Journal of the Ergonomics Society of Korea
Vol.22. No.1. pp.1-15. February 2003

해상 근무 승무원의 수학적 전신진동 해석 모델에 관한 연구*

A Study of Mathematical Human Modeling of Sitting Crew during Whole-body Vibration

김희석**, 김홍태**, 박진형**

ABSTRACT

The resonance behaviour needs be understood to identify the mechanisms responsible for the dynamic characteristics of human body, to allow for the non-linearity when predicting the influence of seating dynamics, and to predict the adverse effects caused by various magnitudes of vibration. However, there are currently no known studies on the effect of vibration magnitude on the transmissibility to thoracic or lumbar spine of the seated person, despite low back pain(LBP) being the most common ailment associated with whole-body vibration. The objective of this paper is to develop a proper mathematical human model for LBP and musculoskeletal injury of the crew in a maritime vehicle. In this study, 7 degree-of-freedom including 2 non-rigid mass representing wobbling visceral and intestine mass, is proposed. Also, when compared with previously published experimental results, the model response was found to be well-matching. When exposed to various of vertical vibration, the human model shows appreciable non-linearity in its biodynamic responses. The relationships of resonance for LBP and musculoskeletal injury during whole-body vibration are also explained.

Keyword: low back pain, whole-body vibration, human modeling, musculoskeletal

* 본 논문은 한국해양연구원 해양시스템안전연구소의 기본연구사업인 "해양위해도 통합관리시스템 기반기술개발"의 연구결과임.
** 한국해양연구원 해양시스템안전연구소
주 소 : 305-600 대전시 유성우체국 사서함 23호
전 화 : 042-868-7236
E-mail: kht@kriso.re.kr

Copyright (C) 2003 NuriMedia Co., Ltd.

1. 서 론

선박에 관련된 사고와 달리 차량 안전사고 부분에서는 사체(cadaver)나 더미(dummy)를 이용한 실험을 통해 얻어낼 수 있는 데이터를 사용하여 사고 예방과 관련된 연구가 가능하기 때문에 많은 연구가 있어왔다. 또한 최근에는 단순한 사고 메커니즘이나 안락성 관점과는 별도로 장시간 운전에 따른 인체 근골격계질환 해석을 위하여 자원자에 의한 진동 측정이나 실험 데이터를 근거로 수학적 모델링을 이용한 연구가 활발히 진행되고 있다.

수학적 모델은 그 연구의 목적에 따라 매개변수를 쉽게 바꾸어가며 시뮬레이션 할 수 있기 때문에, 실험을 통해 얻을 수 있는 가시적인 데이터뿐만 아니라 실험으로 얻어내기 힘든 여러 변수와 가상 상황에 대한 시뮬레이션을 통해 사고에 대한 결과 값을 예측할 수 있는 이점을 가지고 있다. 그러나 선박의 선원에 대해서는 수학적 모델뿐 아니라 여러 가지 상해에 관한 실험조차 거의 전무한 실정이다. 이는 선박의 사고가 차량 사고와 달리 기상조건에 따라 변화가 심한 해상상태에 의하여 많은 영향을 받기 때문에 이를 고려한 실제 실험이 매우 힘들고, 선박 안에서 발생하는 인체 상해에 대한 정확한 분석이 난해하기 때문에 실험에 대한 조건 설정이 어렵다는데 있다. 특히 승무원의 근골격계질환의 경우 일시적인 충격에 의한 발생보다는 장기간의 항해 동안 두드러진 원인 없이 발생하는 경향을 보이기 때문에 실험적 데이터 측정 뿐만 아니라, 수학적 모델링에 많은 어려움이 따른다.

한편, 해상 선박에서는 파고에 따른 선체 요동 운동이 일어나면서 저 진동이 발생되고, 엔진의 기진력에 의한 선박 자체의 진동이 형성되어 선박이 항해 기간 중에는 끊임없이 승무원들의 생활공간에 영향을 미치게 된다.

이에 본 논문에서는 승무원의 근골격계질환을 일으키는 여러 요소 중 전신 진동에 의한 영향에 초점을 맞추어, 승무원이 주로 앉은 상태로 근무하는 동안 장기 전신진동(Whole-body Vibration ; 이하 WBV)에 노출되어 있다는 가정을 세우고, 인체를 단순화하여 7 DOF (Degree of Freedom)의 수학적 전신 진동 모델을 제시하였다. 선체 설계시 인간공학적 요소가 중요하게 대두되고 있는 현 시점에서 본 연구에서 제시된 인체 진동 모델은 장기진동에 의한 요추의 피로도 증가량과 그에 따른 근골격계 질환의 발생 시기 및 주요 영향부위 등을 관찰하는 데 필요한 기초자료서의 역할을 할 것이며, 선박 좌석 설계에 대한 매개변수 선정에도 참고될 수 있을 것이다.

2. 이론적 배경

2.1 인체 상해의 영향 요소

인체는 공장에서 제조된 정형화된 제품이 아니기 때문에 개개인의 근력정도, 성격, 민감도 및 반응속도, 나이, 체중, 키 등에 따라서 같은 환경조건을 가지고 실험을 한다 할지라도 별개의 결과 값을 나타낼 수 있다. 따라서 인체에 대한 데이터를 사용하기 위해서는

Copyright (C) 2003 NuriMedia Co., Ltd.

연구 목적에 부합하는 특정 기준에 따라 표본 추출을 하거나 여러 통계에 의한 평균치를 산출하게 된다.

한편, 선박내의 작업은 선체 진동 이외에 파고의 변화 같은 외부 자극에 대한 변화량에 따라 영향을 크게 받기 때문에 환경요건이 중요한 요소로 작용하게 된다.

