

# 전신 진동운동기 사용시 인체에 대한 생체역학적 특성 분석을 위한 가상 골격계 모델의 개발 및 검증

최현호\*, 임도형\*, 황선홍\*, 김영호\*, 김한성#

## A Study of Biomechanical Response in Human Body during Whole-Body Vibration through Musculoskeletal Model Development

Hyunho Choi\*, Dohyung Lim\*, Seonhong Hwang\*, Youngho Kim\* and Hansung Kim#

### ABSTRACT

This study investigated biomechanical response through the 3-dimensional virtual skeletal model developed and validated. Ten male subjects in standing posture were exposed to whole body vibrations and measured acceleration on anatomical of interest (head, 7<sup>th</sup> cervical, 10<sup>th</sup> thoracic, 4<sup>th</sup> lumbar, knee joint and bottom of the vibrator). Three dimensional virtual skeletal model and vibration machine were created by using BRG. LifeMOD and MSC.ADAMS. The results of forward dynamic analysis were compared with results of experiment. The results showed that the accuracy of developed model was 73.2±19.2% for all conditions.

**Key Words :** Whole-Body Vibration (전신진동), Forward Dynamic Analysis (정동역학 해석), Acceleration (가속도)

### 1. 서론

진동은 인체의 진동 전달 특성에 의해 인체의 각 부위에 전달되어 불쾌감, 피로감, 시계의 곤란, 기본 활동성, 그리고 작업효율의 저하를 가져 올 수 있다.<sup>1</sup> Bovenzi 등의 연구 결과에 따르면, 전기 톱 등과 같은 진동 발생 공구를 이용한 작업에 의해 장시간 인체에 진동이 노출 되었을 경우 인한 혈관이 수축되는 피해를 입는다.<sup>2</sup> 또한 Lundsrom 등은 손가락 혈관의 수축으로 인하여 진동성 백지증(White Finger Syndrome)을 야기 시킬 수 있다고 보고했다.<sup>3</sup> 이와 같이 산업현장에서 장기간 진동발

생 도구 사용으로 인해 진동에 대한 인체 노출은 신체활동에 부정적인 효과를 가져 온다는 연구 결과들이 진동 연구 분야에서 큰 부분을 차지했다.<sup>2,3</sup> 또한 탈것에 의한 지나친 진동은 불쾌감을 일으키며 승차감과 직결되는 것으로서 인식되어 진동을 줄이기 위한 연구가 진행되기도 하였다.<sup>4</sup>

그러나 최근 스포츠 분야와 재활치료분야에 관한 연구가 활발해지면서 전신진동운동의 긍정적인 효과를 평가한 연구 결과가 보고되고 있다.<sup>5</sup> 이러한 자료는 크게 근력, 신경계, 혈액 순환, 대사량(Metabolism) 변화, 골밀도(Bone Density) 변화에 대한 효과 등으로 나눌 수 있다. 그 중

접수일: 2007년 11월 27일; 게재승인일: 2008년 3월 5일

\* 연세대학교 의공학과, 연세의료공학연구원

# 교신저자: 연세대학교 의공학과, 연세의료공학연구원

E-mail: hanskim@yonsei.ac.kr Tel. (033) 760-2942

Rittweger 등은 진동 플레이트 위에서 다양한 운동을 실시한 결과 산소섭취량과 심박수가 20~40%정도 증가했다고 보고하였다.<sup>6</sup> Carmelo Bosco 등은 전신진동운동 실시 전후 혈액검사를 실시한 결과, 전신진동운동 전에 비해 테스토스테론(Testosterone), 성장호르몬(Growth Hormone), 그리고 하지근(Lower Limb muscle)의 파워가 증가한다고 보고하였다.<sup>7</sup> Kersch-Schindl 등은 전신진동운동을 실시한 후 도플러의 초음파 검사법(Doppler's sonography)을 이용하여 혈류속도를 측정된 결과, 전신진동운동 전에 비하여 혈류속도가 상대적으로 증가한다는 사실을 확인하였다.<sup>7</sup> 이러한 연구 결과들은 전신진동운동이 유산소운동의 효과와 함께, 신체활동에 있어서 긍정적인 영향을 가질 수 있다는 것을 보여준 연구이다. 특히, Kersch-Schindl 등<sup>8</sup>의 연구 결과는 높은 주파수 진동에 의하여 말초혈액순환의 문제를 초래할 수 있다는 이전 연구 결과들과<sup>2,3</sup> 상반되는 결과로서 전신진동운동의 긍정적 효과를 보여준 연구로서 의의가 있었다. 또한, 2000년을 전후하여 전신진동이 인체에 가해졌을 때 골밀도가 증가하는 경향을 보인다는 연구 결과들이 보고되었다.<sup>9-11</sup> 이러한 결과를 토대로 하여 유럽을 중심으로 골다공증 환자들을 위한 골밀도 향상용 진동운동기기가 개발되었으며, 이 후 여러 연구자들에 의해 그 효과가 증명되었다.<sup>9-12</sup> 그러나 이러한 진동운동에 대한 신체활동의 긍정적인 효과에도 불구하고, 장기간의 진동에 의한 진동 증후군이라 불리는 다양한 생리적 신경 명령계통 및 근골격계 이상 질환을 초래할 수 있다는 연구 결과가 발표되었다.<sup>3,5</sup> 따라서 전신진동운동에 대한 운동 및 치료 효과에 반하는 부작용에 관한 연구의 필요성이 최근 대두되었다. 이러한 연구를 통하여, 인체에 미치는 진동운동의 부정적 효과를 최소화하면서 치료 및 운동의 효용성을 높일 수 있는 진동 특성을 결정할 수 있을 것이라 판단된다. 그러나, 이러한 연구는 다양한 전신진동에 따른 인체에 대한 그 효과를 실험적으로 분석(가속도, 걸보기 질량, 변위, 근력, 관절토크의 분석)하는데 있어서 한계점을 가지고 있다.<sup>12</sup> 따라서, 이러한 실험적 한계를 극복하기 위하여 인체를 수학적으로 단순화 시킨 모델을 이용하여 다양한 전신진동이 인체에 미치는 영향을 분석하고자 하는 연구가 시도되었다.<sup>1,16</sup> 그러나 이러한 연구에서 개발되고 이용된 수학적 인체모델은 낮은 자유도 그리고 실제 인체 특성에

