

검도 머리치기 동작의 인체 근골격 모델개발 및 응력해석

이중현*, 이영신#, 이세훈*

Development on Human Muscle Skeletal Model and Stress Analysis of Kumdo Head Hitting Motion

Jung Hyun Lee*, Young Shin Lee# and Se Hoon Lee*

ABSTRACT

Human muscle skeletal model was developed for biomechanical study. The human model was consists with 19 bone-skeleton and 122 muscles. Muscle number of upper limb, trunk and lower limb part are 28, 60, 34 respectively. Bone was modeled with 3D beam element and muscle was modeled with spar element. For upper limb muscle modelling, rectus abdominis, trapezius, deltoideus, biceps brachii, triceps brachii muscle and other main muscles were considered. Lower limb muscle was modeled with gastrocnemius, gluteus maximus, gluteus medius and related muscles. The biomechanical stress and strain analysis of human was conducted by proposed finite element analysis model under Kumdo head hitting motion. In this study structural analysis has been performed in order to investigate the human body impact by Kumdo head hitting motion. As the results, the analytical displacement, stress and strain of human body are presented

Key Words : Human Muscle (인체 근육), Limb (사지), Kumdo (검도), Finite Element Method (유한 요소 해석), Stress Analysis (응력해석)

1. 서론

인체는 골격계통, 관절계통, 근육계통, 순환기계통, 소화기계통 등 다양한 형태와 기능을 가진 기관으로 구성되어 있으며 근육은 운동시 다양한 자유도를 갖는다. 따라서 인체를 정확하게 모델링하고 시뮬레이션하기 위해서는 인체를 골격구조뿐만 아니라 근육을 고려한 모델로 완성해야 한다. 그러나 유한요소해석을 위한 인체모델의 경우 모든 골격계통과 근육계통을 포함하는 모델을 구현

하는데 한계가 있다. 가능한 인체의 운동을 정확하게 표현할 수 있는 단순한 모델을 개발하였고 이를 활용한 생체 역학적 응력해석이 필요하다.¹

검도는 현대의 대중화된 스포츠 중의 하나로 자리 잡고 있다. 검도는 '두 사람의 경기자가 호구를 착용하고 죽도를 사용하여 서로 정해진 격자 부위를 칼의 이법(理法)에 따라 유효하게 때리거나 찔러 승패를 가리는 경기'이다. 또한 검도는 폭넓게 칼, 혹은 검술(劍術)의 역사와 그 맥을 같이한다. 검도는 타격의 원리를 바탕으로 이루어진

접수일: 2007년 4월 3일; 게재승인일: 2007년 9월 12일

* 충남대학교 대학원 기계설계공학과

교신저자: 충남대학교 기계설계공학과

E-mail: leeys@cnu.ac.kr Tel. (042) 821-6644

스포츠 종목으로 상대방을 제압하기 위해서 상대보다 먼저 순간적, 또는 기습적으로 짧은 시간 내에 가격을 해야만 이길 수 있다. 따라서 좋은 기술 이외에도 정신 집중력이 대단히 요구되는 스포츠이다. 또한 경기에서 승리하기 위해서는 소극적인 방어기술보다는 적극적인 공격기술의 비중이 더 크게 작용한다.

기본 공격 형태로는 머리, 손목, 허리 치기와 찌름, 그리고 응용기로 구분된다. 이러한 여러 종류의 공격 형태가 있지만 실제적인 경기에서 득점 성공률이 높은 기술은 머리치기 기술이다.²

본 논문과 관련된 저자들이 수행한 인체 모델링 및 해석, 검도의 동작특성해석에 관한 연구 동향은 다음과 같다.