실제로 Joode(1997)등이 2개의 선박회사에서 36명을 대상으로 약 1년의 기간을 통해 수행한 조사에 따르면, 각 선원들은 약 80 % 허리통증을 호소하고 있으며, 60 % 정도는 목과 어깨의 고통 역시 동시에 호소하고 있는 것으로 나타난다. 특히 선체 내에서 작업을 하는 선원의 경우 허리통증을 호소하는 비율이 상승하는 경향을 보이고 있다. 이는 선체 내부의 일이 다른 작업에 비하여 일의 강도가 크고, 선체에서 전해지는 직접적인 진동의 영향 뿐 아니라 협소한 공간에서의 작업이 좋지 않은 운동 자세를 유발하기 때문이라고 볼 수 있다.

LBP(Low Back Pain)를 비롯한 인체상해는 과도한 작업과 환경 요인에 의하여 신체 각 부분의 조직과 근골격계에 미치는 하중이 불균형을 이루면서 발생한다. 따라서 이를 해석하기 위하여 특정 신체 부위에 대한 하중 분포를 분석하거나 에너지 소비 분포를 계산하기도 하고, 진동 해석을 통해 신체 각 부분의 공진(resonance)의 발생 범위를 산출함으로써 상해의 가능성을 분석하는 방법이 사용된다.

한편, 저주파 진동 영역에서는 각 인체의 연결요소를 선형적인 스프링과 댐퍼로 근사 모델링 할 수 있으며, 이 영역에서 인체의 각 요소에 대한 공진 값을 얻고자 할 경우 인체를 선형 집중 질량계(linear lumped mass system)로 가정하여 모델링 하였을 때 타당한 값을 얻어 낼 수 있다.

Cholewicki(2002)의 연구에 따르면, LBP와 인체 전신진동에 의한 근골격계질환에 관한 전형적인 인체 상해 모델은 신체 활동 중 조직 내에 걸리는 과도 하중을 찾아내고 분석하는 방향으로 이루어진다. 왜냐하면 인체의 상해는 근골격계에 한계치 이상의 하중이 순간적인 충격, 스트레스, 피로 등에 의하여 가해질 때에 발생하기 때문이다.

Cholewicki (2002)는 앞서 제시된 원인에 의해 발생하는 인체 상해에 관한 위험 요소와 과정을 Figure 1과 같이 도식화하였다.

한편 인체 모델링의 필요성을 인식하고 인체 상해를 분석하기 위하여 수학적 모델을 완성하기까지의 일련의 과정을 나타내면 Figure 2와 같다.

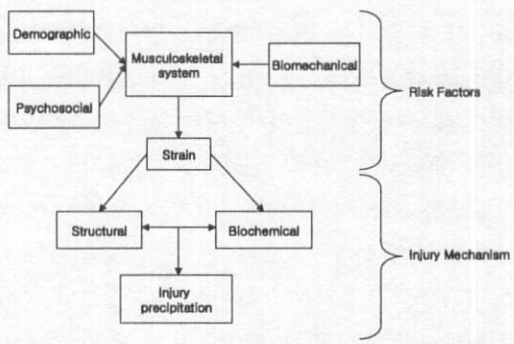

Figure 1. Risk factors for occupational low back pain and a conventional biomechanical model of injury mechanism

Copyright (C) 2003 NuriMedia Co., Ltd.

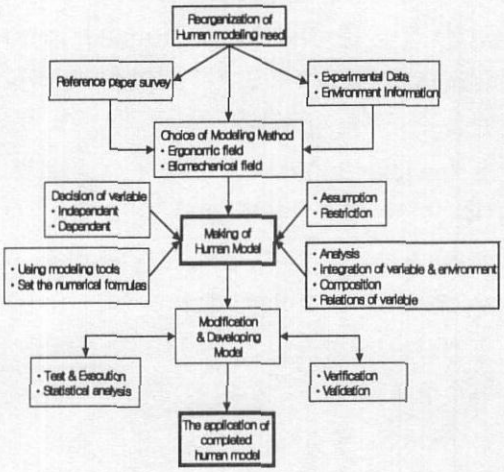

Figure 2. Structural diagram for building process of human model

2.2 수학적 인체 진동모델의 필요성

Amiorouche(1987)에 따르면 인체에 해를 미치는 주파수 대역은 약 1~15 Hz 이며, 4~5 Hz 영역에서 척추의 공진이 발생하는 고유진동수가 존재한다. 선박 운항시 조타수가 노출되는 진동 영역은 앞서 언급한 인체에 상해를 입힐 수 있는 진동 영역을 포함하기 때문에 장시간의 항해는 척추의 공진 현상을 유발하고 결국 LBP 및 인체의 근골격계질환을 유도하게 된다. 실제로 인체 허리의 통증을 유발하는 요소는 진동에 의한 스트레스와 쇼크나 충격에 의한 영향, 기계나 기구 조작시 순간적, 또는 장기적으로 유발되는 불완전한 자세에 의한 근골격계의 불균형 등으로 볼 수 있다.

여러 척추 장애 즉, 추간판(disc)의 변위, 척추의 퇴행성 변성, 관절염 등은 저주파 진동 영향에 따른 대표적인 근골격계질환으로서, Qassem(1996)의 연구에 따르면 전신진동은 특히 요추(lumbar spine)의 상단 부분과 흉추(thoracic spine)의 하단 부분에 영향을 미치게 되고, 추체(vertebral body) 내의 영양공급을 방해하여 퇴행성을 유발 및 가속화하여 질병을 유발하게 된다. 또한 전신진동은 근육의 피로하중을 가중시켜 근육내의 강성도를 감소시키고, 골격을 지탱하는 힘을 약화시켜 또 다른 근골격계질환을 유도하기도 한다. 그러나 이러한 근골격계질환은 단순 실험이나 단기간의 관찰만으로는 근골격에 미치는 원인 및 영향을 찾아내기란 쉽지 않을 뿐 아니라 실제 인체를 대상으로 저주파에 장기 노출시켜 그 영향에 대하여 실험하는 것 자체도 많은 어려움이 따르기 때문에 인체에 대한 전신진동 모델의 필요성을 시사한다. 또한 인체 진동반응을 예측하여 진동 경감을 위한 좌석 시스템 설계의 목적으로도 인체에 대한 수학적 모델링은 매우 유용한 도구로 이용될 수 있다. 특히, 항해 중인 선박에서는 실험 공간 확보 및 환경 설정이 어려워 장기진동 노출에 의한 인체 상해 모델에 있어서 실험과 관측이 더 어렵기 때문에 항해중 전신진동의 영향을 예측할 수 있는 수학적 모델링은 필수적이라 할 수 있다.

