

외부 충격시 우측팔의 생체역학적 거동해석

A Study on the Behavior of Human Right Arm under Impact Condition

채 제 옥* 이 준 호* 김 현 준*
Je-Wook Chae Joon-Ho Lee Hyun-Jun Kim

Abstract

In this paper, the right arm was modelled by muscle-skeleton elements to obtain the behavior of right arm of human under impact condition, where physical and geometrical properties of human body such as Young's modulus, shear modulus, cross sectional area, length, density, moment of inertia and position were defined. Based on the numerical model of the right arm, the impact response of the right arm was obtained. By the comparison with the experimental results, the model of the right arm was verified.

Keywords : Muscle-skeleton(근-골격), Biomechanics(생체역학), Impact(충격), Right Arm(우측팔)

1. 서론

인체 모델링 및 시뮬레이션의 전반적인 연구동향을 살펴보면 생체역학과 관련된 다양한 분야의 연구결과^[1~4]를 발표하고 있으나, 신체 일부를 질량, 감쇠계수, 강성계수를 고려한 탄성체로 정의하여 근-골격계를 모델링하고 일정한 자세에서의 거동 해석의 실험적 검증은 다른 연구는 찾아볼 수 없다. ADAMS Life MODE에서 제공하는 인체모델이 있으나, 한국적인 신체조건이 아니기 때문에 직접 활용하는 것에 어려움이 있다^[5]. 따라서 생체역학을 기반으로 인체를 모델링하여 거동을 연구하는 필요성이 제기 되었다.

본 연구의 목적은 인체모델링의 거동을 해석하기 위하여 생체역학적 접근에 의한 모델링 및 시뮬레이

션 기법을 연구하는 것이다. 특히 우측 팔의 거동을 해석하여 전신체 모델링의 기본적인 검증 및 이를 통해 인체 시스템 거동을 예측할 수 있다.

연구의 범위로서 인체 우측팔구조와 외부 충격시 거동을 분석하고자 한다. 한국인 인체측정자료에서 제공하는 20대 남성의 정상체형을 기본모델로 분석하여 인체 모델링에 적용한다. 중요한 요소로는 우측팔 팔목 중심의 위치변위($\delta x, \delta y, \delta z$) 및 각변위($\theta x, \theta y, \theta z$) 이므로, 인체모델링의 거동 분석 대상의 주 관찰 부위는 우측팔 팔목 중심이다. 해석에 적용되는 막대요소 시스템의 유한요소해석 이론을 정의하고 이에 따른 지배방정식을 수식화한다. 거동 해석시 필요한 근-골격 요소를 정의하고, 해석에 필요한 인체 각 요소의 물리량 및 기하학적 정보를 정의한다. 이에 필요한 정보는 각 요소의 탄성계수, 전단탄성계수, 단면적, 길이, 중량, 관성모멘트 그리고 위치정보이다. 해석결과를 검증하기 위해서 우측팔 거동실험을 수행하고자 한다.

† 2009년 1월 5일 접수~2009년 2월 27일 게재승인

* 국방과학연구소(ADD)

책임저자 : 채제옥(cjw@add.re.kr)

국부 좌표계(local coordinate) xyz에서 전체 좌표계(global coordinate) XYZ로의 변환은,

$$[\hat{k}^e] = [L]^T \cdot [k^e] \cdot [L] \quad (2)$$

과 같다. 여기서 변환 행렬(transfer matrix) [L]은,

$$[L] = \begin{bmatrix} [l] & & \\ & [l] & \\ & & [l] \end{bmatrix}, [l] = \begin{bmatrix} l_{xX} & l_{xY} & l_{xZ} \\ l_{yX} & l_{yY} & l_{yZ} \\ l_{zX} & l_{zY} & l_{zZ} \end{bmatrix} \quad (3)$$

이며, 여기에서 [l]은 전체 좌표계와 국부 좌표계 사이의 방향 코사인(direction cosine)이다.