대한 사실적 표현의 어려움 등으로 연구 결과에 대한 정확성이 낮은 한계점을 내포하고 있다.<sup>16</sup> 따라서 전신진동이 인체에 미치는 영향을 정확히 분석하기 위하여서는, 실제 인체의 자유도를 최대한 모사할 수 있는 수학적 인체 모델의 개발이 필요한 실정이다.

따라서, 본 연구에서는 상하진동방식 진동운동기 사용 시 인체에 미치는 전신진동의 영향 정확히 분석할 수 있는 3 차원 가상 골격계 모델을 개발 그리고 검증하고자 한다.

## 2. 방법

### 2.1 전신진동 측정

#### 2.1.1 피검자 선정

본 연구의 실험을 위하여 근골격계 질환이 없는 건강한 성인 남성 10명(나이(세):  $25.83 \pm 2.14$ , 키(cm):  $171.17 \pm 6.07$ , 체중(kg):  $64.88 \pm 5.82$ )을 피검자로 선정하였다(Table 1). 모든 실험은 실험 전 피검자가 전신진동에 무리가 없음을 확인한 후 수행되었다. 또한 전신진동은 몸무게에 따라 영향을 받을 수 있기 때문에 피검자 선정 시 피검자간의 몸무게 편차를 최소화하였다.<sup>18</sup>

#### 2.1.2 실험장비

전신진동운동기 사용 시 인체 전신진동을 측정하기 위해 6 개의 가속도계(CXL02LF3(Crossbow, U.S.A)를 사용하였으며, 데이터는 16Ch,  $\pm 200mV$  to  $\pm 10V$ , 16-bit, Analog Input for Fuel Cells의 성능을 가진 Module 9206(National Instrument Korea, Korea) DAQ를 이용하여 수집되었다(Fig. 1(a)).

전신진동 시 인체의 가속도 측정을 위해 기존 연구<sup>19,22</sup> 등을 기초하여 센서 부착 위치를 Fig. 1(b)와 같이 선정하여 피검자에게 부착하였으며, 전신진동이 가해질 때 진동에 의해 가속도계가 이탈되지 않도록 고정하였다.

#### 2.1.3 실험방법

피검자에게 실험 전에 본 연구의 목적을 충분히 인지할 수 있도록 하였으며 전신진동운동기의 손잡이를 잡고 편한 자세로 서 있는 상태에서 진동을 가하였다. 각 피검자의 자세에 의한 실험 결과의 오차를 줄이기 위해 진동이 가해지는 동안에 진동이 가해지지 않을 때와 같은 자세를 유지할

정도의 근육긴장을 유도하였다. 또한 피검자가 전신진동운동기에 부착된 손잡이를 잡는 위치를 일정하게 고정하였고 진동이 가해지는 동안 피검자는 정면을 바라보도록 하였다.

Table 1 Subject Characteristics

		평균	표준편차
나이	(세)	25.83	2.14
키	(cm)	171.17	6.07
몸무게	(kg)	64.88	5.82
다리길이	왼쪽 (cm)	86.25	3.34
	오른쪽 (cm)	86.00	3.16
무릎너비	왼쪽 (cm)	11.07	0.69
	오른쪽 (cm)	11.13	0.59
발목너비	왼쪽 (cm)	7.17	0.20
	오른쪽 (cm)	7.13	0.24
팔목너비	왼쪽 (cm)	8.52	0.53
	오른쪽 (cm)	8.50	0.55
손목너비	왼쪽 (cm)	5.80	0.35
	오른쪽 (cm)	5.77	0.30
손 두께	왼쪽 (cm)	2.93	0.10
	오른쪽 (cm)	2.93	0.10

가속도 센서에 의한 전신진동의 평가를 위해 실험에 사용된 전신진동운동기의 기준으로 3Hz (진폭: 10, 30, 50, 80), 5Hz (진폭: 10, 30, 50, 80), 10Hz (진폭: 10, 30), 25Hz (진폭: 10)의 진동을 피검자에게 가하였다. 진폭은 실험에서 사용된 진동운동기가 최대로 가할 수 있는 진동의 크기를 100 (34 Voltage 인가)으로 가정하였을 때 상대적인 크기를 나타낸다. 과도한 전신진동으로 피검자의 진동중후군으로 인한 결과의 이상점을 줄이기 위해 피검자에게 연속적으로 가진되는 시간은 10 분 이내로 한정하였다.<sup>18</sup>