인체 거동특성 분석에 관련된 연구동향을 살펴보면, 이영신 등은 시뮬레이션 기법을 이용하여 차량에 탑승 시 휠체어를 좌석으로 사용하는 탑승자가 전방 충돌사고를 당하게 되는 경우 발생하는 동적거동에 관하여 연구하였다.³ 이세훈 등은 인체 모델의 유한요소해석을 이용하여 소구경 화기 사격간 인체-화기 시스템의 거동을 연구하였다.⁴

또한 검도에 관한 연구들은 경기에 대한 결과 분석과 운동학적인 분석들이 몇몇 연구자들에 의해 진행되어 왔다. 이는 선수들의 공격 타이밍과 훈련 경향에 따라 여러 가지의 공격 스타일로 나눈다. 이러한 분류에 대한 과학적인 자료 분석이 이루어져야 하겠다. 이에 검도 경기에서 있어서 가장 많이 시행되는 머리치기 동작에 대한 운동학적 변인을 분석하며, 머리치기 동작 시 동원되는 주요 근육들에 대한 운동학적 요인의 분석이 필요하다고 사료된다.

본 논문은 검도 머리치기 동작에 따른 근골격 응력해석을 위하여 생체역학적 접근에 의한 모델링 및 시뮬레이션 기법을 연구하기 위하여 근육과 골격을 지닌 인체 유한요소해석모델을 개발하고 공격 시 머리치기 자세에 대한 충격특성을 연구했다.

2. 인체 근골격 모델개발

2.1 인체모델의 선정

인체모델을 선정하기 위하여 산업자원부의 기술표준원에서 실시한 제 5 차 한국인 인체치수 조사 자료를 참고하였다. Table 1 은 국민체위 조사사

업인 Size Korea 의 자료로 20 대 남성의 Percentile 에 따른 신장과 체중을 나타내고 있다.

Table 1 Anthropometrical characteristics for Korean male in twentieth⁵

Percentile (%tile)	1	5	10	25	50	75	90	95	99
Height (cm)	160	164	166	170	174	177	180	183	186
Weight (kg)	51	56	58	63	69	75	82	86	97

선정된 인체모델은 연령이 20 대인 신장 180 cm, 체중 69 kg 의 모델로 인체치수 조사 자료와 비교하면 신장 90 %tile, 체중 50 %tile 에 해당한다.

2.2 골격 및 관절 구조

인체의 골격과 관절은 인체의 운동을 결정짓는 중요한 역할을 수행한다. 그러나 인체에는 200 여 개의 크고 작은 뼈와 각각의 뼈들을 일정한 방식으로 연결하는 관절, 인대 및 연골로 구성되어 전체적인 골격을 형성하고 신체를 지지한다. 또한 골격에는 골격근이 붙어있어 그 수축에 의한 뼈의 위치 또는 상호관계가 변화하여 운동이 일어나게 된다.⁶

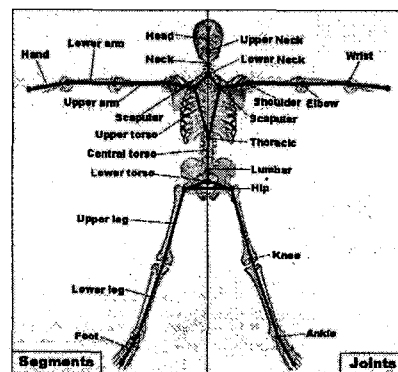


Fig. 1 Structure of human model with segments and joint

유한요소 해석과정에서 200 여 개의 뼈와 다양한 관절로 구성되는 골격구조를 생성하는 것은 매우 복잡하므로 Fig. 1 과 같이 단순화한 모델을 구성하였다. Fig. 2 는 인체 전신의 골격구조를 나타내고 있다. 인체의 골격구조는 크게 몸통골격(axial

skeleton)과 사지골격(appendicular skeleton)으로 분류한다. 해석 모델에는 총 19 개의 체절과 18 개의 관절로 단순화 하였다.⁷