2.3 전신진동 모델의 구축 사례

Broman 등(1996)은 앉아 있는 사람에게 순간적인 충격이 가해질 경우 허리가 받게 되는 영향을 분석하고자 수학적 모델링을 수행하였다. 이들은 인체 골격을 강체로 근사화하

Copyright (C) 2003 NuriMedia Co., Ltd.

고 내장과 피부 등은 선형요소로 가정하였으며, 수평 및 수직 방향에 대하여 받는 힘은 스프링과 댐퍼(damper)로 정의하여 매우 한정된 영역에 대해서만 계산이 가능한 선형 모델을 만들었다. 이들이 만든 인체 모델은 Laplace 변환을 사용하여 변환 함수의 형태로 인체 모델의 반응을 관찰하고자 하였으며, 단순한 기구학적 반응만을 나타낼 수 있도록 작성하였다.

Zheng(2001)은 수평면내에 서있는 인체가 수직진동에 노출되었을 때에 받는 영향에 대해서 수학적 모델링을 시도하였다. 보통 수평면 하에서 수직진동을 받는 인체에 대한 단순 에너지 소비량 계산을 하는 경우, 평면 위의 놓인 집중 질량계의 단순 스프링 시스템으로 해석 하지만, Zheng은 평면과 인체사이의 상호작용에 대하여 감쇄 효과를 고려하기 위하여 mass-spring-damper 시스템으로 작성하여 근사 모델을 완성하였다. 따라서 이 모델은 단순히 진동 평면과 인체 사이의 감쇄 효과를 얻어내기 위하여 에너지소모량을 측정함으로써 정량화한 인체 모델이다.

Tamaoki(1996)은 이들보다 진보된 수학적 인체 모델로서, 다방향 진동에 대한 인체의 운동특성을 분석할 수 있는 동적 반응 모델을 제시하였다. Tamaoki는 사람이 차량 등에 탑승해 있을 때, 동적 결합(dynamic coupling)에 의하여 이동방향과 수평방향의 진동과 더불어 수직되는 방향에서도 진동의 영향을 받게 됨을 고려하고자 하였다. 이에 인체를 두개의 강체 즉, 몸통과 머리 요소로만 구성하고 9개의 스프링과 댐퍼를 이용하여 머리가 몸통에 대해 수직진동 및 회전을 하므로써 목이 진동에 의해 받는 영향력을 측정하였다.

한편, Qassem(1996)은 인체의 각 부분을 모두 분해하여 12개의 요소로 만들고 이를 스프링과 댐퍼를 사용하여 가장 복합적인 인체 모델을 구성하였다. Qassem은 이렇게 구성된 모델을 이용하여 여러 형태의 쿠션좌석에 앉아있는 사람이 순수한 수평 및 수직 진동에 노출되어 WBV를 받을 때 인체의 공진의 변화량을 측정하였다.

최근 들어 인체 내부 장기가 미치는 진동의 영향을 고려해야 한다는 움직임에 따라 Yue(2002)는 비강체 질량인 인체 내장을 모델링에 포함한 4 DOF의 단순 모델을 제안하였다. Yue는 4 DOF 모델과 비강체 질량이 고려되지 않은 단순 모델 즉, 단순 강체로 이루어진 3 DOF 모델을 하중 분포와 에너지 소모량 등으로 비교해 봄으로써 내부 장기가 전신진동에 미치는 영향에 대하여 해석하였다.

3. 승무원에 대한 진신 진동 모델

3.1 전신진동 해석에 필요한 개념

기존의 여러 연구에서는 겉보기 질량(apparent mass)과 구동점에 대한 임피던스(driving-point mechanical impedance) 또는 가진판에 대한 신체 각 요소 사이의 전달률(transmissibility) 등을 사용하여 수학적 인체 모델링을 이용한 인체 진동에 대한

Copyright (C) 2003 NuriMedia Co., Ltd.

응답 특성을 해석하였다.

진동학에서 임피던스와 겉보기 질량은 특정한 주파수대역에서 시스템에 가해지는 구동력(driving force)과 그에 따른 가속도 또는 속도로 표현되는 결과 사이의 관계를 이해하고자 할 때 사용되며 전달률은 인체를 통과한 진동의 전달과정에 대한 특성을 해석 할 수 있게 한다.

따라서 본 논문에서도 모델링된 각 요소의 전달률과 겉보기 질량을 측정해 봄으로써 각 신체 요소의 진동 응답 특성을 파악하고자 하였다.

전달률[T(iw)]은 기저 진동시 입력 변위량에 대한 각 신체요소의 변위량의 비로 무차원화 한 값으로 식 (1)과 같이 정의할 수 있다.

$$T(i\omega) = \frac{X_j(i\omega)}{Y_b(\omega)} \qquad (1)$$

여기서 Xj(iw) 는 인체 요소 중 j 번째 요소에 대한 변위량을 나타내며, Yb(w)는 기저 진동시 입력 변위량을 나타낸다.

전달률이 임의의 입력조건에 대한 신체 각 요소의 진동 응답 특성을 파악할 수 있는 데 반해, 겉보기 질량과 입력 임피던스는 특정 입력 조건의 변화에 따른 시스템 전체의 진동 응답 변화량을 확인할 수 있다. 따라서 겉보기 질량으로는 각각의 신체요소에 대한 공진 확인 및 요소 특성을 파악하기는 어렵지만, 시스템 전체의 진동 응답특성을 파악하고, 입력 변위의 변화량에 대한 결과 값을 확인할 수 있다.