여기서 임의의 시간 $t+\delta t$ 에서 인체 시스템의 거동은,

$$[M]\{\ddot{\Delta}_{t+\delta t}\} + [H]\{\dot{\Delta}_{t+\delta t}\} + [K]\{\Delta_{t+\delta t}\} = \{P_{t+\delta t}\} \quad (4)$$

와 같이 표현된다. 여기서 [K]는 전체 강성 행렬, [M]은 전체 질량 행렬, [H]는 전체 감쇠행렬 그리고 $\{P_{t+\delta t}\}$ 는 일반화된 외력 벡터를 나타낸다.

$$[H] = \alpha \cdot [K] + \beta \cdot [M] \quad (5)$$

그리고 [H]는 식 (5)와 같으며, α 와 β 는 실험에 의해 결정되는 상수이다. 실험적으로 위의 상수 값을 구할 수 없을 경우 전체 감쇠 행렬은 식 (6)에 의해 결정^[7]된다.

$$[H] = 0.15 \cdot 4\pi\nu [M] \quad (6)$$

여기에서 집중질량과 관성모멘트를 고려한 대각 질량행렬과 분포질량을 고려한 대각 질량행렬을 고려하기 위하여 아주 작은 시간인 δt ($\delta t \leq T$) (여기서, T는 진동수의 주기)에 대해 선형가속도 법칙을 적용하면 다음 방정식과 같이 표현된다. 여기서 τ 는 시간 t 와 $t+\delta t$ 사이의 임의의 시간이다.

$$\{\ddot{\Delta}_{t+\tau}\} = \{\ddot{\Delta}_t\} + \frac{\{\ddot{\Delta}_{t+\delta t}\} - \{\ddot{\Delta}_t\}}{\delta t} \cdot \tau \quad (7)$$

식 (7)은 식 (8)과 같이 표현된다.

$$\frac{d}{d\tau} \cdot \frac{d\{\Delta_{t+\tau}\}}{d\tau} = \{\ddot{\Delta}_t\} \cdot \left(1 - \frac{\tau}{\delta t}\right) + \frac{\tau}{\delta t} \cdot \{\ddot{\Delta}_{t+\delta t}\} \quad (8)$$

여기에서 경계조건 ($C_1 |_{\tau=0} = \{\dot{\Delta}_t\}$), 경계조건 ($C_2 |_{\tau=0} = \{\Delta_t\}$)를 고려하고 적분하면, $\tau = \delta t$ 일 때,

$$\{\dot{\Delta}_{t+\delta t}\} = \{\dot{\Delta}_t\} + \{\ddot{\Delta}_t\} \cdot \frac{\delta t}{2} + \{\ddot{\Delta}_{t+\delta t}\} \cdot \frac{\delta t}{2} \quad (9)$$

$$\{\Delta_{t+\delta t}\} = \{\Delta_t\} + \{\dot{\Delta}_t\} \cdot \delta t + \frac{\delta t^2}{3} \cdot (\{\ddot{\Delta}_t\} + \{\ddot{\Delta}_{t+\delta t}\}) \quad (10)$$

시간간격의 끝에서의 가속도 벡터는,

$$\{\ddot{\Delta}_{t+\delta t}\} = \frac{6}{\delta t^2} \cdot (\{\Delta_{t+\delta t}\} - \{\Delta_t\}) - \frac{6}{\delta t} \cdot \{\dot{\Delta}_t\} - 2 \cdot \{\ddot{\Delta}_t\} \quad (11)$$

식 (9)와 식 (11)를 식 (4)에 대입하면, 다음의 방정식이 얻어진다.

