

특집

인체 운동 및 진동

전신진동의 측정 및 평가 방법에 대한 소개

정 완 섭*

(한국표준과학연구원 유동·음향센터)

1. 머리말

인간이 도구를 사용한 이래 진동과 충격의 인체 피폭은 점진적으로 증가되었으며, 산업 혁명의 부산물인 동력기관을 이용하는 육·해·공 운송수단의 20세기 발전은 인체진동 피폭의 급격한 증대를 수반하였다. 자동차를 포함한 운송수단은 21세기 우리 생활의 필수품으로 확고한 자리를 잡을 것이 확실시 된다. 우리 주변의 수많은 진동 발생원들과 이에 직간접적으로 노출되어있는 현대인의 생활은 진동에 대한 새로운 이해와 접근 방법의 개척을 요구하여 새로운 공학 분야를 잉태하였다. 즉, 진동이 인체에 전달될 때 인체에 어떠한 영향을 미치며, 사람의 인지량은 과연 측정 물리량과 어떠한 관계를 갖는가, 그리고 사람의 진동 인지 및 전달 특성을 이용한 신제품의 개발은 미래 국내 산업기술에 새로운 지평을 제시할 수 있는 가능성은 어떠한가 등에 대한 학술적 접근이며, 이는 향후에도 지속될 전망이다. 이 글은 지난 20년간 이러한 사고의 틀에서 시도된 주요 연구내용을 소개 하고자 한다.

진동이 인체에 미치는 영향 및 인간의 진동 인지에 대한 이론적 체계는 미미하여 수식으로 기술할 수 있을 정도의 학문적 체계는 아직 전무한 상태이며, 기존 연구는 인간을 피시험 대상체로 수행한 진동실험 결과들의 통계적 분석을 통한

이해에 의존하고 있다. 이러한 실험적 접근에 수반되는 문제점을 이번 소절에서 간략히 언급할 필요가 있다. 인체진동 시험은 인체진동 피폭을 수반할 뿐 아니라 가진기의 비정상 작동, 시험자의 조작 미숙 등에 의한 피 시험자의 건강 손실 위험성을 내포한다. 인체 시험에 수반되는 장비의 안전 조치, 전반적 실험 전후 단계 절차, 그리고 피 시험자의 동의, 실험 조건에 대한 안전성 확보 방안 등에 대한 지침을 ISO 13090-1: 1998(E)안은 제시하고 있다. 우리 연구팀은 1999년 7월 영국 ISVR(Institute of Sound and Vibration Research)의 Human Factors Research Group에서 현재 시행하고 있는 방안과 ISO 13090-1: 1998(E)안을 각각 비교 검토하여 효율적 방안을 구축한 뒤 이를 사용하고 있다. 이 글에서는 인체진동 실험의 안전성에 대한 국내 연구진과 현장 실무자들의 이해 및 경험 부족에서 발생할 수 있는 위험요소의 최소화를 위하여, 관련 종사자들의 ISO 13090-1: 1998(E)안에 대한 교육과 그리고 실험 참여자는 반드시 ISO 13090-1: 1998(E)안을 준수해야 됨을 강조하고자 한다.

이 글에서는 우선 인체진동 측정분야의 일반 사항을 국제표준규격(ISO) 체계를 기반으로 고찰한다. 인체진동 측정 시 직면하는 다양한 측정 좌표계들의 차이점을 제 2 절에서 비교 분석하며, 인체진동 측정 좌표계의 다양한 응용분야를 소개한

* E-mail : wansup@kriss.re.kr / (042) 868-5302

다. 이러한 인체진동 측정 좌표계에 기반을 두고 개발 구축한 인체진동 측정장치와 방법에 대한 기술적 내용들을 제 3 절에서 소개한다. 그리고, 제 4 절에서는 전신진동이 인체에 미치는 주요 영향 인자들(안락도 - 승차감지수, 인지한계, 기본 활동성 방해, 그리고 보건 및 안전)에 대한 소개한다. 끝으로, 인체진동 연구에 관련된 주요 내용들에 대한 강조와 현재 진행 중인 연구내용의 소개, 그리고 향후 연구분야 들을 소개한다.

