

반복 충격에 대한 인체 영향 평가의 새로운 방안

⁰정 완섭*, 권 휴상*

* 음향진동 그룹 (한국표준과학연구원)

New Approach to Evaluating the Effects of Repeated Shocks Exposed to Human

⁰Wan-Sup Cheung*, Hyu-Sang Kwon*

Key words: Human vibration(인체 진동), Whole-body Vibration(전신 진동), Health and Safety (보건 및 안전), Shock Exposure to Human (충격 피폭),

ABSTRACT

This paper introduces new approaches attempted to evaluate quantitatively the effects of repeated shocks exposed to human. This attempt, by the members of ISO TC 108 / CS4, has been made to add a standardised draft of ISO 2631 Part 1 which covers newly the human response to repeated shocks. It contains the review of previous work related to shocks responses to human and suggests a mathematical model to predict the three-axis lumbar spine accelerations from the measured seat accelerations. The predicted accelerations are used to evaluate the vibration dose to the spine. The evaluated dose values are shown to enable the assessment of adverse health effects.

1. 서론

금번 논문은 최근 ISO TC 108 / SC4 (Human exposure to mechanical vibration and shock) 회원들에 의하여 추진되고 충격에 대한 인체 영향 평가에 관한 진척도와 표준화를 위하여 진행중인 내용을 소개[1]한다. 인체 피폭 진동 중 가장 인체 건강에 영향을 미치는 주된 요인은 사실 충격이며, 과도한 충격은 뼈의 파손, 근육 및 신경 조직 파괴, 척추 디스크 등과 같은 다양한 임상학적 손실을 초래한다. 그러나, 충격에 대한 인체 영향에 대한 지금까지의 연구는 아직 다양한 인체 영향에 대한 정확한 예측은 불가능한 실정이다. 예를 들어 충돌사고와 같이 단일 과도 충격에 의하여 발생하는 외상의 예측은 아직 불가능한 실정이다.

그러나, 정상적인 사람이 오래 동안 반복되는 전신 피폭에 의하여 일어날 수 있는 척추 디스크 등과 같이 누적 피로 손상(fatigue damage)의 영향은 체계적으로 예측할 수 있다는 연구 결과들[2,3]이 있다. 이들은 앉은 자세의 운전자 엉덩이에서 전달되는 병진 3 축 (앞뒤, 좌우, 상하) 방향의 충격 및 진동에 대한 영향 평가 모델에만 국한되며 이를 기반으로 일차 초안을 ISO TC 108 / SC4 / WG10 (working group 10) 회원들의 노력에 의하여 제정하게 되었다. 본 논문은 SC4 회원들에 의하여 완성된 내용 (2001년 2월 2일자로 출판된 ISO 2631-1의 개정안)을 자세히 소개한다.

2. 척추 응답 모델

앉은 자세에서 엉덩이 접촉부 전달 진동에 대하여 척추 뼈들에 전달되는 진동의 주파수 응답 특성은 수평 2축, 즉 앞뒤 방향의 x-축과 좌우 방향의 y-축, 그리고 상하 방향의 z-축으로 구분된다. 기존의 연구[2-5]에서 제안된 수평 방향의 진동 모델은 식 (1)과 같이 선형 모델로 표현된다.

$$H_k(f) = \frac{X_{l,k}(f)}{X_{s,k}(f)} = \frac{1 + j \cdot 2\zeta \cdot \left(\frac{f_0}{f}\right)}{1 + j \cdot 2\zeta \cdot \left(\frac{f_0}{f}\right) - \left(\frac{f_0}{f}\right)^2} \quad (1)$$

식 (1)의 ζ 는 감쇠계수 ($\zeta = 0.22$), f_0 는 공진주파수 ($f_0 = 2.124$ Hz), 그리고 첨자 k는 앞뒤 혹은 좌우 방향 ($k = x, y$), 첨자 $X_l(f)$ 과 $X_s(f)$ 는 요추 (lumbar spine)와 엉덩이 (seat) 접촉부의 진동 가속도를 각각 나타낸다. 좌우측과 앞뒤 방향에 대한 주파수 특성이 동일한 모델을 사용하는 점을 식 (1)에서 알 수 있다. 그리고 엉덩이 부위의 측정 진동 가속도와 식 (1)의 주파수 전달특성으로부터 요추의 진동 가속도를 환산할 수 있다. 요추의 앞뒤, 좌우 추정 진동 가속도를 이용하여 인체 안전성 평가를 수행한다 (제 3절에서 자세히 소개).