겉보기 질량은 입력되는 구동력과 이로 인한 가속도 사이의 비로써 정의되며, 식(2)와 같이 나타낼 수 있다.

$$M_{app}(\omega) = \frac{F(\omega)}{a(\omega)} \qquad (2)$$

여기서 Mapp(ω)는 겉보기 질량값을 나타내며, F(ω) 와 a(ω) 는 각각 입력되는 구동력과 그로 인한 가속도 값을 나타낸다.

입력 임피던스 I(iω)는 구동력에 대한 속도 비로 정의되며 식(3) 과 같이 나타낼 수 있고, 겉보기 질량과는 식(4)와 같은 관계를 갖게된다.

$$I(i\omega) = \frac{F(i\omega)}{v(i\omega)} \qquad (3)$$

$$I(i\omega) = i\omega \cdot M(i\omega) \qquad (4)$$

3.2 전신 진동 모델의 가정 및 구성

생체 시스템은 자체적으로 최적화를 수행하기 때문에 일시적이라도 진동상황에서 벗어나게 되면 잔류 응력이 남아있는 기계 구조물과는 달리 스스로 최적화를 수행한다. 따라서 실제적으로 순간적인 충격력을 받았을 경우에 발생하는 생체 시스템의 손상 정도 판단을 위한 모델링이 아닌, 장기간동안 발생할 수 있는 상해 요소를 고려한 수학적 인체 진동 모델을 만드는 것은 쉬운 일이 아니다.

본 연구에서는 앞서 제시된 바와 같이 항해중인 선박에서 끊임없이 발생하는 진동의 요

Copyright (C) 2003 NuriMedia Co., Ltd.

소에 대하여 인체가 장기적인 전신진동을 받는 것으로 가정하였다.

과거의 전신진동에 대한 연구는 인체의 각 요소를 단순 강체로 모델링 하는 것이 일반적이었다. 그러나 실제로 인체는 내부 장기, 근육, 혈액 등의 비 강체질량(wobbling non-rigid mass)부분이 진동특성에 따라 많은 영향을 받는다. 이에 본 논문에서는 인체 내부 장기에 의한 진동요소를 고려하기 위하여 비강체 질량 요소 즉, 위, 심장, 폐, 간 등의 부위를 하나의 요소로 표현하고, 대장과 소장 같은 창자(intestine) 부분을 별도의 요소로 모델링 하였다. 또한 LBP에 대한 영향 요인 분석을 위한 요추의 진동 응답 특성을 파악하고자 상체 부분을 흉추(thorax)와 요추(Lumbar spine)부분으로 나누어 모델링 하였다. 요추는 실제로 5개의 뼈마디로 구성되어 있으나 Pintar(1987)의 실험에서 도출된 요추의 강성도 분포를 보면, 각 요소간의 강성도차이가 크지 않기 때문에 하나의 요소로 모델링 하는 것이 가능하다. 그러나 L4와 L5 부분에서는 타 요소에 비하여 강성도가 증가하는 경향을 보이고 있어, 이를 보정하기 위해 2개의 요소로 나누어 모델링 하였다.

인체에 대한 전신진동이 앉은 상태에서 수직방향에 국한될 경우, 하체의 영향은 무시할 수 있기 때문에 하체 부분은 제외하였고, 인체가 좌석(seat)에서 발생되는 기저진동에 의하여 전신진동을 받는 것으로 모델링 하였다. 본 연구에서 사용된 인체 모델은 Figure 3 에 나타내었다.

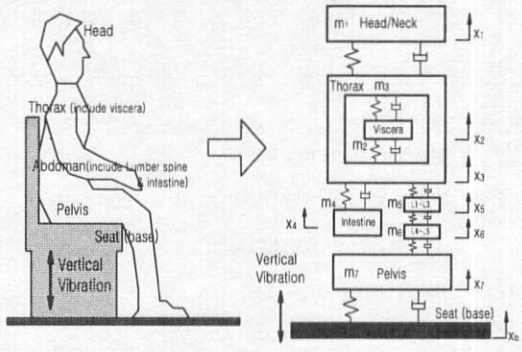

Figure 3. 7 DOF human model of sitting subject during whole-body vibration

3.3 인체요소의 계수 선정 및 진동방정식

ISO-2631(1997)의 기준에 의하면 인체에 영향을 미칠 수 있는 가속도는 1-80 Hz 주파수 영역에서 0.5~1.0 m/s^2 rms 일 때 약간의 불쾌감을 느낄 수 있다고 명시되어있다. 그러나 국내에서 운항중인 OO함에 대한 조사(고창두 외, 2002)에 따르면 선원 거주 지역에서 0.588 m/s^2 이하의 가속도 분포를 보이고 있어, 구역에 따라 약간의 불쾌감을 느낄 수 있는 진동영역이 속해 있음을 알 수 있다. 따라서 이 가속도 분포를 입력조건으로 하여 7 DOF 전신진동 모델에서의 진동 응답 특성을 알아보고자 하였다.

본 모델이 앉은 좌석에 의하여 전신 진동을 받을 때의 진동방정식을 산출하고, 이를 행렬식으로 정리하면 식(5)과 같이 나타낼 수 있다.

$$M\ddot{X} + C\dot{X} + KX = Y \qquad (5)$$

Copyright (C) 2003 NuriMedia Co., Ltd.

식 (1)에서 사용된 기호의 정의는 다음과 같다.

M = mass matrix
X = vector of displacement response quantity matrix
K = stiffness matrix
Y = excitation force matrix

위의 방정식을 이용하여 인체 진동의 변화에 따른 응답 특성을 파악하기 위해서는 주파수 영역에 대한 해가 필요하며, 이를 위하여 식(5)을 대한 푸리에(Fourier)변환하면

$$\{X(i\omega)\} = \left[K - \omega^2 M + i\omega C \right]^{-1} \{ Y(i\omega) \} \quad (6)$$

과 같이 표현할 수 있다.