2. 인체진동 측정 좌표계

인체진동 측정 시 목적에 따라 원하는 진동 측정 점을 선정하게 된다. ISO 8727: 1997(E)안은 인체진동 측정을 위한 생체 동역학적 좌표계(biodynamic coordinate system)를 제안하고 있다. 그림 1은 생체 동역학적 좌표계의 예를 보이고 있으며, 그림 1의 숫자 "1"은 기준(정지 혹은 이동) 좌표, 숫자 "2"는 진동 테이블과 같은 인체 접촉부 좌표계(basentric coordinate system), 숫자 "3"은 인체 해부학적 좌표계(anatomical coordinate system), 그리고 "4"는 머리 및 의자와 같이 진동센서가 장착된 측정 좌표계(instrument coordinate system)를 각각 나타내고 있다.

이러한 좌표 계에서 x-축은 앞뒤 방향, y-축은 좌우 방향, z-축은 상하 방향, roll은 x-축의 회전

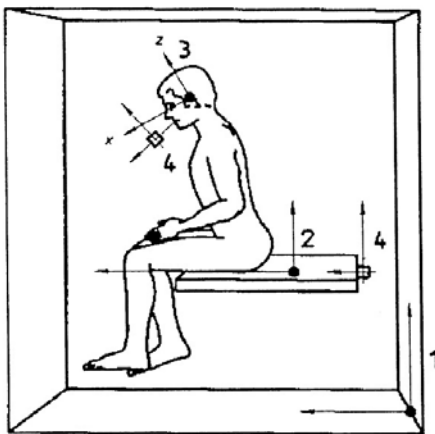


그림 1 생체 동역학적 좌표계

방향, pitch는 y-축의 회전 방향, yaw는 z-축의 회전 방향을 각각 정의한다. 양(+)의 방향은 오른손 직각 좌표에 따라 세 손가락이 지시하는 각각의 방향으로 정의한다. 실험 시 이들 측정 좌표축에 따라 진동 측정을 수행한다.

전신진동(whole-body vibration)이란 인체와 기계 진동 요소가 접촉하는 발, 엉덩이, 등 부위에 전달된 진동을 의미하며, 그림 2는 가장 일반적으로 사용되는 12-축 진동 측정 축 좌표계를 나타내고 있다. 12-축 측정 좌표는 발의 병진 3축, 엉덩이 6축(병진 3축, 회전 3축), 그리고 등 부위의 병진 3축으로 각각 구성되어 있으며, 이는 영국 ISVR에서 고안된 방법이다. 현재 ISO 2631: 1997(E)와 BS 6841:1987의 표준 안에서 표준 좌표계로 채택하고 있으며, 응용 분야로는 자동차, 항공기, 그리고 국방관련 운송 체계의 인체진동에 측정 및 평가에 가장 널리 이용되고 있다. 특히, 국내 자동차, 타이어, 현가 장치, 의자 등의 진동 승차감 연구뿐 아니라 철도 차량의 승차감 평가 등에서의 활용이 기대된다.