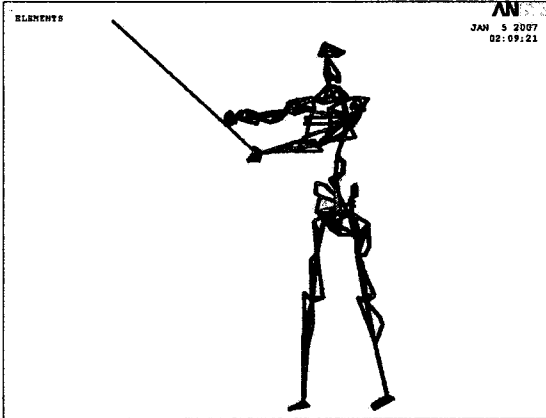


Fig. 2 FE analysis model of human skeleton and joint

인체의 골격에는 Fig. 3 과 같은 상용코드의 BEAM4 요소를 사용하였다. BEAM4 요소는 3 차원 탄성 빔요소로 각 절점에 6 개의 자유도를 가진다. 각각의 체절은 근육이 부착되어 인체의 운동을 표현할 수 있도록 고려하였다. 인체골격의 탄성계수는 20 GPa 이며 밀도가 2000 kg/m³ 이며 포아송비는 0.3 으로 일정하게 적용하였다. 일반적으로 치밀골의 탄성계수는 10~20 GPa 으로⁸ 인체가 충격을 받을 경우 탄성범위 안에서 인체의 거동이 발생한다는 가정하에 일정한 물성치를 적용하였다. 인체모델의 관절에는 Fig. 4 와 같이 COMBIN7 조인트요소를 적용하였다. COMBIN7 요소는 3 차원 회전조인트로 2 개 혹은 그 이상의 파트를 연결할 수 있다. 이 요소의 특징은 큰 회전에 대한 해석이 가능하고 정해진 각도 범위 내에서 운동을 정의할 수 있는 것이다.^{9,10}

인체 골격해석 모델 중 대표적으로 몸통골격을 Fig. 5 에 도시하였다. 몸통골격에는 머리, 목, 위 몸통, 중앙 몸통 및 아래 몸통 골격 등 총 5 개의 체절과 요추부관절, 흉추부관절, 아래 목관절 및 위 목관절 등 총 4 개의 관절이 존재한다. 유한요소해석모델에서 머리부위 골격은 두개골과 안면골을 포함하고, 목부위 골격은 경추골(cervical vertebra) 1~7 번을 간략화해서 나타내었다. 위 몸통 골격에는 흉추골(thoracic vertebra) 1~12 번과 늑골 및 흉골을 포

함하며 중앙 몸통골격은 요추골 1~5 번을 단순화하여 하나의 체간으로 모델링하였다. 또한 아래 몸통골격은 천골(sacrum) 및 골반(pelvis)을 포함하는 모델을 형상화하였다.¹¹

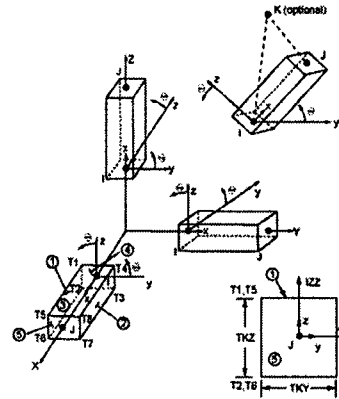
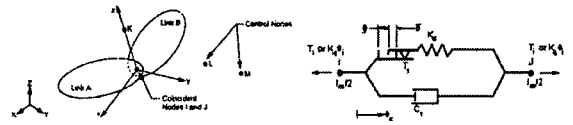