$$\left\{ \left(\frac{6}{\delta t^2} \cdot [M] + \frac{3}{\delta t} \cdot [H] + [K] \right) \cdot \{\Delta_{t+\delta t}\} = \{P_{t+\delta t}\} + [M] \cdot \left(\frac{6}{\delta t^2} \cdot \{\Delta_t\} + \frac{6}{\delta t} \cdot \{\dot{\Delta}_t\} + 2 \cdot \{\ddot{\Delta}_t\} \right) + [H] \cdot \left(\frac{3}{\delta t} \cdot \{\Delta_t\} + 2 \cdot \{\dot{\Delta}_t\} + \frac{\delta t}{2} \cdot \{\ddot{\Delta}_t\} \right) \right\} \quad (12)$$

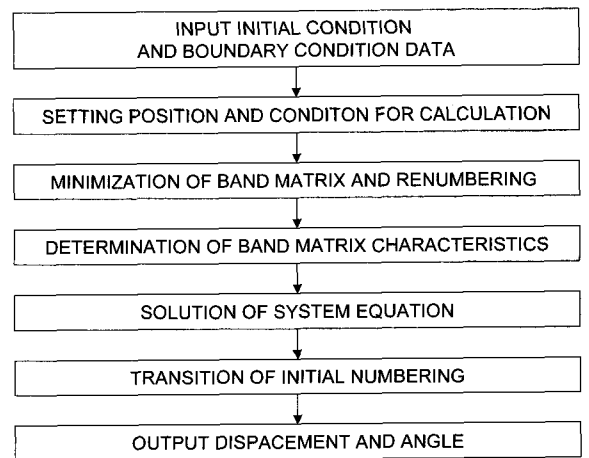


Fig. 3. 해석 프로그램 논리흐름도

여기서 인체요소를 막대요소로 가정하여 질량, 감쇠 계수, 강성계수 등을 고려한 모델을 해석하기 위하여

FORTTRAN을 이용하여 프로그램을 구성하였다. 프로그램은 Fig. 3의 흐름도와 같이 초기조건 및 경계조건 입력, 행렬 최소화, 강성행렬 계산, 동역학 방정식 계산, 출력 모듈로 구성되어 있다.

우측팔의 유한요소 모델에서는 인체 거동에 주요하게 작용하는 근-골격을 모델링하였다. 그리고 각각의 근육은 하나의 막대 요소로 구성하였다. 우측팔의 유한요소 모델의 주요 근육 요소 및 골격 요소는 Fig. 4와 같다. 모델의 기하학적 특성은 Table 2, 물성치는 Table 3과 같다. 요소 9, 10은 고정이므로 절점 B, A, O의 x, y 방향 자유도를 구속하고 절점 F에 Fig. 5와 같은 충격을 가했을 때에 절점 F의 거동을 해석하였으며 해석에 필요한 외력은 충격센서 B&K 8201에 의한 시간이력을 입력 정보로 활용하였다. 최대 충격은 418N, 424N, 431N이며, 지속 시간은 0.01초 이다. 시간 이력은 Fig. 5와 같다.

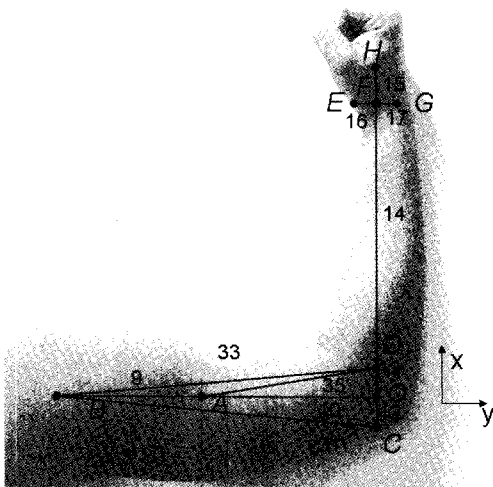


Fig. 4. 우측팔 유한요소 모델

Table 3. 우측팔 유한요소 모델의 물성치⁶⁾

No.	Elasticity $E(\text{kg/cm}^2)$	Area $A(\text{cm}^2)$	Rigidity $G(\text{kg/cm}^2)$	Density $\rho(\text{kg/cm}^3)$
9	200,000	2.30	20,000	0.0192
10	200,000	2.30	20,000	0.0192
12	200,000	2.00	20,000	0.00789
13	200,000	2.00	20,000	0.00789
14	200,000	3.00	20,000	0.00789
15	200,000	10.00	20,000	0.00671
16	200,000	4.00	20,000	0.00671
17	200,000	4.00	20,000	0.00671
31	64.03	12.60	37.99	0.000445
33	64.14	12.60	37.95	0.000445
35	64.09	10.75	37.97	0.000445