3. 전신진동 측정장치 및 방법

앞서 소개한 바와 같이 전신진동은 많은 응용 분야를 포함하고 있다. ISO 표준안이 구축된 분야로는 인체의 진동 전달특성 시험, 농기계, 산업

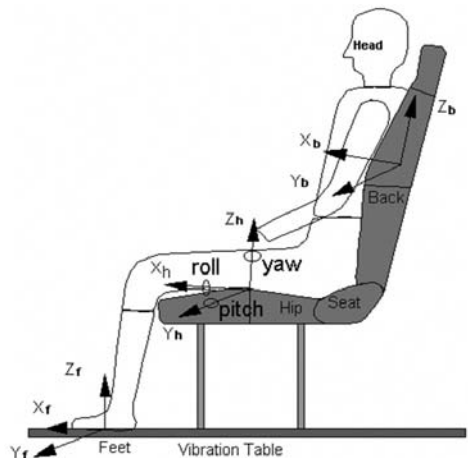


그림 2 12-축 전신진동 측정장치의 구성도

및 건설용 중장비의 의자 진동 전달특성 시험, 그리고 도로 및 철도 등의 운송 차량의 인체 피폭 진동 측정 및 평가 부분이 포함되어 있다. 우선 인체와 기계가 직접 접촉하는 부위(발, 엉덩이, 등 부위로 구성, 그림 2 참고)로 전달되는 인체 진동 측정 및 평가에 대하여 ISO 2631-1: 1997(E)는 전신진동의 측정 및 평가 방법에 대한 일반론을 제시하고 있으며, 진동의 인체 영향을 피폭되는 진동의 양에 따라 안락도 한계(comfort limit)와 보건 및 안전 한계(limit for health and safety)로 구분하고 있다. 그리고, 과도한 진동은 책 읽기, 글 쓰기, 음식물 섭취 등과 같은 인간의 기본 활동성(normal activities)을 방해하는 요인으로 분류하고 있다.

가전 제품, 열차 및 승용차 등에 관련된 인체진동은 직접 제품의 품질 즉 진동 안락도(comfort)에 영향을 미친다. 특히, 국내 자동차 업계의 승차감 개선을 위한 연구분야가 이러한 범주에 속한다. 그리고, 숙련된 작업자의 진동환경, 산업용 기계, 국방 운송 차량 등의 진동은 안락도의 증대보다는 작업효율 및 활동성의 향상을 위하여 진동을 우선 고려한다. 그리고, 비행기 조종사, 선박 근무자, 트럭 및 산업용 중장비 운전자, 그리고 국방 운송 체계의 운전자 등과 같은 장기간의 진동피폭을 수반하는 경우는 인체의 건강 보전과 안전을 위한 진동 문제를 고찰하여야 한다.

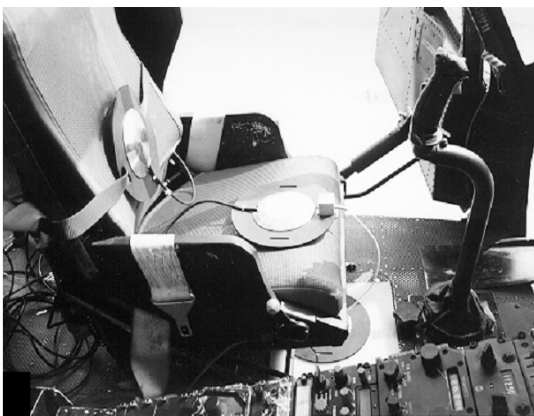


그림 3 헬리콥터에 설치된 전신 피폭진동 측정장치의 사진

그림 3은 우리 연구팀이 1997년 수행한 헬리콥터의 조종사에 대한 진동 안전성 평가와 정상 임무 수행을 위한 비행계획(flight schedule)의 연구에 사용한 12축 인체 피폭진동 측정장치를 보이고 있다. 12축 인체 피폭진동 측정장치는 전신진동 연구에 핵심적 역할을 하는 기본요소이며, 이 장치는 우리 연구팀이 1997년 국산화를 완료하여 국내 대학과 산업체(자동차 제작사, 타이어 제조사 등)에 이미 보급한 바 있다.

상기 전신 피폭진동 측정장치를 이용하여 산업/건설용 중장비 및 농기계용 차량의 의자들에 대한 진동 시험표준안, 즉 ISO 7096: 1994(E), ISO 5007: 1990(E), ISO 10326: 1992(E)에서 규정한 진동 시험과 SEAT(seat effective amplitude transmissibility) 평가를 충분히 수행할 수도 있다.