Fig. 3 Geometry of BEAM4 element for human segments



(a) Geometry of COMBIN7 (b) Dynamic behavior of COMBIN7

Fig. 4 Geometry and dynamic behavior of COMBIN7 element for human joints

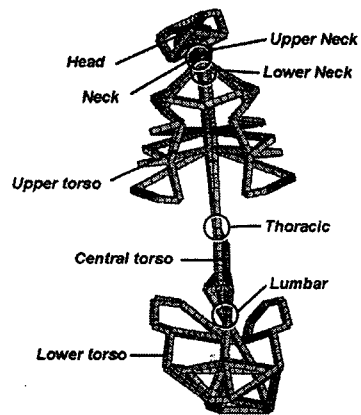


Fig. 5 FE analysis model of axial skeleton

2.3 근육구조

유한요소 해석모델에서 근육은 Fig. 6 와 같이 LINK10 요소를 사용하였다. LINK10 요소는 3 차원 끈(spar) 요소로 인장하중이나 압축하중을 선택적으로 지지하는 요소이다. 해석모델에서 근육은 단지 인장하중만을 지지할 수 있는 요소를 적용하였다. 인장하중만을 지지하도록 할 때 요소에 압축하중이 작용할 때는 강성이 제거되어 압축하중을 지지할 수 없도록 구성하였으며 이 요소에서의 응력은 요소 전체에 대하여 균일한 값을 가지게 된다. LINK10 요소는 탄성계수, 요소의 단면적, 요소의 길이 및 초기 변형률로 정의된다. 해석모델에서 근육의 물성치에는 탄성계수가 40 MPa 이며 ⁴ 초기 변형률은 0 으로 설정하였다. 요소의 단면적과 요소의 길이는 고려된 근육에 따라 각각 다른 값을 설정하였다.¹²

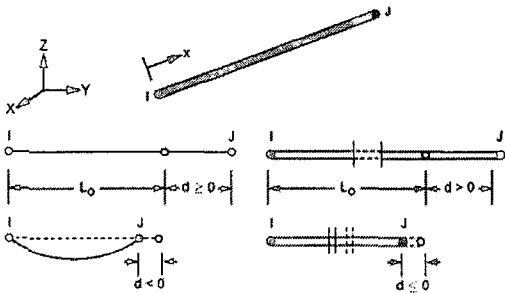


Fig. 6 Geometry of LINK10 for human skeletal muscle

검도의 머리치기 동작해석을 위한 인체 모델을 확립하기 위해서 ADAMS/LifeMOD 의 근육조직을 기본으로 충격시 인체의 거동을 지배하는 주요 수의근을 결정하고 근육의 부착위치를 결정하였다. 개발된 전체 근육모델은 122 개로 몸통골격에 28 개, 상지골격에 60 개 및 하지골격에 34 개의 근육이 선정되었다.^{13, 14} 각각의 근육은 다양한 모양과 다양한 힘살을 가지고 있어서 하나의 근육을 하나의 요소로 표현하는 것이 불가능할 뿐만 아니라 등세모근이나 넓은 등근을 하나의 요소로 표현하였을 경우에는 인체의 운동을 효과적으로 표현할 수 없다. 그러므로 해석모델의 근육에서 넓게 퍼져 분포하고 있는 근육과 힘살의 수가 많은 근육은 하나의 근육을 다수의 근육요소로 표현하였다.

2.4 해석조건

인체 근골격 검도모델은 인체와 죽도로 구성되

며 인체는 수동적인 운동기관인 뼈 및 관절과 능동적인 운동기관인 근육, 신체 대사를 조절하는 내장기관, 그리고 중추기능을 담당하는 신경기관 등으로 구성되어 있다. 인체 시스템의 거동은 뼈와 근육에 의해 주로 결정되며 내장기관과 신경기관 등은 시스템의 거동에 많은 영향을 주지 않는다. 그러므로 본 연구에서는 인체 시스템의 모델을 뼈, 관절, 근육으로 구성하였다. 그리고 인체 근골격 검도모델은 생체역학의 복잡성 때문에 단순화 하였다.