앉은 자세에서 엉덩이 접촉부로 전달되는 상하 (z-축) 방향 진동은 비선형 모델로 표현되며, 실험적으로 추정된 시계열 비선형 모델 (time series nonlinear model)은 식 (2)와 같이 표현된다.

$$a_{l,z}(n) = \sum_{k=1}^7 W_k \cdot u_k(n-1)$$

$$u_k(n-1) = \tanh \left(\sum_{m=1}^4 W_{m,k} \cdot a_{l,z}(n-m) + \sum_{m=5}^{12} W_{m,k} \cdot a_{s,k}(n-m+4) + W_{13,k} \right) \quad (2)$$

식 (2)에서 $a_{l,z}(n)$ 와 $a_{s,z}(n)$ 는 요추와 엉덩이 접촉부 (seat)의 z-축 방향 가속도를 각각 나타내며, 계수들 $\{W_{i,j}\}$ 은 시계열 비선형 모델을 구성하는 상수들이다. 이들 시계열 비선형 모델의 계수 값 $\{W_{i,j}\}$, 엉덩이 접촉부 (seat)의 z-축 방향의 시계열 측정 가속도 $\{a_{l,z}(n)\}$, 그리고 요추부의 이전 추정 가속도 $\{a_{s,z}(n-m): m = 1, 2, 3, 4\}$ 로부터 현재의 $a_{s,z}(n)$ 을 추정하게 된다. 식 (2)의 접촉부 (seat)의 z-축 방향 시계열 측정 가속도 $\{a_{l,z}(n)\}$ 는 반드시 160 samples/s로 맞추어야 한다. 그리고, 식(2)에 대한 비선형 모델의 계수 값들은 표 1과 같다.

Table 1. Z-axis model coefficients for equation (2)

W_1	W_2	W_3	W_4	W_5	W_5	W_7	W_8
57.97	52.23	49.78	53.17	56.03	-27.80	72.23	21.5

K	1	2	3	4	5	6	7
$W_{1,k}$	0.00130	0.01841	-0.00336	0.001471	0.00174	0.00137	0.00145
$W_{2,k}$	-0.00646	-0.00565	-0.00539	-0.01544	-0.00542	0.00381	0.00479

W _{3,k}	-0.00091	-0.02073	0.00708	-0.00091	0.00255	-0.00216	0.01001
W _{4,k}	0.00898	-0.02626	0.00438	-0.00595	-0.00774	-0.00034	0.01283
W _{5,k}	0.00201	0.00579	0.00330	-0.00065	-0.00459	-0.00417	-0.00468
W _{6,k}	0.00158	0.00859	0.00166	0.00490	-0.00546	-0.00057	-0.00797
W _{7,k}	0.00361	0.00490	0.00452	0.00079	-0.00604	-0.00638	-0.00529
W _{8,k}	0.00167	-0.00098	0.00743	0.00795	-0.01095	0.00627	0.00341
W _{9,k}	-0.00078	-0.00261	0.00771	0.00600	-0.00908	0.00504	0.00135
W _{10,k}	-0.00405	-0.00210	0.00520	0.00176	-0.00465	-0.00198	0.00451
W _{11,k}	-0.00563	0.00218	-0.00105	0.00195	0.00296	-0.00190	0.00306
W _{12,k}	-0.00372	0.00037	-0.00045	-0.00197	0.00289	-0.00448	0.00216
W _{13,k}	-0.31088	-0.95883	-0.67105	0.14423	0.04063	0.07029	1.03300

3. 요추부 가속도 피폭량 환산 방법

앞서 소개한 수평 2축 방향과 수직 축 방향에 대한 요추부의 추정 가속도를 이용하여 가속도 피폭량 (acceleration dose)은 다음과 같이 환산한다.

$$D_k = \left(\sum_i A_{i,k}^6 \right)^{1/6} \quad (3)$$

위 식에서 k 는 진동 측정 축 방향(k = x, y, z)을 나타내며, A_{i,k}는 두 영점을 지나는 신동신호 구간에서의 최대 피크 값 (양의 피크 값과 음의 피크 값 중 최대 절대값)을 나타낸다. 위의 진동 피폭치 환산 방법은 피크치의 크기가 상대적으로 큰 값에 의하여 좌우되며, 상대적으로 적은 피크 값들은 기여도가 미미하게 된다.