지금까지 소개한 내용은 인체 접촉부를 통하여 전달되는 피폭진동의 측정치에 의한 다양한 응용분야를 살펴보았다. 여기서, 접촉부 전달진동이 인체에 인가될 때 인체의 진동 전달특성 고찰 및 동적 인자모델(parametric model)에 대한 최근 연구결과가 ISO 표준 안으로 채택될 단계에 있다(ISO/DIS 5982: 2002). 이들 연구는 인체의 동적 질량(dynamic mass), 기계적 임피던스(mechanical impedance), 그리고 서 있는 자세 혹은 앉은 자세에 대한 머리까지의 진동전달 특성(vibration transmissibility to head)의 실험에 대한 측정 및 평가 방법까지 확장될 수 있다. 그림 4는 우리 연구팀이 영국 ISVR에서 수행한 한/영 공동 전신진동 실험과정에서 수행한 한국인의 동적질량, 기계적 임피던스, 그리고 머리까지의 진동전달 특성 실험의 사진을 보이고 있다.

그림 4에서 보인 피시험자의 동적질량 혹은 기계적 임피던스의 측정을 위하여 인체 접촉부의 동적 힘 측정 장치인 Force platform(Kistler Type 9181C, 6축 힘/회전력 측정장치)을 사용하고 있다(그림 4의 의자 상단부). 그리고, 그림 4의 피시험자가 물고 있는 "Bite bar"를 이용하여 머리의 6자유도 운동(전후, 좌우, 상하, roll, pitch, yaw)을 측정하고 있다. 그림 5는 우리 연구팀이 한국

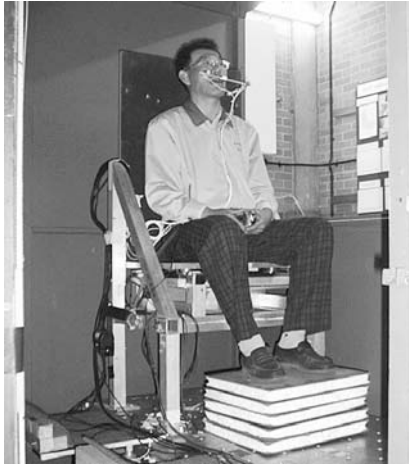


그림 4 인체의 동적특성 시험 전경

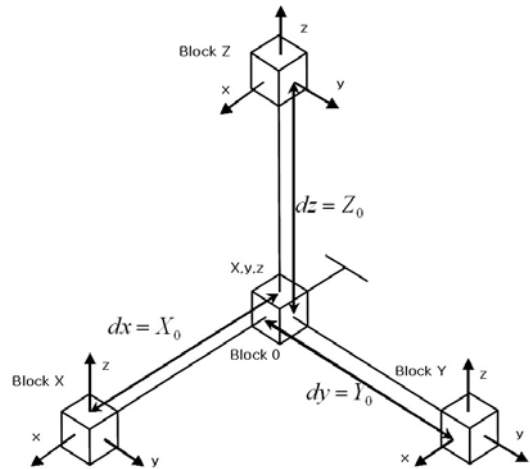


그림 6 12-축 병진 진동측정을 이용한 머리진동 측정장치

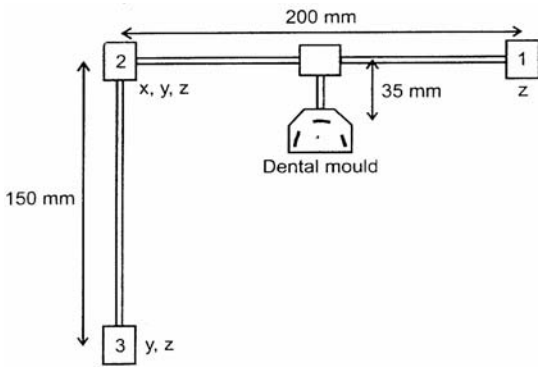


그림 5 6-자유도 머리진동 측정용 장치("Bite bar")

인 인체의 동적모델 실험에 사용한 "Bite bar"의 구조를 보이고 있다.