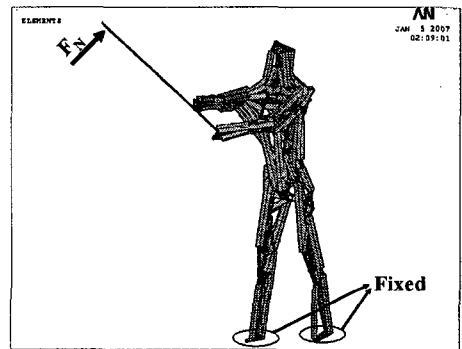


Fig. 7 Boundary condition of human muscle skeletal model with typical head hitting posture

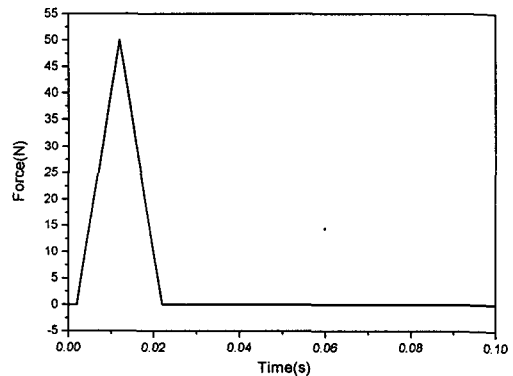


Fig. 8 Time history of applied force of human muscle skeletal model with typical head hitting posture

2.4.1 경계조건과 하중조건

인체 근골격 검도모델의 유한요소 해석에서 경계조건은 머리치기 자세에서 양발을 지면에 완전 고정하였고, 손과 죽도의 손잡이 부분은 조인트 요소를 사용하여 연결하였다. Fig. 7은 경계조건을

나타내고 있다. Fig. 8 은 유한요소 해석에 적용된 하중이력을 나타내고 있으며 속도 끝에 수직으로 작용하는 최대 충격량은 50 N 이며 시간은 0.02 s 동안 적용하였다. 충격력은 Fig. 9 와 같이 스프링 저울을 이용하여 측정하였으며 충격시간은 영상 분석을 통해서 추정하였다.

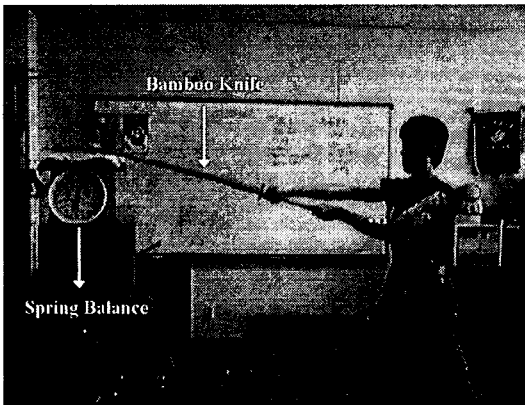


Fig. 9 Experiment for kumdo impact force

3. 검도 머리치기 동작의 근골격 응력해석

3.1 근골격 응력해석 결과

Fig. 10 은 상지부위의 골격형상과 골격의 응력과 변형률을 분석할 부위를 나타내고 있다. 상지부위 골격에는 견갑골, 상박 골격, 하박 골격 및 손골격구조 등의 총 4 개의 체절과 견갑골 관절, 어깨 관절(Fig. 10 의 ⑤), 팔꿈치 관절(Fig. 10 의 ③) 및 손목 관절 등 총 4 개의 관절로 구성되어 있다. 견갑골을 나타낸 골격에는 견갑골과 쇄골(clavicle)을 포함하며, 상박 골격에는 상완골(humerus, Fig. 10 의 ④)을 단순화하여 표현하였다. 하박 골격에는 요골(radius)과 척골(ulna)이 하나의 골격으로 표현되었으며(Fig. 10 의 ②) 손 골격에는 손목뼈(carpal bone)와 손바닥뼈(metacarpals) 및 손가락뼈(phalange bones)를 하나의 골격(Fig. 10 의 ①)으로 형성하였다. 하박 골격 중에 척골과 요골은 서로 비틀려서 손목의 회전 기능을 수행하나 해석과정에서는 손목관절의 회전운동으로 척골과 요골의 운동을 나타냈다. 또한 충격으로 인한 인체의 거동에서 인체 전신의 운동에 작은 영향을 미치는 손쪽 골격을 하나의 골격으로 단순화하여 해석을 수행하였다.