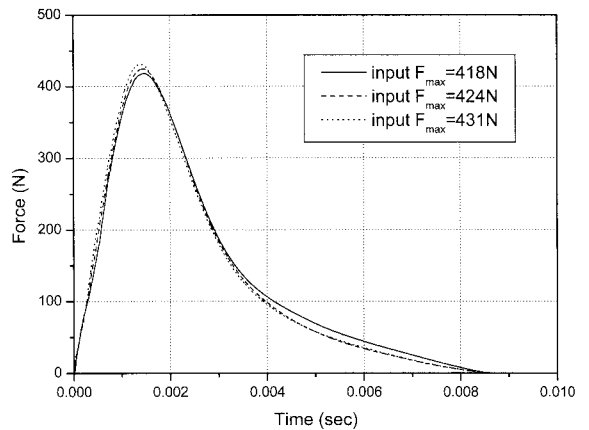


Fig. 5. 외부 충격 시간이력

Table 2. 우측팔 유한요소 모델의 기하정보

Axis Node	y (cm)	x (cm)	Axis Node	y (cm)	x (cm)
O	0	0	E	-2	32
A	-12	0	F	0	32
B	-30	0	G	2	32
C	0	-2	H	0	38
D	2	0	-	-	-

상박을 움직이지 않도록 바닥에 고정시키고 하박은 수직을 유지한 채, 햄머를 이용하여 손목에 y 방향의 충격을 가했을 때에 나타나는 손목의 거동을 해석하였으며 그 결과는 Fig. 6과 같다.

이때 y 방향으로의 최대 변위는 0.109초에서 발생하였으며 각각 121.5mm, 123.2mm, 125.3mm로 나타났다. 이는 가해지는 충격이 커질수록 더 많은 변위가 나타남을 알 수 있으며, 정량적인 분석은 실험을 통하여 검증하여야 한다.

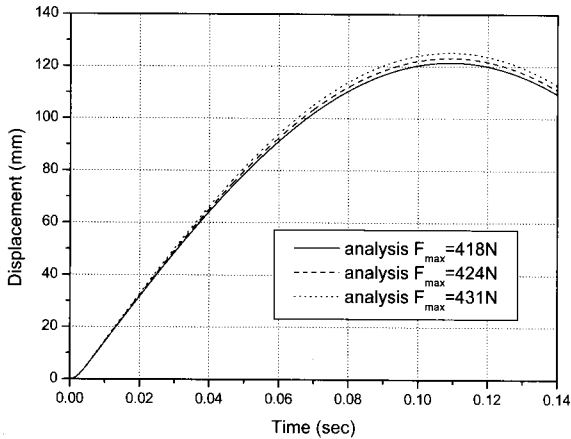


Fig. 6. 절점 F의 거동 해석결과

4. 우측팔 거동실험

우측팔목의 거동의 해석결과를 검증하기 위해서 실험을 수행하였다. 선택한 신체의 일부분은 화기와 직접 연결되어 파지하는 우측 팔로서, 상박을 움직이지 않도록 바닥에 고정시키고 하박은 수직(89.9°)을 유지한 채, 햄머를 이용하여 팔목에 y 방향의 충격을 가했을 때에 나타나는 팔목의 거동을 측정하였다. 이 실험의 개략적인 실험장치 구성은 Fig. 7과 같다.