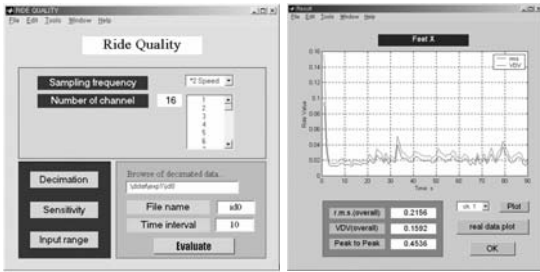
이러한 머리진동 측정장치와 관련된 방법은 아직도 ISO 표준 안으로 채택되지 않은 상태이다. 그 이유는 이들 장치로부터 얻을 수 있는 머리진동 측정량의 불확도에 대한 연구가 매우 미흡한 상태이기 때문이다. 이러한 문제를 접근하기 위하여 우리 연구팀은 우선 그림 5에 보인 6축 가속도 측정에 의한 회전 가속도성분에 대한 불확도 연구결과를 국외에 소개한 바 있다. 그리고, 머리진동의 6-자유도 성분측정을 위한 새로운 방법에 대한 이론적 체계를 이미 구축한 바가 있으며, 이 기법의 1차적 연구결과는 국제학술대회에서

소개한 바 있다.

이 원리는 기존의 6-자유도 머리진동 성분의 동시 측정을 할 수 없다는 한계를 극복하기 위하여 그림 6과 같이 3축 가속도 4 개로 구성된 12-축 선형 가속도 측정장치를 이용하는 방법이다. 이 측정기법의 이론적 체계와 실험적 검증 결과를 완료한 상태이며, 현재 국제학술지 게재를 위한 초안 작업과 관련 기술의 지적보호를 위하여 특허 출원 준비를 각각 진행 중이다.

4. 전신진동의 평가 및 결과 토의

앞서 소개한 전신진동 측정장치를 이용하여 측정된 진동 가속도 신호를 이용하여 인체의 영향을 평가하는 절차를 이 절에서 고찰한다. 전신 진동의 인체 영향을 ISO 2631-1(1997)에는 보건(health), 안락도 및 인지(comfort and perception), 그리고 멀미(motion sickness)로 구분하고 있으며, BS6841(1987)에는 활동성 한계(activity limit)를 정하고 있다. 이러한 전신진동 영향 평가에서 사용하는 평가 값들이 인체 접촉부에서 측정되는 단순 물리적 진동 가속도가 아닌 인체의 진동 감응에 따라 상대적 가중치가 적용/환산된 2차 평가치라는 점이다. 이러한 2차 환산 과정이 진동



(a) 주 화면 (b) 분석 결과의 한 화면

그림 7 전신 피폭진동 측정결과의 해석 프로그램

중사자에게 많은 어려움을 주게 된다. 이러한 인체 각 접촉부의 진동 가속도 측정치로부터 감응양적 환산과정을 사용자가 쉽게 이용할 수 있도록 GUI(graphic user interface)를 이용한 연산 프로그램을 우리 연구팀은 개발사용하고 있다. 그림 7은 이 프로그램의 주 화면과 분석된 결과 화면을 각각 보여주고 있으며, 이는 인체진동 분석 matlab toolbox의 형태를 갖추고 있다.

인체 감응 진동량으로의 환산 과정은 진동 측정부위(발, 엉덩이, 등 부위)별 곱셈인자(multiplying factor) 적용과 그리고 각 접촉부위별 측정 축(전후 x-축, 좌우 y-축, 상하 z-축)의 진동 주파수 성분에 따른 주파수 가중함수(frequency weighting function)의 적용 과정으로 구성된다. 즉, 인체 접촉부에서 측정된 한 축 방향의 진동(병진 혹은 회전) 가속도에 해당되는 곱셈인자(multiplying factor)와 주파수 가중함수를 각각 적용하여 인체 감응 등가 진동 신호를 얻게 된다. 전신 진동 측정에 선정된 인체 접촉부의 한 축 방향의 가속도 $a(t)$ 라 하면 인체 감응 등가 진동 신호 $a_w(t)$ 는 식 (1)과 같이 얻어진다. 식 (1)에서 $w(t)$ 는 주파수 가중함수의 시간영역 응답함수이며, m_f 는 측정 축에 대응되는 곱셈인자이다.