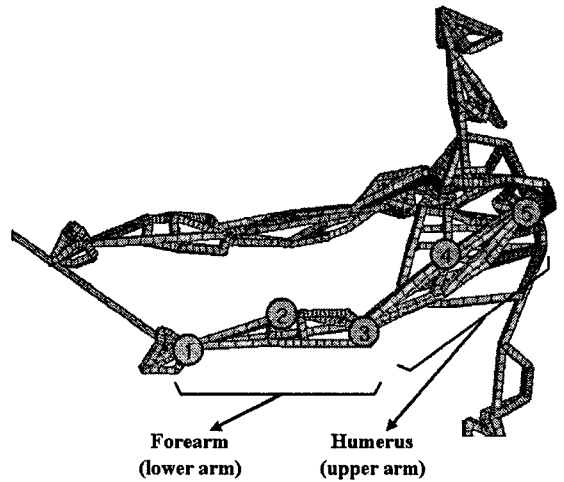
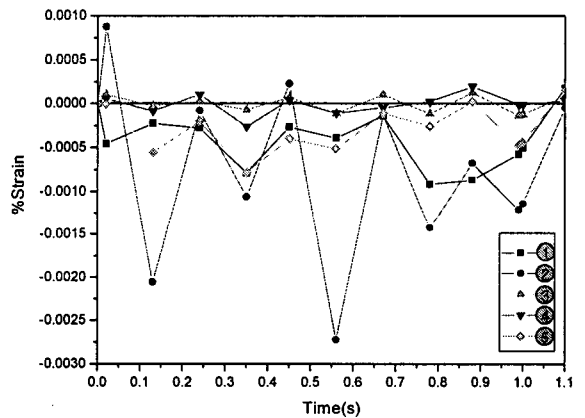
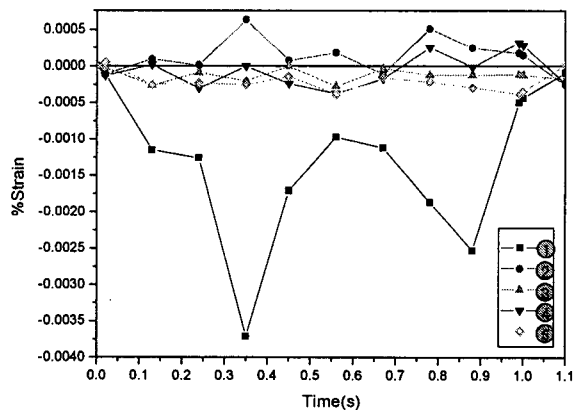


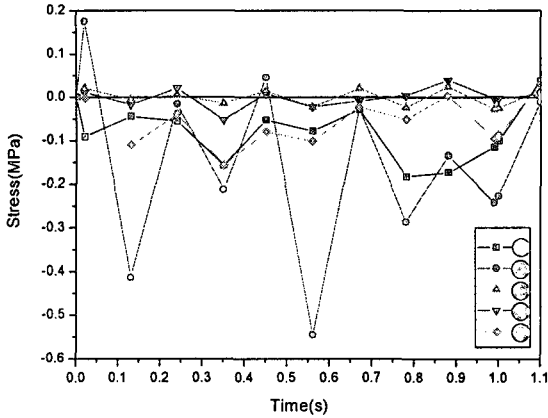
Fig. 10 FE analysis model of upper limbs skeleton



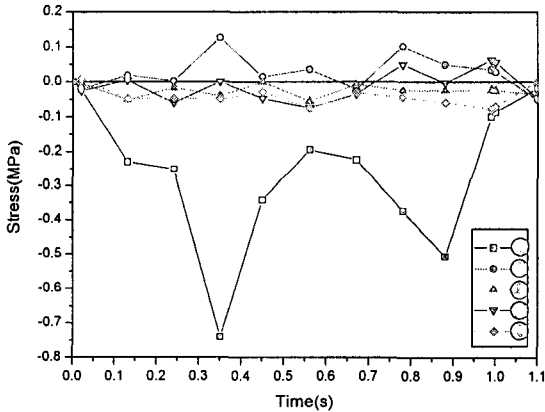
(a) Strain response of left humerus and forearm