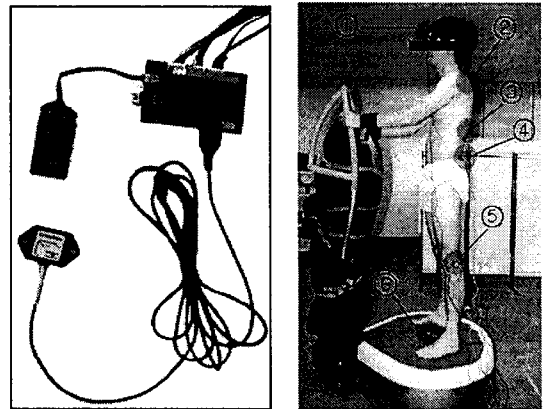
2.2.3 차원 가상 전신진동

2.2.1 가상 인체 모델링

3 차원 전신진동 평가용 인체모델을 개발하기 위하여 실험에 참여한 피검자들의 평균 신체치수

를 기초하여 BRGLifeMOD(Biomechanics research Group, Inc., USA)에서 19 개의 체절로 이루어진 3 차원 가상 골격모델을 생성하였다(Fig 2(a)).

생성된 골격모델이 가지고 있는 각 체절을 연결하기 위해 18 개의 조인트(Joint)를 구성하였다(Fig2(b)). 생성된 모든 조인트는 경첩조인트(Hinge Joint)로서 관절마다 x, y, z 방향으로 세 개씩 구성되고 x, y, z 방향의 회전 자유도(Rotational Degree of Freedom)를 갖도록 하였다. 이때 관절의 조인트 강성(Joint Stiffness)은 10,000N/m, 조인트 댐핑(Joint Damping)은 1,000 N·sec/m 를 인가하였다.<sup>17</sup>

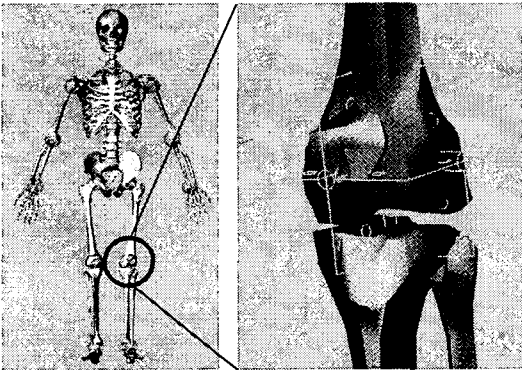


(a) Measurement System (b) Position of Accelerometer  
Fig. 1 Measurement System and Position of Accelerometer  
(① Head, ② 7<sup>th</sup> Cervical, ③ 10<sup>th</sup> Thoracic, ④ 4<sup>th</sup> Lumbar, ⑤ Knee Joint, ⑥ Bottom)

2.2.2 가상 진동운동기 모델링

본 연구의 실험에서 사용된 전신진동운동기 TT2590 X7 (TurboSonic, Korea)을 실측한 후 MSC.ADAMS (MSC Software Corp., USA)를 이용하여 실제 치수에 근거한 전신진동운동기를 모델링 하였다(Fig 3(a)). 3 차원 가상 진동운동기는 총 3 개의 체절로 이루어지도록 모델링 하였다. 진동 발생 시 움직이는 발판은 병진 조인트(Translation Joint)를 사용하여 지면에서 수직 방향으로 병진 운동을 할 수 있게 하였다. 이때 정동역학 해석(Forward Dynamic Analysis)을 위한 병진 운동은 실험을 통하여 결정된 진동운동기 바닥의 수직 변위 값을 이용하여 결정하였다. 모델링 된 진동운동기와 기준에 생성된 3 차원 가상 인체모델을 피검자

가 실험에서 수행한 것과 동일한 자세로 모델링 하였다(Fig 3(b)).



(a) Virtual Model (b) Hinge Joint  
Fig. 2 Three-Dimensional Virtual Skeletal Model

### 2.2.3 해석수행

3 차원 가상 진동운동기에 실제 실험과 같은 주파수 · 진폭의 진동을 입력하여 MSC.ADAMS(MSC Software Corp., USA)를 이용해 정동역학 해석을 수행하여 가속도를 결정하였다. 이때 해석은 3 초 동안 300 스텝 (step)으로 설정하여 수행하였고 실험에 측정된 동일한 위치에서 가속도 값을 획득하였고 획득된 데이터는 FFT(Fast Fourier Transform)을 통하여 주파수 분석을 수행하였다.

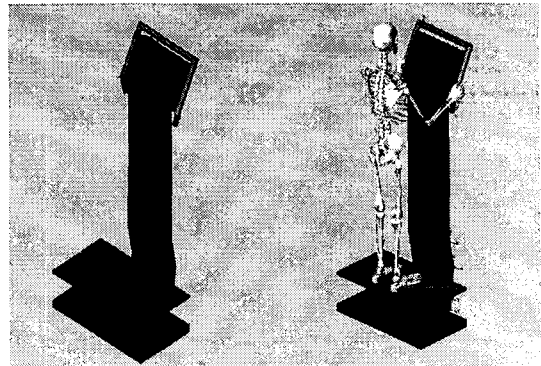
### 2.3 가상모델의 검증

가상모델의 검증을 위하여 실험에서 획득된 가속도와 정동역학해석을 이용해 가상모델로부터 계산된 가속도를 비교하였다. 이를 위해 실험에서 측정된 최대 가속도를 기준으로 하여 가상모델에서 계산된 최대 가속도와 오차율을 분석하여 가상모델의 검증을 정량적으로 분석하였다.