건강 위험에 대한 평가를 위하여 하루동안의 피폭 진동가속도 값을 일반적으로 사용하며 다음과 같이 환산한다.

$$D_{d,k} = \left(\frac{t_d}{t_m} \right)^{1/6} \times D_k \quad (4)$$

위 식에서 t_d 와 t_m 은 하루 동안 피폭 시간과 실 측정시간을 각각 나타낸다. 만약, 하루 동안 피폭된 크기가 서로 다른 다수의 진동 가속도의 환경에서 피폭된 가속도 피폭 값은 다음과 같이 각각의 피폭의 시간과 크기를 조합하여 하루동안의 피폭 진동가속도 값을 환산한다.

$$D_{d,k} = \left(\sum_i D_{i,k}^6 \cdot \frac{t_{d,i}}{t_{m,i}} \right)^{1/6} \quad (5)$$

위 식에서 t_{d,i} 와 t_{m,i} 는 임의 환경에서 하루 동안 피폭 시간과 실 측정시간을 각각 나타낸다.

4. 건강 위해성 평가 방법

반복 충격 및 진동은 척추 부에 응력으로 전달되며, 이러한 반복 응력에 의한 척추부위의

피로 누적에 의하여 손상이 야기된다는 기본 개념을 사용하고 있다. 그리고, 요추 부위에 전달되는 진동 및 충격 가속도 피크 값과 응력의 크기는 선형적이라는 연구 결과를 이용하여 다음식에 따라 등가 압축 응력 (equivalent compressive stress)을 환산한다.

$$S_e = \left(\sum_{k=x,y,z} (m_k \cdot D_k)^6 \right)^{1/6} \quad (6)$$

위 식에서 D_k 는 k -축 방향의 진동 피폭량이며, m_k 는 축별 가속도에 대한 응력의 비례 상수이다 ($m_x = 0.015 \text{ MPa}/(\text{m}/\text{s}^2)$, $m_y = 0.035 \text{ MPa}/(\text{m}/\text{s}^2)$, $m_z = 0.032 \text{ MPa}/(\text{m}/\text{s}^2)$). 하루 동안의 등가 압축 응력 피폭량은 식 (6)의 각 축 방향 진동 피폭량 D_k 대신에 하루의 평균 피폭 가속도 피폭량 D_e (식 (4), (5) 참고)를 대입하여 환산하며, 다음과 같이 표현된다.

$$S_{e,d} = \left(\sum_{k=x,y,z} (m_k \cdot D_{d,k})^6 \right)^{1/6} \quad (7)$$

위에서 소개한 요추부 응력 환산 값과 요추부의 극한 강도 (the ultimate strength of the lumbar spine)과의 비를 이용하여 인체 위해성을 평가하고 있다. 요추부의 극한 강도 S_u 는 나이 (age)에 따라 감소하는 실험적 결과 ($S_u = 6.75 - 0.066 \times \text{age} \text{ MPa}$)를 사용하여 계산한다. 인체 위해성 평가에 사용되는 무차원 유해계수 F 는 다음과 같다.

$$F = \frac{S_{e,T}}{S_u - C} = \frac{S_{e,T}}{6.5 - 0.066 \times \text{age}} \quad (7)$$

위 식에서 상수 $C = 0.25 \text{ MPa}$ 로 앉은 자세에 대한 표준값이다. $S_{e,T}$ 는 현재까지의 총 압축 응력 피폭량이며 피폭일 수와 연수를 고려한 값으로 다음식으로 환산된다.

$$S_{e,T} = S_{e,d} \times (\text{days} \times \text{years})^{1/6} \quad (8)$$

일반적으로 무차원 계수 $F < 0.8$ 인 경우 건강 위해 정도는 낮은 반면에, 무차원 계수 $F > 1.2$ 인 경우 건강 위해 정도가 매우 높다고 판단하고 있다. 나이가 증가함에 따라 감소하는 요추부의 극한 강도와 나이별 평균 압축 응력 피폭량을 함께 고려하여 무차원 계수 F 를 추정할 수 있다.

