성이 다른 3개의 시트 스프링을 제작하여 총 5가지 시트를 개발하여 평가하였다.

본 실험으로부터 엉덩이 부위에서는 $4.4 \pm 0.3\text{Hz}$, 등 부위에서는 $4.4 \pm 0.29\text{Hz}$, 머리 부위에서는 $4.3 \pm 0.3\text{Hz}$ 의 공진 주파수를 확인 할 수가 있었다. 또한 머리 부위에서는 $7.6 \pm 0.9\text{Hz}$ 의 2차 공진을 확인하였으며, 머리부위의 증폭률은 대략 41%정도 엉덩이 부위의 증폭률보다 크게 나타났다. 또한 남성의 무게가 여성 피실험자의 무게보다 크기 때문에 남성 피실험자의 공진 위치가 여성 피실험자의 공진 위치보다 낮은 위치에서 나타났다.

본 연구를 통해 제작된 5개의 시트는 인체 진동 전달율을 이용해서 평가하였으며, 인체 주파수 가중 함수(BS, ISO) 규정을 이용해서 평가하였다. 통계적인 비교 결과 댐핑 특성이 높은 시트가 인체 진동을 가장 크게 감소시켜 줄 수 있음을 알 수가 있었다. 반면에 스프링이 다른 특성을 가진 시트는 인체 진동에 큰 영향을 미치지 않음을 알 수가 있었다.

후 기

본 연구를 지원하여 주신 주식회사 한일의 관계자 분에게 깊은 감사를 드립니다.

참 고 문 헌

- 1) M.Griffin, Handbook of Human Vibration, Academic Press, London, 1990.
- 2) Thomas E. Fairley and Michanel. J. Griffin, "The apparent mass of the seated human body : vertical vibration, Journal of biomechanical engineering," Vol. 109, pp. 81~94, 1988.
- 3) International Organization for Standardization, International Standard 7962, "Mechanical vibration and shock Mechanical transmissibility of the human body in the z direction," 1987.
- 4) S. Kitazaki, M. J Griffin, "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, 1997.
- 5) S. Rakheja, Y. Afework, S. Sankar, "An Analytical and Experimental Investigation of the Driver-Seat-Suspension System, Vehicle system dynamics," Vol. 23, pp. 1513~1531, 1994.
- 6) William N. Patten, Jian Pang, "Validation of a Nonlinear Automotive Seat Cushion Vibration Model," Vehicle System Dynamics, Vol. 30, pp. 55~68, 1998.
- 7) British Standards Institution British Standards BS 6841, "Measurement and evaluation of human exposed to whole-body mechanical vibration and

- repeated shock," 1987.
- 8) International Organization for Standardization, 1997, "International Standard 2631-1: "Mechanical vibration and shock evaluation of human exposure to whole-body vibration," 1997.
- 9) 조영건, 윤용산, "승용차에서의 인체 진동 측정 및 시트 특성 최적 설계," 대한기계학회논문집A권, 제23권 제7호, pp.1155~1163, 1999.
- 10) 조영건, 정완섭, 박세진, 윤용산, "내구력 도로와 요철 도로에서 승용차의 승차감 지수 평가," 한국소음진동공학회지, 제7권 제6호, pp.1025~1030, 1998.
- 11) Younggun Cho, Yong-San Yoon, Se Jin Park, "Determination of Seat Sponge Properties with Estimated Biodynamic model," SAE 2000-01-0640, 2000.