## 3. 결과

### 3.1 가속도계를 이용한 실험 결과

Fig. 4(a)는 3 Hz의 전신진동이 가해졌을 때 머리, C7, T10, L4, 무릎관절에서의 최대 가속도 값에 대한 결과이다. 3 Hz-진폭 10, 30 또는 50 의 진동이 가해졌을 경우 다른 해부학적 부위보다 머리에서 가장 큰 최대 가속도가 측정되었다. 반면에, 3 Hz-진폭



(a) Vibrator (b) Vibrator with Skeletal Model

Fig. 3 Virtual Vibrator Model and Skeletal Model

80 의 진폭이 가해진 경우에는 L4(4 번 요추)에서 가장 큰 최대 가속도가 측정되었다. 이때 최소 진폭 10 과 최대 진폭 80 간의 최대 가속도의 차이는 약 10 배로 나타났다.

Fig. 4(b)는 5 Hz의 주파수로 진폭의 크기를 조절하여 전신진동을 가하였을 때 최대 가속도를 나타내는 결과이다. 5 Hz-진폭 10 의 진동이 가해진 경우에는 C7(7 번 경추)에서 가장 큰 최대 가속도가 측정되었다. 반면에, 5 Hz-진폭 30, 50, 또는 80 의 진폭이 가해진 경우에는 L4 에서 가장 큰 최대 가속도가 측정되었다. 전반적으로 5 Hz의 전신진동이 가해진 경우에는 진폭의 증가에 따른 최대 가속도 변화가 3 Hz의 전신진동이 가해진 경우보다 크게 나타났다. 이때 가장 큰 변화폭은 L4 에서 나타났다. 또한 최소 진폭 10 과 최대 진폭 80 간의 최대 가속도 차이는 약 9 배로 나타났으며, 3 Hz의 같은 크기의 진폭으로 전신진동을 가한 경우와 비교한 경우에 있어서는 머리는 3 배, C7 은 6 배, T10 은 7 배, L4 는 6 배, 무릎관절은 3.5 배 최대 가속도의 값의 차이를 보였다.

Fig. 4(c)는 10 Hz의 주파수로 진폭의 크기를 10, 30, 또는 50 으로 조절하여 전신진동을 가하였을 때 최대 가속도를 나타내는 결과이다. 10 Hz-진폭 10 또는 80 의 진동이 가해진 경우에는 L4 에서 가장 큰 최대 가속도가 측정되었다. 반면에, 10 Hz-진폭 30 이 가해진 경우에는 T10 에서 가장 큰 최대 가속도가 측정되었다. 5 Hz의 전신진동이 가해진 경우에서의 결과와 같이 10 Hz의 전신진동이 가해진 경우에 있어도 가장 큰 최대 가속도의