식(6)에서 $\{X(i\omega)\}$ 는 각 질량의 주파수 영역에서의 변위 응답 벡터량이고, $\{Y(i\omega)\}$ 는 주파수 영역의 구동력을 나타내는 기저 진동 변위 벡터량이다.

$$\{X(i\omega)\} = \left[X_1(i\omega), X_2(i\omega), X_3(i\omega), X_4(i\omega), X_5(i\omega), X_6(i\omega), X_7(i\omega) \right]^T \quad (7)$$

$$\{Y(i\omega)\} = \left[0, 0, 0, 0, 0, 0, (k_b + i\omega c_b) Y_b(\omega) \right]^T \quad (8)$$

$$M = \left[m_{ij} \{ i, j = 1-7 \} \right] \quad \textit{that is,} \quad m_{ij} = 0 \quad \text{for } \textit{all } i \neq j \quad (9)$$

$$K = \begin{bmatrix} k_1 & 0 & -k_1 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & k_2+k_3 & -k_2-k_3 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ -k_1 & -k_2-k_3 & k_1+k_2+k_3+k_4+k_6 & -k_4 & -k_6 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & -k_4 & k_4 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & -k_6 & 0 & k_6+k_7 & -k_7 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & k_7 & k_7+k_8 & -k_8 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & -k_7 & k_7+k_b \end{bmatrix} \quad (10)$$

$$C = \begin{bmatrix} c_1 & 0 & -c_1 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & c_2+c_3 & -c_2-c_3 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ -c_1 & -c_2-c_3 & c_1+c_2+c_3+c_4+c_6 & -c_4 & -c_6 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & -c_4 & c_4 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & -c_6 & 0 & c_6+c_7 & -c_7 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & c_7 & c_7+c_8 & -c_8 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & -c_7 & c_7+c_b \end{bmatrix} \quad (11)$$

Copyright (C) 2003 NuriMedia Co., Ltd.

이 벡터량에 대한 요소들을 나타내면 식(7), (8)와 같이 표현되며, 이 때 Yb(w)는 구동 조건으로 좌석에서 전해지는 기저 진동 입력 변위가 된다.

본 논문에서 사용된 모델에 대한 운동 방정식에 사용된 강성도와 질량 행렬은 식(9)~(11)에 나타내었다.

Table 1.Mass property for 7 DOF human model

Element Name	Mass (kg)
Head/Neck (m_1)	3.6
Viscera (m_2)	8.2
Thorax (m_3)	13
Intestine (m_4)	11
L1-L3 lumbar (m_5)	0.51
L4-L5 lumbar (m_6)	0.34
Pelvis (m7)	18.2

Table 2. Stiffness and damping coefficient for 7 DOF human model

Element Name	Stiffness (KN/m)	Element Name	Damping (Ns/m)
k_1	50.2	c_1	228.0
k_2	545.0	c_2	62200.0
k_3	850.0	c_3	35300.0
k_4	414.0	c_4	10.0
k_5	176.95	c_5	4990.75
k_6	153.75	c_6	4438.1
k_7	391.5	c_7	11484.5
k_b	62.0	c_b	2410.0

본 연구에서는 인체 모델에 사용되는 강성도 계수(stiffness coefficient)와 감쇠계수(damping coefficient) 등의 매개변수를 결정하기 위하여 수치 해석적 최적화 방법을 사용하였다. 구체적인 최적화 방법론으로는 유전적 알고리즘(generic algorithm)과 더불어 대표적 자연적 알고리즘인 Kirkpatrick과 Gelatt (1983)이 제안한 S. A. 방법론(Simulated Annealing Algorithm)을 이용하였으며, 목적함수에 해당하는 냉각상태(frozen state)를 나타내기 위하여 Boileau (1998)의 통계 데이터를 사용하였다.

이 방법론은 목적함수가 수학적으로 연속이고 미분치가 존재해야 하는 등의 제약 조건을 요구하지 않기 때문에 국부적인 최적치(local optimum)들이 많이 존재하는 어려운 조건의 문제라 할지라도 높은 확률로 전역 최적값(*global optimum*)을 찾아 낼 수 있는 장점이 있다.

본 방법론을 사용하여 얻어낸 인체 각 요소의 정량적인 물성치 및 계수는 Table 1과 2에 제시하였다.

3.4 7 DOF 모델의 해석 결과 및 분석

식 (6)을 이용하여 인체 각 요소 특히 요추 부분의 공진 값을 찾아내고, 이를 통해 인체에 미치는 영향에 대해 분석해 보았다.

기존의 여러 연구에서는 그들이 제시한 수학적 모델에 대한 타당성 검증을 위하여 표본 추출에 의해 선별된 자원자들을 대상으로 한 실험 데이터와 비교하게 되며, 이때 사용되는 물리량은 앞서 제시한 바대로 전달률, 겉보기 질량, 구동점에 대한 임피던스 같은 진동 응답 특성이 주로 사용된다.

Copyright (C) 2003 NuriMedia Co., Ltd.

진동 응답 특성 중 가진력에 대한 전달률은 입력되는 가속도의 크기에 큰 영향을 받지 않고, 랜덤(random) 입력 값에 대한 인체 시스템의 각 요소 자체의 진동 응답 특성을 파악할 수 있다. 따라서 본 연구에서는 전달률을 비교하므로서 본 모델의 타당성을 입증하고자 하였다.