(b) Strain response of right humerus and forearm



(c) Stress response of left humerus and forearm

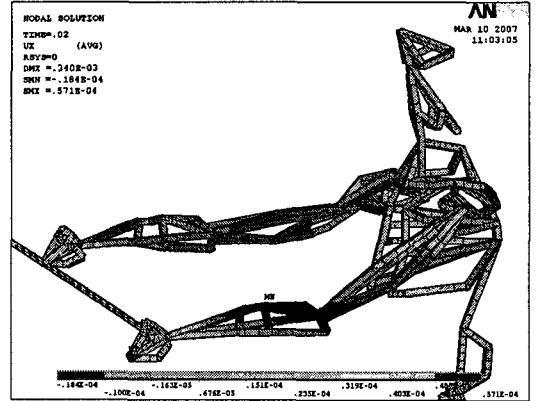


(d) Stress response of right humerus and forearm

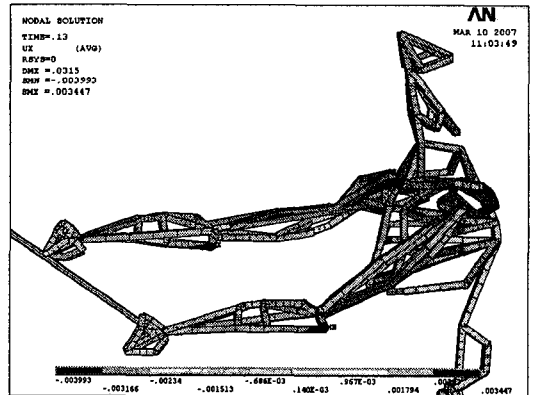
Fig. 11 Stress and strain response of arm's bone

유한요소 해석모델에서 해석시간은 1.1 s 동안 수행하였다. Fig. 11 은 Fig. 10 에서 선정한 대표적인 5 개 골격 부위의 응력과 변형률을 나타내고 있다. 왼팔 하박 부위(Fig. 11 (a)의 ②)는 충격 후 0.56 s 에서 0.55 MPa 의 최대 압축응력과 0.0027 %의 최대 변형률이 발생하였다. 오른팔 손목(Fig. 11 (b) ①)의 응력해석 결과 0.35 s 에서 0.75 MPa 의 최대 압축 응력과 0.0037 %의 최대 압축 변형률이 나타났다. 위의 해석 결과에서 보면 응력과 변형률 응답은 유사한 거동을 보이며 이는 선형 탄성학으로 가정 한 해석한 특성에 기인한다. Fig. 12 는 충격 주기중 에 시간에 따른 동적 변위응답을 나타내고 있다. Fig. 12 (a) ~ (f)는 각각 0.02, 0.13, 0.35, 0.45, 0.56, 0.88 s 에서의 동적해석 변위값을 나타낸다. 최대 변위는

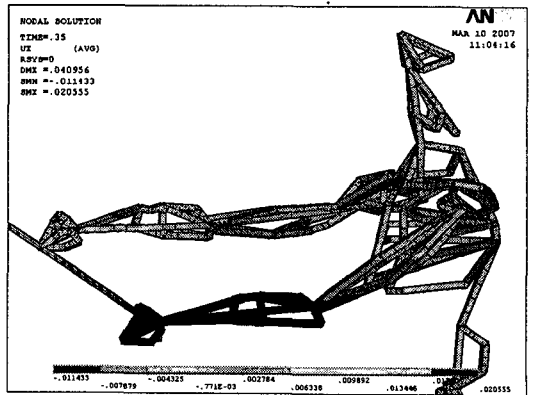
죽도의 칼끝 부분에서 0.56 s 일 때 변위 61.5 mm 가 발생되었다(Fig. 12 (e)).