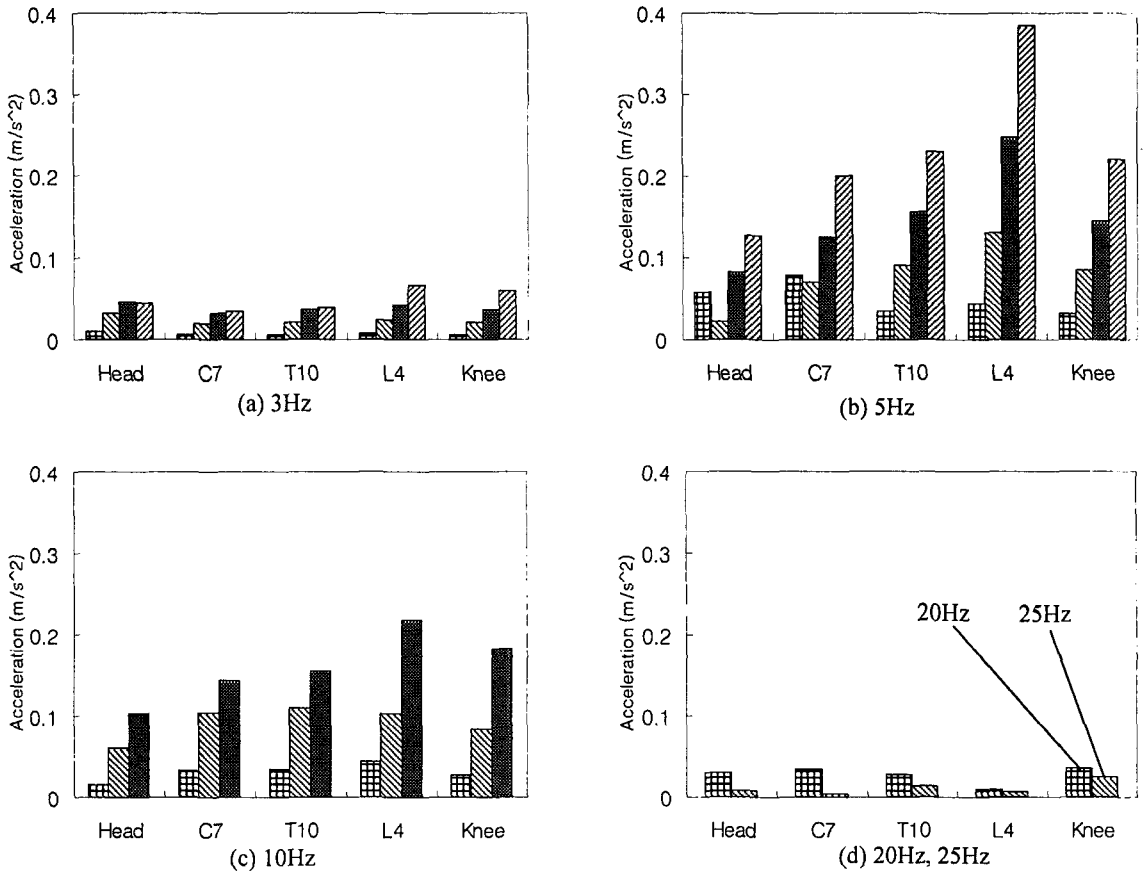


Fig. 4 Maximum Acceleration in Experiment Magnitude: 10 30 50 80

변화폭은 L4 에서 나타났다. 이때 최소 진폭 10 과 최대 진폭 80 간의 최대 가속도 차이는 약 5 배로 나타났다.

Fig. 4(d)는 20 Hz, 25 Hz 주파수로 진폭의 크기를 10 으로 조절하여 전신진동을 가하였을 때 결과이며 20 Hz의 진동이 가해졌을 때는 무릎관절에서 가장 큰 최대 가속도가 측정되었고, 25 Hz의 진동이 가해졌을 경우에도 무릎관절에서 가장 큰 최대 가속도가 측정되었다.

### 3.2 가상모델을 이용한 결과

Fig. 5(a)는 3 Hz의 전신진동이 가해졌을 때 머리, C7, T10, L4, 무릎관절에서의 최대 가속도 값에 대한 결과이다. 진폭이 증가할수록 각 부분의 가속도의 크기는 증가했으며, 3 Hz-진폭 10, 30, 50 또는 80의 진동이 가해졌을 경우 다른 해부학적 부위보다

머리에서 가장 큰 최대 가속도가 측정되었다. 이때 최소 진폭 10 과 최대 진폭 80 간의 최대 가속도의 차이는 약 5 배로 나타났다.

Fig. 5(b)는 5 Hz의 주파수로 진폭의 크기를 조절하여 전신진동을 가하였을 때 최대 가속도를 나타내는 결과이다. 5 Hz-진폭 10 의 진동이 가해진 경우에는 무릎관절(Knee Joint)에서 가장 큰 최대 가속도가 측정되었다. 반면에, 5 Hz-진폭 30, 50, 또는 80 의 진폭이 가해진 경우에는 L4 에서 가장 큰 최대 가속도가 측정되었다. 전반적으로 5 Hz의 전신진동이 가해진 경우에는 진폭의 증가에 따른 최대 가속도 변화가 3 Hz의 전신진동이 가해진 경우보다 크게 나타났다. 이때 가장 큰 변화폭은 L4 에서 나타났다. 또한 최소 진폭 10 과 최대 진폭 80 간의 최대 가속도 차이는 약 7.5 배로 나타났다.