$$a_w(t) = m_f \cdot (a(t) * w(t)) \quad (1)$$

그리고, 식 (1)에서 연산자 "*"는 convolution 연산자이며, 이 연산은 아날로그 혹은 디지털 필터

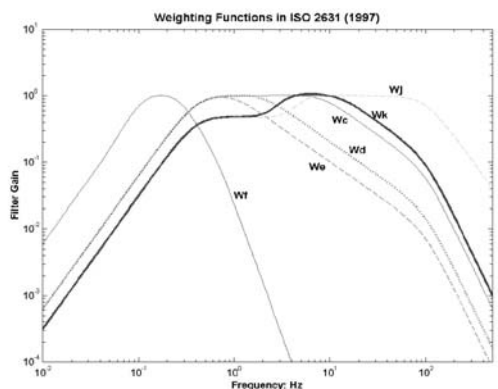


그림 8 ISO-2631에서 정의하고 있는 6 종류의 주파수 가중함수

로 쉽게 환산된다(ISO2631-1(1997)과 BS6841(1987)의 주파수 가중함수 참고). 그림 8은 ISO 2631-1997(E)에서 정의하고 있는 6종류의 주파수 가중함수를 보이고 있다. 단순 물리양적 측정치인 가속도 신호로부터 이러한 주파수 특성을 갖는 가중 함수들(weighting functions)에 대응되는 필터와 증폭기(gain amplifier)를 이용하여 얻어지는 인체 감응 등가 진동 신호를 얻게 된다. 물론, 디지털 신호로 변환한 측정 가속도 신호를 이용하여 디지털 필터 기법을 이용하여 인체 감응 등가 진동 신호를 얻을 수 있다. 사실 우리 연구팀은 디지털 신호처리 기법을 이용하여 각 측정 축별 인체 감응 등가 진동 신호를 환산하는 기법을 이용하고 있다.

인체진동의 평가는 각각의 측정 축에 대응되는 등가 감응(혹은 가중화 된) 진동 가속도 시간 신호로부터 환산되는 실효치(root mean squares, r.m.s)와 진동 피폭량(vibration dose value, VDV) 값을 이용하며, 식 (2)와 같이 정의된다.

$$a_{rms} = \left[\int_0^T |a_w(t)|^2 dt / T \right]^{1/2} \quad (2)$$

$$\text{and } VDV = \left[\int_0^T |a_w(t)|^4 dt \right]^{1/4}$$

이러한 평가치에 부수적으로 이용되는 평가치로는 등가 감응 진동 가속도의 피크 값과 실효치

의 비(crest factor = peak value/실효치)로 정의되는 극치 비(crest factor)가 있다. 이 평가치들은 ISO2631-1(1997)과 BS6841(1987)에서 공통으로 사용된다. 최근 ISO2631-1(1997)에서는 순간적 충격과 같은 진동 신호를 평가하기 위하여 새로운 평가치들을 정의하고 있다. 즉, 매 1초마다 연속으로 측정된 실효치중 최대 과도 진동 값(maximum transient vibration value, MTVV), 그리고 측정 시간 시작에서 종료까지 가중화 된(weighted) 진동 신호 제곱의 합인 MSDV(motion sickness dose value)가 있다.