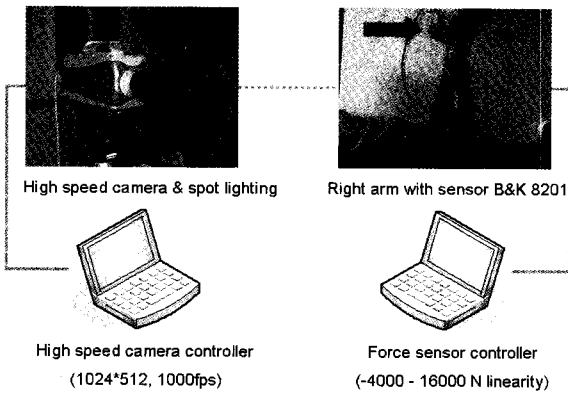


Fig. 7. 실험장치 구성

피실험자는 Size Korea 자료의 50%tile에 가까운 표본을 선정하였다. 그리고 시험의 정밀도 및 재연성 향상을 위해 근육의 물리량을 일정하게 유지하는 사전 학습을 실시하였다. 피실험자의 신체조건 및 해석시 적용된 모델링의 신체 조건은 Table 4와 같다.

Table 4. 실험/해석 신체조건

	Stature (cm)	Weight (kg)	Forearm (cm)
Experiment	173	70	32
Analysis modeling	174	70	32

가해지는 충격과 그로인해 발생하는 거동을 동시에 측정할 수 있도록 실험을 진행하였다. 0.8kg의 햄머를 이용하여 충격을 가하는 시간이력을 측정하였다. 이는 해석에도 필요한 입력자료로 적용되었다.

팔목의 거동은 팔목부위에 측정점을 표시하고 고속도 영상 촬영기를 이용하여 팔목의 거동을 측정하였다. 데이터분석은 Phantom V5.0.547-R4 프로그램에서 수행하였다. Phantom V5.0.547-R4 프로그램은 고속 영상 촬영기로부터 측정된 데이터를 저장하고 분석하기 위한 프로그램으로 1024×1024 pixel SR-CMOS 이미지 센서를 사용하여 영상을 획득한다. 해상도를 256×32 pixel로 설정시 1초당 최대 62,500 화면을 기록할 수 있다. 고속도 영상 촬영기를 운용할 경우 짧은 촬영가능 시간 때문에 촬영의 시작을 지정하는 트리거링(triggering)이 매우 중요한 요소이다. 본 실험의 진행은 0.1~0.5초 내에 진행되므로 트리거링을 고려하여 해상도는 1024×512pixel로 설정하고 초당 1,000 화면을 기록할 수 있도록 설정하였다. 사전 예비시험 결과 1초 동안 촬영할 수 있는 분량이어서 충분히 팔목거동을 측정할 수 있었다.

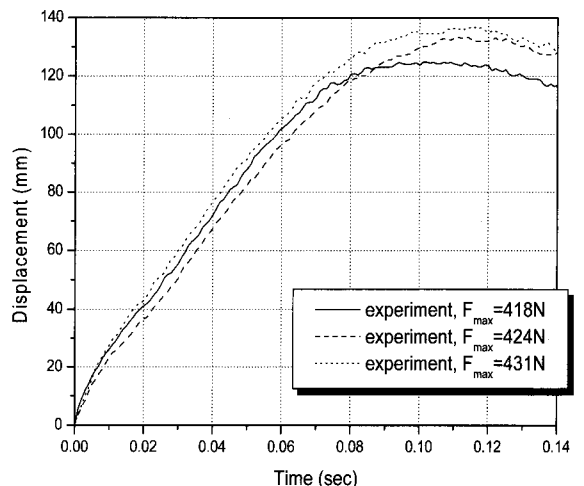


Fig. 8. 우측팔목 거동(418N, 424N, 431N)

인체의 일부분인 우측팔목의 거동을 실험한 결과는 충격 측정값과 그에 따른 우측팔목의 y 방향 변위로 정리하였다. 충격 측정은 3회 실시하였으며 각각의 최대값은 418N, 424N, 431N이었으며 시간이력은 해석시의 입력값과 동일하게 적용하였다. 또한 우측팔목의 거동은 Fig. 8과 같이 측정되었다.