Fig. 5(c)는 10 Hz의 주파수로 진폭의 크기를 10,

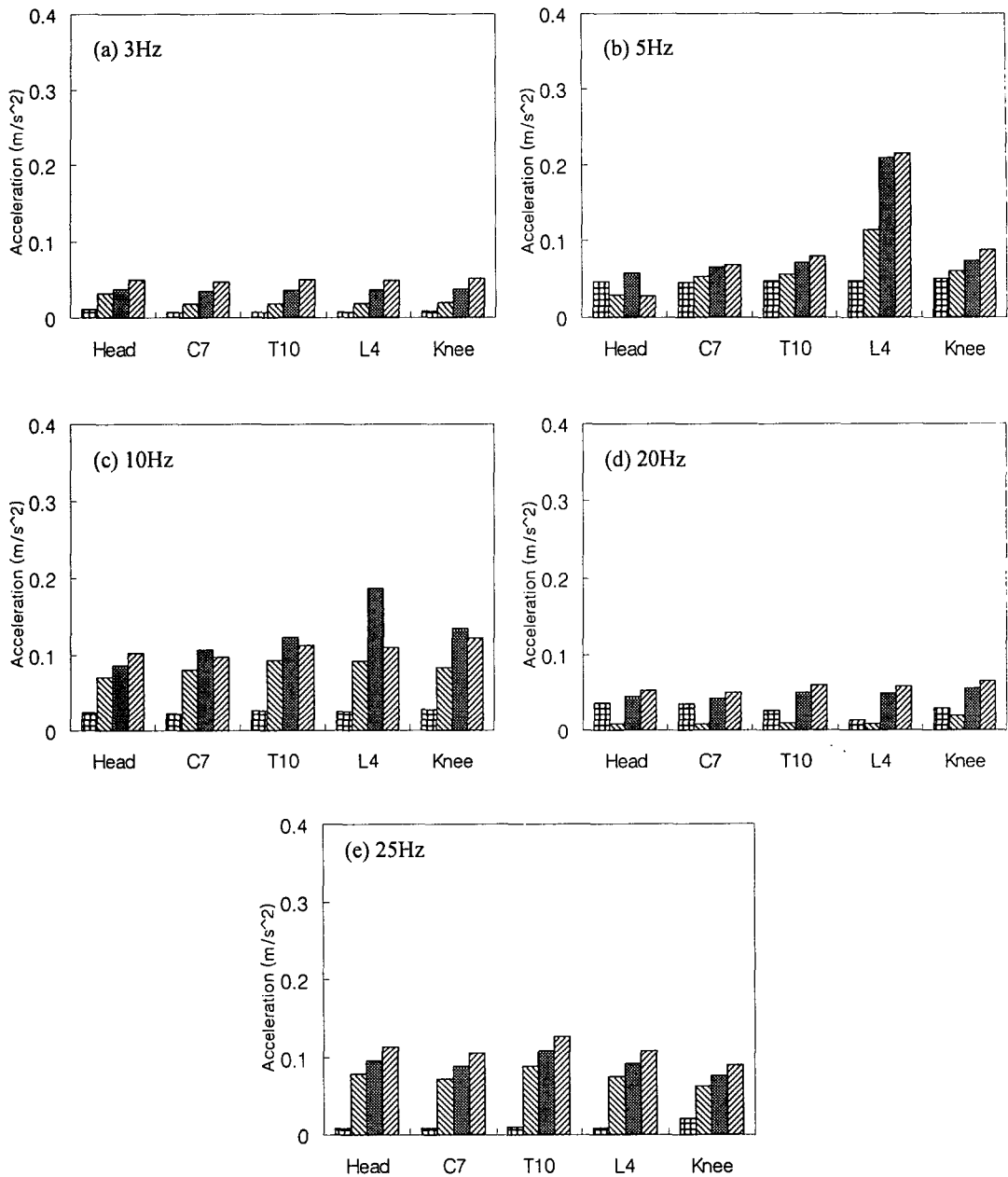


Fig. 5 Maximum Acceleration in 3D Virtual Model Magnitude: ■ 10 ■ 30 ■ 50 ■ 80

30, 50 또는 80 으로 조절하여 전신진동을 가하였을 때 최대 가속도를 나타내는 결과이다. 10 Hz-진폭 50 의 진동이 가해진 경우에는 L4 에서 가장 큰 최대 가속도가 측정되었다. 반면에, 10 Hz-진폭 80 이 가해진 경우에는 무릎관절에서 가장 큰 최대 가속

도가 측정되었다. 10 Hz-진폭 30, 또는 50 의 진폭 이 가해진 경우에 진폭의 크기가 증가 할 수록 최대가속도의 크기가 증가하는 반면, 머리를 제외한 다른 부분의 최대 가속도는 진폭 80 의 진동을 가 하였을 때 감소하였다.

Fig. 5(d)는 20 Hz 주파수로 진폭의 크기를 10, 30, 50 또는 80 으로 조절하여 전신진동을 가하였을 때 최대 가속도를 나타내는 결과이다. 20 Hz-진폭 30, 50, 또는 80 의 진폭이 가해진 경우에는 무릎관절에서 가장 큰 최대 가속도가 측정되었다. 25 Hz의 진동이 가해졌을 경우에도 무릎관절에서 가장 큰 최대 가속도가 측정되었다. 20 Hz-진폭 30, 또는 50 의 진폭이 가해진 경우에 진폭의 크기가 증가 할수록 최대가속도의 크기가 증가하는 반면, 머리의 최대 가속도는 감소하다가 진폭 80 의 진동을 가하였을 때 증가하였다.

Fig. 5(e)는 25 Hz 주파수로 진폭의 크기를 10, 30, 50 또는 80 으로 조절하여 전신진동을 가하였을 때 최대 가속도를 나타내는 결과이다. 25 Hz-진폭 80 의 진폭이 가해진 경우에는 무릎관절에서 가장 큰 최대 가속도가 측정되었다. 반면에, 25 Hz-진폭 30, 50, 또는 80 의 진폭이 가해진 경우에는 T10(10 번 흉추)에서 가장 큰 최대 가속도가 측정되었다.

### 3.3 가상모델의 검증

실험에 의해 측정된 가속도를 기준으로 3 차원 가상인체 모델에서 계산 된 최대 가속도 값을 비교한 결과, 3 Hz의 전신진동이 가해진 경우에는  $16.6 \pm 11.8\%$ (평균 $\pm$ 표준편차), 5 Hz는  $40.7 \pm 19.7\%$ , 10 Hz는  $22.4 \pm 16.3\%$ , 20 Hz는  $18.5 \pm 19.2\%$ , 25 Hz는  $31.1 \pm 29.0\%$ 의 오차를 보였다. 따라서 본 연구에서 모델링 된 3 차원 가상골격 모델은 전체적으로 실제 실험 대비  $73.2 \pm 19.2\%$ 의 정확성을 가지는 것으로 사료된다.

## 4. 고찰 및 결론

본 연구에서는 주파수와 진폭을 변화시켜 전신진동을 가하였을 때 진동의 종류에 따라 영향을 받는 부분이 다르다는 것을 알 수 있었다. 이러한 결과는 진동의 종류와 크기에 따라 자극되는 인체 부위가 변화될 수 있다는 것을 의미하며, 가속도의 변화를 통해 자극시키고자 하는 근육을 조절 할 수 있다는 것을 의미한다. 따라서, 전신진동운동기 사용시 진동의 조절을 통하여 선별적으로 자극되는 부위를 결정할 수 있을 것이라 사료된다. 이것은 스포츠 그리고 재활치료 분야에서 효과적인 훈련 및 치료 계획을 설정하는데 유용할 것이라 판단된다.