$$F = \left(\sum_i \left(\frac{(S_{e,d} \times \text{days}_i^{1/6})}{6.5 - 0.066 \times \text{age}_i} \right)^6 \right)^{1/6} \quad (9)$$

위 식에서 첨자 i 는 하루 등가 압축 응력 피폭량에 대응되는 날짜와 그때의 나이를 독립적으로 고려하기 위한 피폭 환경 조건을 의미한다.

5. 평가 절차

영덩이의 접촉부로 전달되는 병진 3 축 가속도 측정 신호 $\{a_x(n \cdot \Delta T), a_y(n \cdot \Delta T), a_z(n \cdot \Delta T); n = 0, 1, 2, \dots\}$ 를 이용한 인체 위해성 평가 절차는 두 단계로 구성된다. 첫 번째가 제 2 절과 3 절에서 소개한 바와 같이 영덩이의 접촉부의 측정 가속도로부터 요추 부의 가속도 피폭량 환산 단계이며, 내용을 그림 1에 절차를 소개하고 있다.

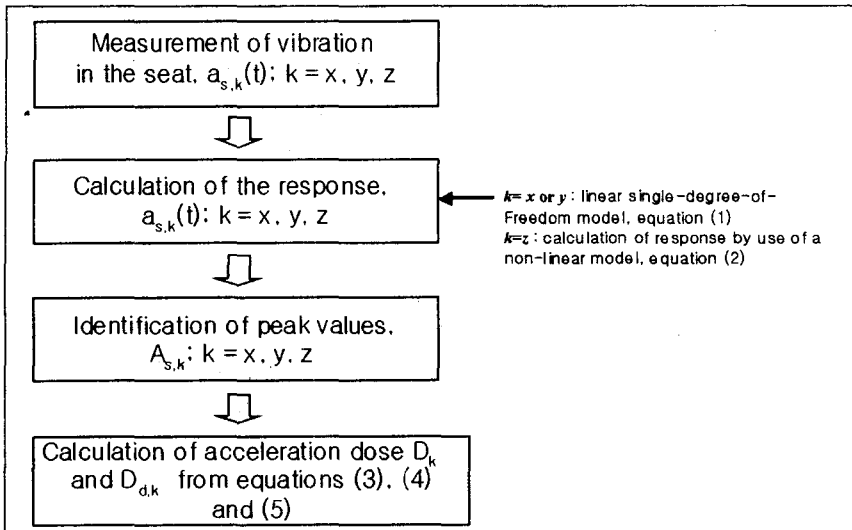


Figure 1. Flowchart for acceleration dose calculation

둘째 단계가 요추 부의 총 등가 가속도 피폭량 $\{D_k\}$ 로부터 무차원 유해인자 F 를 환산하는 단계이다. 이미 제 4 절에서 소개한 바와 같이 요추 부의 총 등가 가속도 피폭량으로부터 등가 압축 응력과 응력 피폭량을 환산하게 되며, 이들 결과를 이용하여 무차원 유해인자 F 를 구하게 된다. 그림 2는 이러한 환산 절차를 개략적으로 보이고 있다.