5. 결과 및 고찰

Fig. 9와 같은 최대충격 418N, Fig. 10과 같은 최대충격 424N, Fig. 11과 같은 최대충격 431N 각각의 경우에서 해석결과와 실험결과가 비슷한 거동과 경향을 보여 주고 있다. 거동 변위도 비슷할 뿐만 아니라, 원

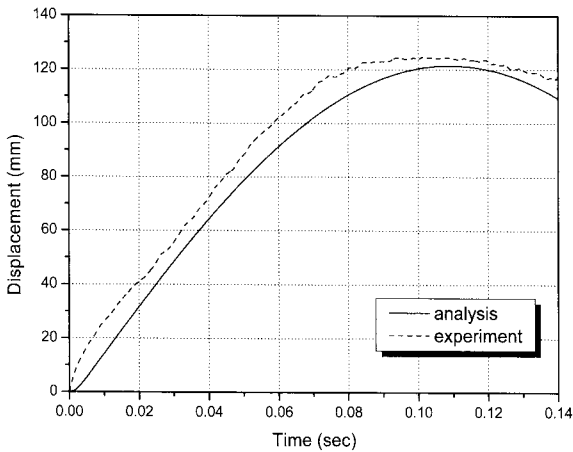


Fig. 9. 418N에서 y축 팔목 거동 비교

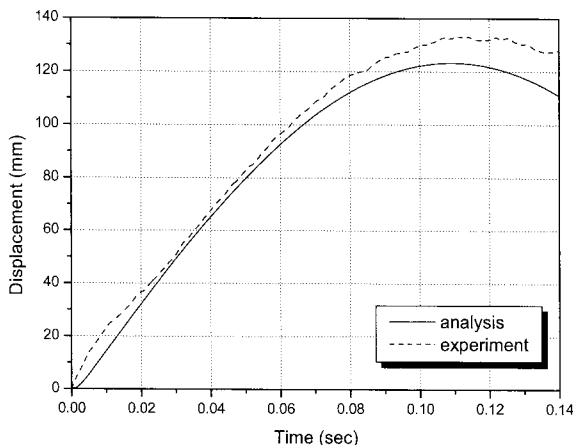


Fig. 10. 424N에서 y축 팔목 거동 비교

위치로 회복되는 시간이력 즉 최대변위가 발생하는 시간도 거의 비슷함을 알 수 있다. 0.001초 간격으로 0.14초 동안 141개의 데이터를 분석해본 결과, 최대변위가 136.6mm인 거동에서 해석결과와 실험결과와 평균편차가 7.5mm이고, 표준편차가 3.1mm인 점을 고찰한 결과 우측팔 모델링 및 해석 프로그램을 검증할 수 있었다.