3 Hz의 전신진동이 가해진 경우에 있어서는 일반적으로 머리 부분에서 가장 큰 최대 가속도가 나타났다. 이러한 결과는 3 Hz의 진동이 오랜 시간 지속될 경우 머리의 흔들림으로 인하여 진동중후군을 야기 시킬 수 있을 것이라 판단된다. 반면에 5 Hz-진폭 10, 30 또는 80 의 진동이 인체에 가해진 경우에는 L4 에서 가장 큰 최대 가속도가 측정되었고, 5 Hz-진폭 10 의 진동이 가해진 경우 무릎에서 측정된 최대 가속도가 가장 크다는 것을 알 수 있다. 즉, 5 Hz의 진동을 진폭을 조절하여 전신진동을 가하면 허리와 엉덩이를 감싸고 있는 엉덩근(Gluteus)을 가장 많이 진동시켜준다는 것을 알 수 있다. 10 Hz의 전신진동이 가해졌을 때 일반적으로 가장 큰 최대 가속도가 측정된 부분은 L4 이므로 운동의 측면에서 배근(Abdominis)을 주로 자극한다는 것을 알 수 있다. 20 Hz의 전신진동이 가해질 경우 무릎의 최대 가속도가 일반적으로 가장 크게 측정되었다. 이것은 20 Hz의 전신진동이 하지를 중심으로 근육을 자극하는 것을 의미한다. 25 Hz의 전신진동이 가해진 경우에 있어서는 T10 에서 가장 큰 최대 가속도가 측정되었다. 이러한 결과는 25 Hz의 전신진동이 가해졌을 때 등 부분을 둘러싸고 있는 척추세움근(ErectorSpinae)군(群)을 중심으로 전신진동의 영향을 받는다는 것을 알 수 있다. 25 Hz의 진동이 가해졌을 경우 다른 주파수의 진동에 비해 상대적으로 진폭의 증가에 따라 최대 가속도의 크기의 증가율이 매우 커지는 이유는 높은 주파수는 진폭에 따라 증폭하기 용이하기 때문이다.

본 연구 결과에 따르면, 낮은 주파수 진동에 의한 가속도 특성은 가상 인체모델을 이용한 결과와 가속도계 센서를 이용하여 실측한 결과 사이에 유사한 특성을 보였다. 그러나 특정 값 이상의 높은 주파수에서는 결과 간 상대적으로 유의성을 찾을 수가 없었다. 이는 본 연구에서 개발한 모델이 진동에 따른 각 체절에서의 특성을 보기 위한 것이므로 체내 세부 장기 또는 근육 등을 고려하지 않았고, 높은 주파수에서는 생략된 내부 요소로 인한 진동 전달 특성 변화에 따라 시뮬레이션과 실측 간에 오차가 발생하는 것으로 추정된다.

그러나 이는 기존의 적외선카메라와 반사 마커를 이용한 방법, 가속도계를 이용한 측정법 등의 실제 실험으로는 측정이 어려운 고 영역대의 주파수로 향후 근육을 비롯한 연조직 요소를 추가

한다면 실측을 통해 평가할 수 없는 다양한 진동 상황에서의 인체 내 영향을 평가하는데 있어서 효과적으로 이용될 수 있을 것으로 사료된다.

3 차원 가상 인체모델을 이용한 시뮬레이션 기술을 이용하여 전신진동에 대한 분석 방법은 전신 진동 운동이 적용된 다양한 진동 상황에 대한 인체 내 영향을 예측할 수 있게 하므로 다양한 상황에서 전신진동 시 인체에 미치는 영향을 파악할 수 있게 한다. 또한 안전하고 우수한 성능의 전신 진동 운동기기를 개발하는데 있어서도 반드시 선행 연구 되어야 할 부분이다.