안락도(comfort) 혹은 승차감 지수(ride value) 평가에서는 발의 병진 3축(x,y,z-축) 가속도, 엉덩이의 병진 3축(x,y,z-축)과 회전 3축(roll, pitch yaw) 가속도, 그리고 등 부위의 병진 3축(x,y,z-축) 가속도를 각각의 측정 축에 따른 주파수 가중함수와 곱셈인자를 각각 적용하여 얻어진 등가 감응 진동 신호의 실효치 혹은 진동 피폭 값(VDV)을 요소 승차감 지수(component ride value)이라 칭한다. 이들 각각의 측정 축별 실효치들의 제곱 합에 대한 제곱근을 실효치 전체 승차감 지수(overall ride value in r.m.s), 그리고 각 측정 축별 진동 피폭 값의 네 제곱 합의 네 제곱근을 진동 피폭 전체 승차감 값(overall ride value in VDV)이라 칭한다. 실효치 전체 진동 승차감 값에 따라 6등급의 어휘로 구분하고 있으며, 표 1과 같다.

사람의 진동 인식 한계(perception limit)는 측정

축별 주파수 가중함수를 각각 적용한 진동신호의 피크 값으로 정의하며, 인식한계는 0.015 m/s^2 피크 값으로 정하고 있다. 아직 국내의 사람에 대한 인체 감응한계의 측정결과는 없는 실정이다. 우선, 한국인의 인식 한계에 대한 DB 구축을 처, 인지한계 특성에 기반을 둔 새로운 주파수 가중함수를 적용한 승차감(ride comfort) 평가의 시도를 우리 연구팀이 진행 중이다.

인간의 기본 활동성(activity limit) 침해에 대한 하한 한계를 BS6841(1987)안은 진동 피폭 값인 $\text{VDV} = 15 \text{ m/s}^{1.75}$ 로 규정하고 있으며, 모든 측정 축에 대한 전체 피폭진동 값이 15.0를 초과할 경우 정기적 건강 진단과 피폭진동량의 저감을 위한 대책의 마련을 권고하고 있다. 현재 이 할공성 한계는 EC의 국가에서는 적용을 하고 있는 실정이며, 비록 ISO 2631-1:1997의 규격에서는 채택하지 않았지만 우리 연구팀은 전체 피폭진동 값 15.0를 정기적 건강 진단과 피폭진동량의 상한 권고 값으로 권장하는 바이다.

보건(health) 한계에 대한 방안으로 ISO 2631-1(1997)은 진동 실효치에 의한 평가 방법과 진동 피폭 값인 VDV에 따른 방법을 각각 권장하고 있다. 이 규격에서는 엉덩이 접촉부의 병진 3축 가속도 각각에 주파수 가중함수와 곱셈인자(x, y 축은 1.4, z축은 1.0)를 적용하여 얻어진 진동 신호들에 국한하고 있으며, 실효치 평가 방법은 이들 가중화 된 3축 진동 가속도 신호의 제곱 합에 대

표 1 전체 진동 환산 값과 어휘론적 눈금과의 관계

| Overall ride values : m/s^2 in r.m.s | Semantic scale(English) |
|---|----------------------------------|
| Less than 0.315 | 불쾌하지 않은(not uncomfortable) |
| 0.315 ~ 0.63 | 약간 불쾌한(a little uncomfortable) |
| 0.5 ~ 1.0 | 다소 불쾌한(fairly uncomfortable) |
| 0.8 ~ 1.6 | 불쾌한(uncomfortable) |
| 1.25 ~ 2.5 | 매우 불쾌한(very uncomfortable) |
| Greater than 2.0 | 지극히 불쾌한(extremely uncomfortable) |

한 제공근을 취한 값을 정의한다. 그리고, 피폭 진동 값인 VDV에 의한 평가 방법은 가중화된 3축 진동 가속도 신호의 네 제공 합에 대한 네 제공근을 취한 값으로 정의한다. 실효치에 의한 보건 상한 한계(upper limit)와 하한 한계(lower limit)는 각각 $5.6 \text{ m/s}^2(\text{r.m.s})$ 와 $2.8 \text{ m/s}^2(\text{r.m.s})$ 규정하고 있으며, 하한을 넘으면 최소한 건강 손실의 잠재적 가능성을 의미하며, 상한 한계는 넘지 않기를 권고하는 진동 한계선으로 권장하고 있다. 그리고, 진동 피폭 값(VDV)에 의한 보건 상한 한계(upper limit)와 하한 한계(lower limit)를 각각 $17 \text{ m/s}^{1.75}$ 와 $2.8 \text{ m/s}^{1.75}$ 로 규정하고 있으며, 하한을 넘으면 최소한 건강 손실의 잠재적 가능성을 의미하며, 상한 한계는 넘지 않기를 권고하는 진동 피폭 상한선으로 권장하고 있다. 그러나, 현재의 ISO 2631-1(1997)안은 BS 6841(1987) 안과는 달리 보건 안전에 대한 평가 시 많은 문제점과 사용사의 주의점에 대한 내용을 이미 국내 학회에 보고된 바 있다.