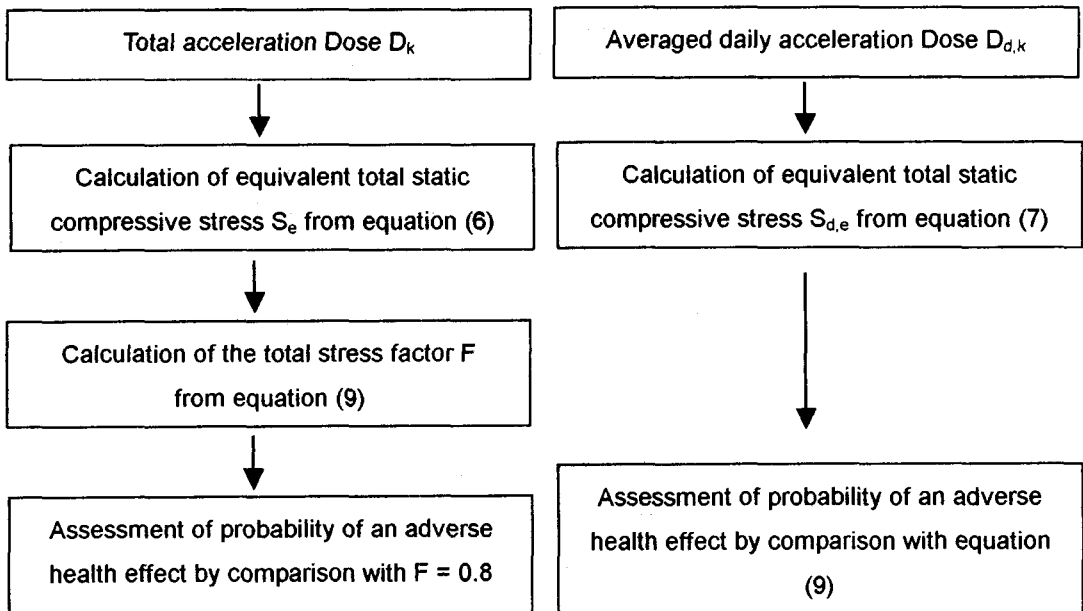


Figure 2. Flowchart for assessment of adverse health effects

6. 결 론

금번 논문은 최근 ISO TC 108 / SC4 (Human exposure to mechanical vibration and shock) 회원들에 의하여 추진되고 충격에 대한 인체 영향 평가에 관한 진척도와 표준화를 위하여 진행중인 내용을 요약하여 소개하고 있다. 제 2 절에서는 엉덩이 침착부에서 측정된 3 축 병진 가속도 측정치로부터 요추 부위에 전달되는 진동 가속도를 추정하는 모델 (앞뒤와 좌우 수평 방향에 대하여는 선형 모델을 그리고 상하 방향에 대하여는 비 선형 이산 모델을 각각 제시하고 있다. 이러한 3 축 전달 함수를 이용하여 환산된 요추 부의 3 축 가속도를 이용하여 우선 최대 피크 값과 이를 이용한 가속도 피폭량 환산 방법을 제 3 절에 제시하고 있다. 그리고, 4 절에서는 가속도 피폭량으로부터 요추부 최대 압축 응력 환산 방법과 이를 이용한 무차원 유해 계수 환산 방법을 각각 제시하였다. 그리고, 제 5 장에서는 이러한 환산 절차를 도식적으로 소개하고 있다. 환산된 최종 무차원 유해 계수 F 가 0.8 보다 적은 경우 건강 위해 정도는 낮은 반면에, 무차원 유해계수 F가 1.2 보다 큰 경우 건강 위해 정도가 매우 높다는 점을 끝으로 강조한다.

본 연구는 과기부 지원 선도기술개발 사업인 감성공학 과제(과제번호 = 2000-J-ES-03-A-02)로 수행된 부분적 결과이다.

참고문헌

- [1] ISO/CD 2631-1 / Amd. 1, "Mechanical vibration and shock - Evaluation of human exposure to whole-body vibration - Part 1: General requirements; Amendment 1", 2001.
- [2] B. Cameron, et al, *Development of a standard for the health hazard assessment of mechanical shock and repeated impact in army vehicles: Phase 4*, Prepared by B.C. Research for US Army Aeromedical Research Laboratory, Fort Rucker AL., Contract Report No. CR-96-1, 1996
- [3] B. Cameron, et al, *Development of a standard for the health hazard assessment of mechanical shock and repeated impact in army vehicles: Phase 5*, Prepared by B.C. Research for US Army Aeromedical Research Laboratory, Fort Rucker AL., Contract Report No. CR-97-1, 1997
- [4] J.J. Nicol, et al, "Modelling the dynamic response of human spine to shock and vibration using a recurrent neural network," *Heavy Vehicle System*, Special Series, Int. J. of Vehicle Design, 4 (2-4), pp. 145-165, 1997.
- [5] H. Seidel, et al, "On the health risk of the lumbar spine due to whole-body vibration: theoretical approach, experimental data and evaluation of whole-body vibration," *J. Sound and Vibration*, 215(4), pp. 723-741, 1998.