### 후 기

본 연구는 중소기업청에서 시행한 2007 년 산학 연공동기술개발사업의 지원으로 수행되었음

### 참고문헌

- Kim, T. H., "Development of Biomechanical Model for Describing Dynamic Characteristics of Human Body in Seating Posture under Vertical Vibration," Ph. D. Dissertation, KAIST, pp. 1-16, 2004.
- Griffin, B., "Haemodynamic changes in ipsilateral and contralateral fingers caused by acute exposures to hand transmitted vibration," *Occup Environ Med.*, Vol. 54, No. 8, pp. 566-576, 1997.
- Lundsrom, L. and Burstrom, R., "Mechanical energy absorption in human hand-arm exposed to sinusoidal vibration," *Int. Arch. Occup. Environ Health*, Vol. 61, No. 3, pp. 213-216, 1988.
- Lee, H. W. and Park, N. G., "A Study on Development of Railway Reducer for Low Noise/Vibration," *Journal of Korean Society of Precision Engineering*, Vol. 21, No. 2, pp. 130-137, 2004.
- Rittweger, J., Just, K., Kautzsch, K., Reeg, P. and Felsenberg, D., "Treatment of chronic lower back pain with lumbar extension and whole body vibration exercise," *Spine.*, Vol. 27, No. 17, pp. 1829-1834, 2002.
- Rittweger, J., Schiessl H. and Felsenberg, D., "Oxygen uptake during whole-body exercise : comparison with squatting as a slow voluntary movement," *European Journal of Applied Physiology*, Vol. 86, No. 2, pp. 169-173, 2001.
- Carmelo, B., Iacovelli, M., Tarpela, O., Cardinale, M., Bonifazi, M., Tihanyi, J., Viru, M., De Lorenzo, A. and Viru, A., "Hormonal responses to whole-body vibration in men," *European Journal of Applied Physiology*, Vol. 81, No. 6, pp. 449-454, 2000.
- Kerschman-Schindl, K., Grampp, S., Henk, C., Resch, H., Preisinger, E., Fialka-Moser, V. and Imhof, H., "Whole-body vibration exercise leads to alterations in muscle blood volume," *Clinical Physiology*, Vol. 21, No. 3, pp. 377-382, 2001.
- Wasnich, R. D., Paul, D. and Miller, P. D., "Antifracture efficacy of antiresorptive agents are related to changes in bone density," *J. Clin. Endocrinol Metab*, Vol. 85, No. 1, pp. 231-236, 2000.
- Reginster, J. Y., Minne, H. W., Sorensen, O. H., Hooper, M., Roux, C., Brandi, M. L., Lund, B., Ethgen, D., Pack, S., Roumagac, I. and Eastell, R., "Randomized trial of the effects of risedronate on vertebral fractures in women with established postmenopausal osteoporosis," *Osteoporosis Int.*, Vol. 11, No. 1, pp. 83-91, 2000.
- Masako, I., Akifumi, N., Kiyoshi, A., Masataka, U., Kuniaki, H. and Masahiro, K., "Effects of risedronate on trabecular microstructure and biomechanical properties in ovariectomized rat tibia," *Osteoporosis Int.*, Vol. 16, No. 9, pp. 1042-1048, 2005.
- Verschueren, S. M., Roelants, M., Delecluse, C., Swinnen, S., Vanderschueren, D. and Boonen, S., "Effect of 6-month whole body vibration training on hip density, muscle strength, and postural control in postmenopausal women," *Journal of Bone and Mineral Research*, Vol. 19, No. 3, pp. 352-359, 2004.
- Torvinen, S., Kannus, P., Sievanen, H., Jarvinen, T. A., Pasanen, M., Kontulainen, S., Jarvinen, T. L., Jarvinen, M., Oja, P. and Vuori, I., "Effect of a vibration exposure on muscular performance and body balance. Randomized cross-over study," *Clin. Physiol Funct Imaging.*, Vol. 22, No. 2, pp. 145-152, 2002.
- Abbatea, C., Micalia, E., Giorgiannia, C., Munaòb, F., Brecciarolia, R., Salmasoc, L. and Germanò, D., "Affective Correlates of Occupational Exposure to Whole-Body Vibration," *Psychotherapy and*



- Psychosomatics, Vol. 73, No. 6, pp. 375-379, 2004.
15. Park, H. S. and Jang, D. S., "Measurement and Analysis of Human Vibration," *Journal of the Ergonomics*, Vol. 18, No. 3, pp. 179-186, 1999.
  16. Ritzel, S. and Wolfel, H. E., "Anatomy-based human models for the simulation of whole-body vibration injuries," *Journal of Biomechanics*, Vol. 39, Supp. 1, pp. 168-169, 2006.
  17. Kim, T. H., Kim, Y. T. and Yoon, Y. S., "Development of a biomechanical model of the human body in a sitting posture with vibration transmissibility in the vertical direction," *International Journal of Industrial Ergonomics*, Vol. 35, Issue 9, pp. 817-829, 2005.
  18. Griffin, M., "Handbook of Human Vibration," Academic Press, pp. 27-42, 1990.
  19. Subashi, G. H. M. J., Matsumoto, Y. and Griffin, M. J., "Apparent mass and cross-axis apparent mass of standing subjects during exposure to vertical whole-body vibration," *Journal of Sound and Vibration*, Vol. 293, Issue 1-2, pp. 78-95, 2006.
  20. Matsumoto, Y. and Griffin, M. J., "Comparison of Biodynamic Responses in Standing and Seated Human Bodies," *Journal of Sound and Vibration*, Vol. 238, Issue 4, pp. 691-704, 2000.
  21. Matsumoto, Y. and Griffin, M. J., "Mathematical models for the apparent masses of standing subjects exposed to vertical whole-body vibration," *Journal of Sound and Vibration*, Vol. 260, Issue 3, pp. 431-451, 2003.
  22. Barauskas, R. and Krušinskienė, R., "On parameters identification of computational models of vibrations during quiet standing of humans," *Journal of Sound and Vibration*, Vol. 308, Issue 3-5, pp. 612-624, 2007.
  23. Harazin, B. and Grzesik, J., "The Transmission of Vertical Whole-Body Vibration to The Body Segments of Standing Subjects," *Journal of Sound and Vibration*, Vol. 215, Issue 4, pp. 775-787, 2007.
  24. Fairley, T. E. and Griffin, M. J., "The apparent mass of the seated human body : vertical vibration," *Journal of biomechanical engineering*, Vol. 22, No. 2, pp. 81-94, 1998.