최근 ISO TC 108 / SC4(human exposure to mechanical vibration and shock) 회원들에 의하여 추진되고 충격에 대한 인체 영향평가에 새로운 표준화작업이 진행중인 내용을 요약 소개한다. 엉덩이 접촉부에서 측정된 3축 병진 가속도 측정치로부터 요추 부위에 전달되는 진동 가속도를 추정 모델(앞·뒤와 좌·우 수평 방향에 대하여는 선형 모델을 그리고 상하 방향에 대하여는 비 선형 이산 모델)을 각각 제시하고 있다. 이러한 3축 전달 함수를 이용하여 환산된 요추 부위의 3축 가속도를 이용하여 우선 최대 피크 값과 이를 이용한 가속도 피폭량을 환산하는 방법을 제시하고 있다. 그리고 가속도 피폭량으로부터 요추부 최대 압축 응력 환산 방법과 이를 이용한 무차원 유해 계수 F의 환산 방법을 제안하고 있다. 환산된 최종 무차원 유해 계수가 0.8 보다 적은 경우 건강 위해 정도는 낮은 반면에, 유해계수

가 1.2 보다 큰 경우 건강 위해 정도가 매우 높다는 점을 끝으로 강조한다.

5. 맺음말

이 글에서는 사람을 피시험 대상으로 진동 실험 시 지켜야 될 안전 조치, 피 시험자 동의, 그리고 시험절차 등에 대한 정해진 절차를 반드시 만족해야 한다는 점을 강조하고 있다. 사실, 인체진동 측정 및 분석 기술분야는 아직 국내 정착화를 이루지 못하고 있는 실정이지만, 사람을 대상으로 하는 인체진동 시험 시 반드시 고려하여야 할 안전과 보건에 대한 지침서 교육과 숙지에 대한 중요성이 특히 강조된다.

우리 연구팀이 현재까지 수행한 전신 피폭진동의 측정 및 분석, 평가 방법에 대한 연구내용을 이 글에서 개략적으로 소개하고 있다. 전신 피폭진동 및 반복 충격에 대한 측정 표준안 들뿐 아니라 아직 표준화단계에는 이르지 못한 새로운 인체진동 측정 방법들에 대한 체계적 분류와 고찰 내용을 지적하고 있다. 특히, 진동 안락도 및 인체 감응, 활동성 저해 여부 판별, 그리고 진동에 대한 보건 대책에 대한 인체 영향 평가 방안을 개괄적으로 소개하고 있다. 그러나, 인간이 느끼고 반응하는 진동에 대한 학문적 체계는 아직 미미한 실정이며, 최소한 이번 반세기 동안 관련연구는 실험적 연구에 국한될 것으로 사료된다. 특히, 정밀한 측정 장치의 개발 및 실용화가 매우 필요한 분야이며, 또한 피시험자의 진동 시험을 짧은 시간 내 정교하게 수행할 수 있는 실험장치 개발 또한 재원과 인력 투자의 최소화에 중요한 역할을 할 것으로 판단된다.

이 글의 내용은 차세대 환경연구 과제인 “위해성 평가 관리 요소 기술” 중 “소음 진동 물리적 위해요인의 정량평가 기술” 과제의 일환으로 수행된 연구의 부분적 내용이다. **KSNVE**