보편적으로 실험에 의한 전달률 측정은 가진력에 대한 머리의 전달률이 많이 사용되는데, 이는 가속도계를 부착한 실험을 통해 데이터를 얻어내기 용이하여 다른 측정들을 하기 위한 기준점이 되기 때문이다. 따라서 본 논문에서는 입력된 구동력에 대한 머리 요소의 전달률을 Boileau(1998)의 통계 데이터와 비교(Figure 5)하였으며, 더불어 요추부에 대한 해석의 타당성을 제시하기 위하여 Panjabi(1986)의 요추부의 전달률 데이터와 비교(Figure 4)하였다. Boileau(1998)는 요추에 대한 진동 응답특성을 분석하고자 하는 기존 연구들의 실험 결과를 통계적으로 분류하여, 전신진동에 부합하는 결과들 만을 골라 5~20 Hz 사이의 주파수 대역에서 나타내었다. 또한 Panjabi의 실험은 5명의 자원자를 대상으로 요추의 중심 부위인 L3에 가속도계 센서를 부착하여 인체의 요추부가 가장 영향을 많이 받는 진동 영역으로 알려진 2~15 Hz의 진동수 영역내 수직 진동을 주어 실제 살아있는 사람의 요추부 진동 응답 특성을 측정하고자 하였다. 요추부의 진동 응답 특성은 본 연구에서 수행한 시뮬레이션과 같이 가진력에 대한 L3의 전달률을 실험적으로 측정하였으며, 실험상의 한계로 인하여 인체 각 요추들의 응답 특성을 모두 측정해내지는 못하였으나 요추 추간판의 동적 감쇄들이 실험적으로 알려지지 않은 상태이기 때문에 많은 연구의 표준으로 사용되고 있는 데이터중 하나이다.

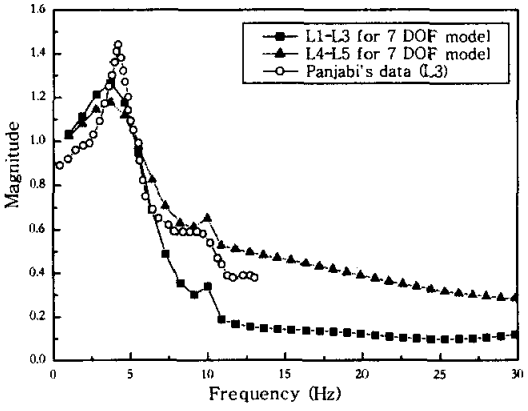

Figure 4. Seat to lumbar spines transmissibility of 7 DOF model with Panjabi's experimental data.

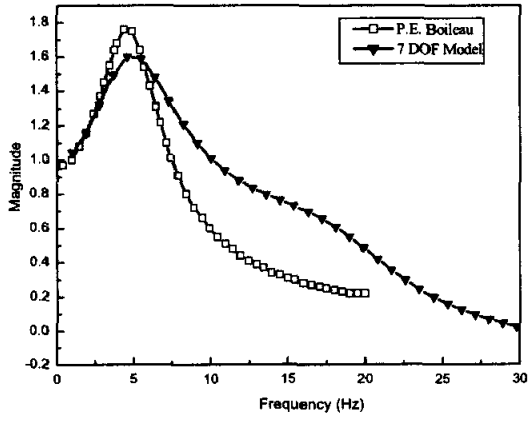

Figure 5. Seat to Head transmissibility of 7 DOF model with Boileau's experimental data.

Copyright (C) 2003 NuriMedia Co., Ltd.

Figure 4와 5의 비교 결과를 보면 머리와 요추부분의 전달률에 대한 실제 실험 값과 동일하게 요추부분은 4~5 Hz와 9~10 Hz 에서 1차 및 2차 공진이 발생하였고, 머리 요소에서는 4~7 Hz에서 공진 값을 나타내고 있어 본 모델의 타당성을 입증할 수 있다.

Figure 4에서 요추의 전달률 곡선을 보면 L1-L3 요소에서는 1차 공진 영역을 벗어나면서 실험값과 마찬가지로 급격히 감소하다가 2차 공진이 발생하고 있으나, L4-L5요소를 보면 1차 공진 영역을 벗어나서도 완만하게 감소하다가 2차 공진이 발생하는 경향을 보여주고 있다. 이는 L4-L5 부분이 L1-L3 부분에 비하여 다른 진동수 영역에서도 보다 오랫동안 진동에 의한 영향을 받고 있음을 나타내는 것으로, 이 부분이 장기 진동에 노출될 경우 피로하중이 더해져 추체와 추간판 등의 균열을 일으켜 결국 LBP 및 근골격계질환의 요인으로 작용할 수 있음을 시사하고 있다.

한편, ISO-2631에 근거하여 인체의 전신진동에의 노출에 대한 평가기준시 안락성 관점에서의 평가기준을 보면, 가속도가 0.315 m/s2 이하 영역에서는 불쾌감이 없는 정도라고 규정되어 있으며, 이 규정에 따라 조타실의 진동 평가 측정결과는 최대 0.24 m/s^2 이하로 거의 만족 상태로 나타난다. (고창두 외, 1997).

이에 조타실에서 측정된 가속도와 앞서 제시한 선원들의 거주 지역에서 측정된 0.588 m/s^2 의 가속도와 하에서 선박에서 주로 발생되는 1~30 Hz의 조화진동을 입력 조건으로 하였을 때, 본 연구에서 제시한 7 DOF 모델의 겉보기 질량을 산출하여 보았다.

Figure 6에서 보면 0.588 m/s^2 일 때는 약 3~4 *Hz* 일 때 공진 가 발생하나 0.24 m/s^2 상태에서는 약 6~7 *Hz* 정도로 공진 발생 주파수 값이 약간 상승하고, 그 크기도 줄어 있는 것을 볼 수 있다. 이는 인체가 전신 진동의 주파수 변화에 따른 영향 이외에 진동에 의한 입력 변위의 크기에도 영향을 받아 인체의 공진 값이 변화하는 비선형적 복합 시스템임을 나타내고 있다.

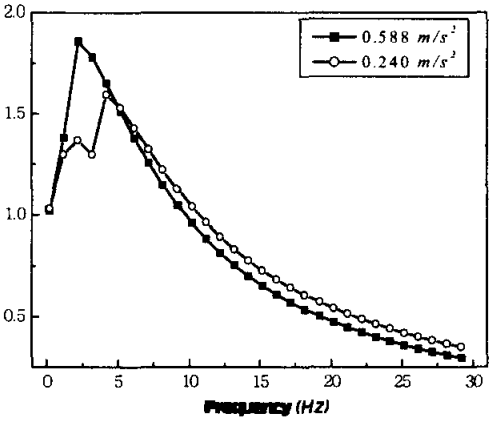

Figure 6. Normalized apparent mass of 7 DOF model at 0.240 & 0.588 m/s2

Figure 7은 Mansfield(2000)등의 12명의 피실험자를 대상으로 0.25 m/s^2 ~ 2.0 m/s^2 상태에서의 인체진동 실험을 하여 얻은 겉보기 질량 중 본 연구와 비슷한 입력 조건에 대한 겉보기 질량 값을 추출한 그래프이다.