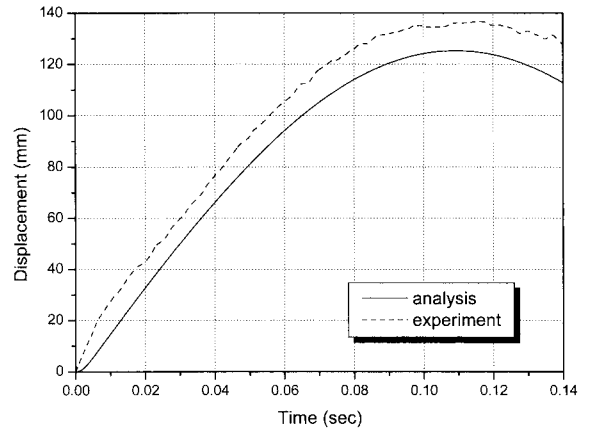


Fig. 11. 431N에서 y축 팔목 거동 비교

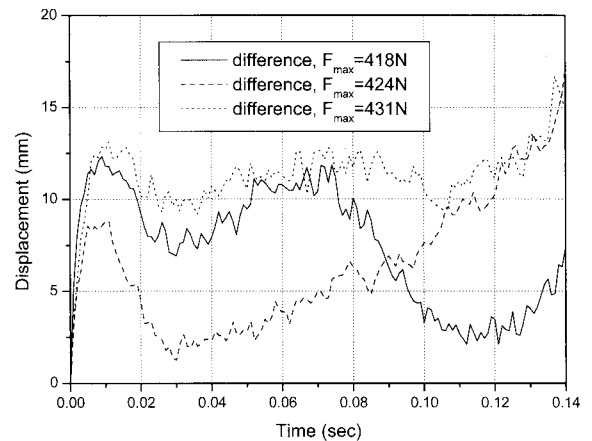


Fig. 12. 각 충격에 따른 해석/실험 편차 비교

Table 5. 최대편차 및 표준편차 비교

	Max.(mm)	Aver.(mm)	Std.(mm)
418 N	12.3	7.5	3.1
424 N	17.1	6.5	3.6
431 N	16.7	11.3	1.8

해석결과와 실험결과의 오차는 Fig. 12와 같으며 각각의 최대편차, 평균편차, 표준편차는 Table 5와 같다. 최대 이동량과 평균편차를 비교해 볼 때 6~7% 정도의 오차를 나타내는 것을 알 수 있다.

6. 결론

‘외부 충격시 우측팔의 생체역학적 거동해석’의 연구결과는 다음과 같다.

해석 프로그램 검증 및 우측팔의 거동해석의 결과에 대하여 실험적으로 정확도와 재현성을 검증하여 해석결과의 신뢰성을 확인할 수 있었다. 이를 통하여 전신체 모델링 및 시뮬레이션의 가능성을 예측할 수 있었다.

연구결과의 응용분야로 다양한 자세에서의 인체 거동을 해석할 수 있고, 특히 신체 및 장애인의 경우에도 적용이 가능하다. 또한 무기체계 분야에 있어서는 휴대용 대공 미사일, 대전차 미사일, 개인전투체계 등 여러 무기체계에 적용이 가능할 것으로 예측된다.

Reference

- [1] E. Keshner, H. K. Choi, W. Barry and W. Peterson, “Musculoskeletal Kinematics During Voluntary Head Tracking Movements in Primate”, *KSME International Journal*, Vol. 17, No. 1, pp. 32~39, 2003.
- [2] P. Tropicano, L. Thollon, P. Amoux and J. Huang, “Using a Finite Element Model to Evaluate Human Injuries Application to the HUMOS Model in Whiplash Situation”, *SPINE*, Vol. 29, No. 16, pp. 1709~1716, 2004.
- [3] H. Y. Choi, “Numerical Human Head Model for Traumatic Injury Assessment”, *KSME International Journal*, Vol. 15, No. 7, pp. 995~1001, 2001.
- [4] Y. H. Song, R. E. Debski and V. T. Musahl, “A Three Dimensional Finite Element Model of the Human Anterior Cruciate Ligament : A Computational Analysis with Experimental Validation”, *Journal of Biomechanics*, Vol. 37, No. 3, pp. 383~390, 2004.
- [5] 김인우, 최의중, 채제욱, 김현준, 이영신, 최영진, 한규현, “서서좌 사격자세에 따른 인체 충격량 특성 해석”, 2004 한국군사과학기술학회 학술대회, Vol. 1, pp. 54~57, 2004.
- [6] J. W. Chae and Y. S. Lee, “Modeling and Numerical Investigation of the Stochastic Bio-mechanical Interaction for Human-rifle System”, *KSME International Journal*, Vol. 18, No. 12, pp. 2069~2079, 2004.
- [7] S. I. Arseniev, A. M. Mishin, A. A. Sizonov and I. N. Titukh, “Numerical Modeling of Vibrational Effect on the Human Body”, *Journal of Low Frequency Noise & Vibration*, Vol. 15, No. 4, pp. 161~163, 1996.