이 실험 결과에서도 입력 변위의 크기가 작아짐에 따라 공진이 발생하는 진동수의 크기가 커지고 있다.

Copyright (C) 2003 NuriMedia Co., Ltd.

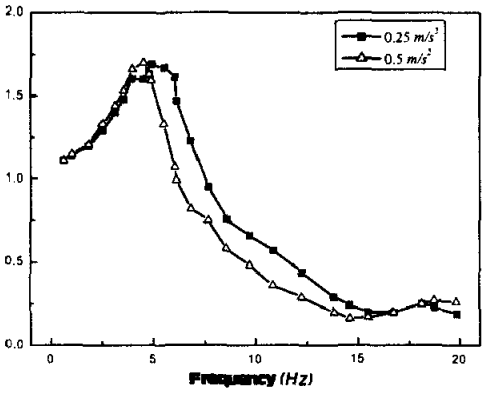

Figure 7. Normalized apparent mass of 12 subjects measured at 0.25 & 0.5 m/s2 by Mansfield

더불어 Mansfield는 실험 결과에서 가속도의 크기가 작아질수록 공진이 발생하는 진동수 범위가 상대적으로 넓어지는 경향을 보인다고 발표하였으며, 이러한 경향은 본 7 DOF 모델에서도 확인할 수 있어 본 모델의 타당성을 다시 한번 입증하고 있다.

인체가 받는 전신 진동 상태에서 입력 가속도의 크기가 작아지면 인체의 공진이 발생하는 영역이 넓어지고 최대치가 작아지기 때문에 즉각적으로 요추부의 상해작용을 인지하지 못할 수 있지만, 공진 영역이 넓게 분포되어 있기 때문에 장기적인 진동에 노출될 경우 오히려 LBP 및 근골격계질환을 일으키는 주요인으로 작용할 수 있다고 판단할 수 있다.

이러한 요추부의 특성은 ISO 기준에서 제시한 안락한 상태라 규정지어 있는 진동영역에서도 장기진동에 노출되었을 때에도 LBP 같은 근골격계질환이 유도 될 수 있음을 시사한다. 더구나 인체가 고유진동수와 근접한 영역에서의 장기 진동에 노출될 경우 피로하중은 급격히 심화되며, 이는 곧 여러 가지 근골격계질환으로 연결될 수 있다.

아직까지 선박 진동에 의한 근골격계질환에 관련된 연구가 활발히 이루어지고 있지 않기 때문에 완벽한 개연성을 확보할 수는 없지만, 전신진동과 근골격계질환으로서의 연결 가능성은 Kitajaki (1997) 등이 인체의 전신 진동 모드 해석을 위한 유한 요소 해석과, 12명의 건강한 남성들을 대상으로 같은 조건하에 실험한 결과에서도 동일하게 나타내고 있어 그 가능성을 높여주고 있다.

5. 결 론

본 연구에서는 수학적 인체 모델 제작을 통하여 해상 상태에서 승무원이 받는 전신 진동에 노출될 경우 근골격계질환 및 LBP 요소의 가능성을 해석하고자 하였다.

본 논문에서 제시한 7 DOF 전신 진동 모델의 타당성 검증을 위하여, 기존의 여러 실험을 통해 얻은 가진력에 대한 머리와 요추부의 전달률 데이터와 비교하였고, 이를 통해 본 모델의 타당성과 유용성을 입증하였다.

또한, 본 연구에서는 7 DOF 모델을 이용하여 승무원이 겪게 되는 질환에 대한 요인을 선내에서 발생하는 수직진동에 의한 영향으로 가정하고, 이에 따라 조타실, 작업실, 침실 등 승무원이 실제로 활동하는 영역의 진동범위에서 진동 응답 특성 중 전달률과 겉보기 질량값을 통해 전신진동에 대한 공진 값을 측

Copyright (C) 2003 NuriMedia Co., Ltd.

정하여 요추에서 발생되는 LBP 및 근골격계 질환과 전신진동의 상관관계를 알아보고자 하였다.

이 결과 ISO-2631에서 제시한 안락한 환경을 형성하는 가속도 영역에서도 요추가 장기 진동에 노출될 경우 LBP 및 근골격계질환이 유도될 수 있는 가능성을 찾을 수 있었다. 조사에 따르면 선박은 상하 진동 이외에 전후진동의 수평진동과 경사각도에 의한 진동 영향도 무시할 수 없으므로, 이에 대한 조건을 고려하면, 근골격계질환의 가능성은 더 커진다고 볼 수 있다.

본 논문에서는 제시된 수학적 인체 모델을 이용하여 실험을 통해 얻을 수 있는 요추부의 공진 영역을 찾아내었으며, 입력 변위의 크기에 따라 인체의 공진 값 역시 변화할 수 있다는 가능성을 보여주었다.

이는 장기진동에 의한 요추와 흉추 등의 피로도 증가량과 그에 따른 파단 시기 및 주요 영향부위 등을 관찰하는 데 필요한 인체 모델링의 기초자료로서의 의미를 가지고 있다. 또한 조타실의 좌석 설계에 있어 진동 경감 좌석 설계 해석에 유용한 자료로 사용할 수 있다.

본 연구에서 제시한 모델은 기존 연구에서는 고려하지 않았던 인체 내부 장기 즉 흔들림이 있는 비강체 질량을 포함한 7 DOF의 수학적 전신진동 모델을 구축하여 선박 운항시 빈번히 발생하는 배멀미 경감 해석에 관한 자료를 제공할 수 있으며, LBP가 발생되는 요추 부분을 2개의 요소로 구성하여 보다 사실적인 인체 모델링 예로서의 역할과 요추에 심각한 장애 요인이 되는 전신 진동을 피할 수 있는 해석적 근거를 제시하고 있다.

그러나 현재 본 연구에서 제시된 모델은 단순 7 DOF의 모델로 순수 수직진동을 받을 때에 대한 응답 특성에 대해서만 해석하였고, 회전(rolling)진동에 대한 진동 응답 특성도 파악할 수 있으나, 2차원 해석에 의한 한계 때문에 앞서 제시한 전후진동과 경사각도에 대한 진동을 동시에 고려하여 진동 응답 특성을 측정하기에는 어려움이 있다. 이는 복합 진동의 영향에 의해 발생되는 근골격계 질환을 분석하는데 한계점을 드러낼 수 있으며 인체 모델의 3차원 확장이 필요함을 시사한다.

또한 본 연구에서 진동 크기의 변화에 따라 전달률과 겉보기 질량을 측정하여 복합적 비선형 시스템임을 증명하고, 장기진동에 의한 LBP 등의 영향에 대한 가능성을 판단하였다. 그러나 전달률 등만을 통해서는 LBP의 정확한 발생 원인과 부위 및 시기 등을 판단하는 데는 한계가 있다. 따라서 이러한 요소를 고려할 수 있는 보다 진보된 형태로의 변형이 요구되며, 이에 대한 진보된 형태의 인체모델링에 관한 연구가 필요할 것으로 사료된다.

참고 문헌

고창두 외(2002), 함정근무 피로도 분석연구, 한국해양연구원.

김희석, 김영은.(2000). "저속 후방 추돌에 따른 승객 거동 현상 해석용 모델 개발", 한국자동차공학회, 제8권, 제3호, 139-150.

김희석, 김홍태, 박진형.(2002). "앉은 상태의 전신 진동 노출시 승무원의 LBP 및

Copyright (C) 2003 NuriMedia Co., Ltd.

근골격계질환 해석을 위한 수학적 Human Modeling에 관한 연구", 선박해양기술, 제34호, 93-102.

Amirouche, FML.(1987). "Biodynamic analysis of the human body subjected to vibration", IEEE Eng Med Bio., 22-26.

Boileau, P. E. and Rakheja, S.(1998). "Definition of a range of idealized values to characterize seated body biodynamic response under vertical vibration", Journal of Sound and Vibration, 215, (4), 841-862.

Broman, H. , Pope, M. and Hansson, T.(1996). "A mathematical model of the impact response of the seated subject", Med. Eng. phys., 18, 410-419.

Cholewicki, J.(2002). "The mechanical aspects of back pain", The Proceeding of the XVI Annual International Occupational Ergonomics and Safety Conference, 1-5.

Joode, B. W., Burdorf, A. and Verspuy, C.(1997). "Physical load in ship maintenance: Hazard evaluation by means of a workplace survey", *Applied Ergonomics*, 28, 213-219.

ISO 2631-1.(1997), Mechanical vibration and shock-evaluation of human exposure to whole-body vibration-Part 1:General requirements. International Organization for Standard.

Kirkpatrick, S. and GElatt, C. D.(1983)."Optimization by simulated annealing", Science, 220, (4598), 671-680.

Kitazaki, S. and Griffin, M. J.(1997). "A model analysis of whole-body vertical vibration, using a finite element model of the human body", Journal of Sound and Vibration, 200, (1), 83-103.

Mansfield, N. J., Griffin, M. J.(2000) "Non- linearities I apparent mass and transmissibility during exposure to whole-body vertical vibration", Journal of Biomechanics, 33, 933-941.

Panjabi, M. M. and Gunnar, B. J.(1986). "In vivo measurements of spinal column vibration", The Journal of Bone and Joint Surgery Incorporated, 68-A, (5), 605-702.

Pintar, F. A.(1987)."The biomechanics of spinal elements.", University Microfilms International.

Qassem, W.(1996). "Model prediction of vibration effects on human subject seated on various cushion", Med. Eng. Phys., 18, 350-358.

Smith, S. D.(2000). "Modeling differences in the vibration response characteristics of the human body", Journal of

Copyright (C) 2003 NuriMedia Co., Ltd.

Biomechanics, 33, 1513-1516.

Tamaoki, G. and Yoshimura, T.(1996). "A study on dynamics and modeling of human body exposed to multi-dimensional excitation", The 3rd International Conference on Motion and Vibration Control, 524-528.

Yue, Z. and Mester, J.(2002). "A model analysis of internal loads, energetics, and effects of wobbling mass during the whole-body vibration", Journal of Biomechanics, 33, 639-647

Xheng, X., Brownjohn, M. W.(2001). "Modeling and simulation of human-floor system" Proceedings of SPIE, 513-520.

저자 소개

◈ 김희석 (Hee-Seok Kim)

단국대학교 기계공학과에서 학사, 석사학위를 취득하고, 현재 한국해양연구원 해양시스템안전연구소 신진연수연구원으로 재직중이다. 주요 관심분야는 생체역학, 진동/구조해석, 인체 모델링 및 시뮬레이션 등이다.

◈ 김홍태 (Hong-tae Kim)

고려대학교 산업공학과에서 학사, 석사학위를 취득하고, 동대학원에서 박사학위를 취득하였으며, 한국기계연구원 조선시스템연구부 선임연구원을 거쳐 현재 한국해양연구원 해양시스템안전연구소 선임연구원으로 재직중이다. 주요 관심분야는 해양안전공학, 인간공학, 모델링 및 시뮬레이션 등이다.

◈ 박진형 (Jin-Hyoung Park)

경북대학교 컴퓨터과학과에서 학사, 석사를 취득하였으며, 현재 한국해양연구원 해양시스템안전연구소 선임연구원으로 재직중이다. 주요 관심분야는 인공지능, 지능형 에이젼트이다.

논문접수일 (Date Received): 2002/10/16
논문게재승인일(Date Accepted): 2003/01/27

Copyright (C) 2003 NuriMedia Co., Ltd.