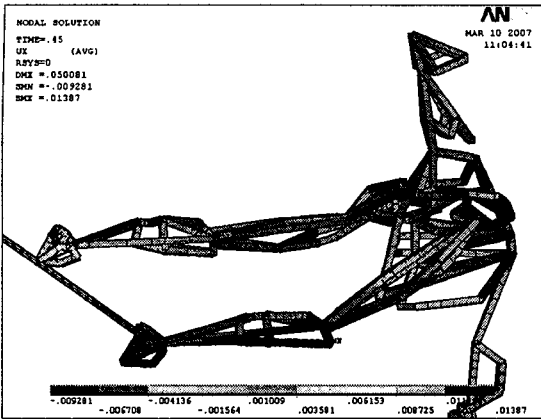
(a) Displacement distribution of skeletal model at 0.02 s



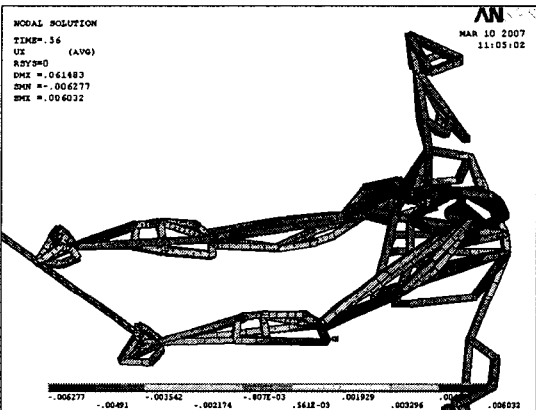
(b) Displacement distribution of skeletal model at 0.13 s



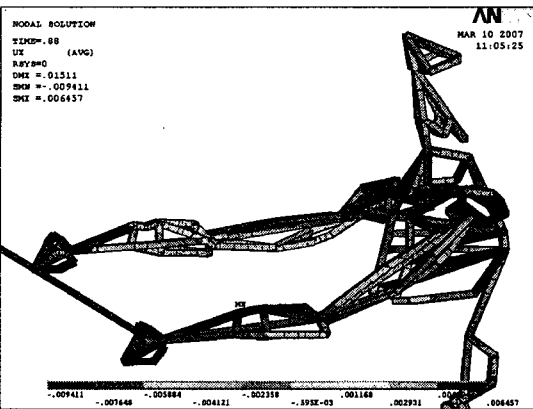
(c) Displacement distribution of skeletal model at 0.35 s



(d) Displacement distribution of skeletal model at 0.45 s



(e) Displacement distribution of skeletal model at 0.56 s



(f) Displacement distribution of skeletal model at 0.88 s

Fig. 12 Displacement distribution of skeletal model with typical time

검도의 머리치기 충격시 근육의 변형률은 변형이 많이 되는 상체의 팔근육과 등근육의 응력과 변형률을 해석하였다. Fig. 13은 0.56 s에서의 응력 분포를 나타내고 있다. 최대응력은 12.4 MPa로 죽도와 손잡이 부분에서 나타났다. Fig. 14는 검도모델에서 응력과 변형률을 분석할 근육의 부위를 나타내고 있다. 팔 근육에서는 삼각근 (deltoid), 상완두갈래근 (biceps brachii), 상완세갈래근 (triceps brachii), 긴요골쪽 손목편근 (extensor carpi radialis longus)을 분석하였고, 등 근육에서는 등세모근 (trapezius), 넓은등근 (latissimus dorsi)을 분석하였다. 0.56 s에서 최대의 응력이 발생하므로 그래프에 지시선을 표시하여 각각의 오른쪽과 왼쪽의 근육을 비교하였다.

Fig. 15 (a)와 (b)는 각각 왼팔 오른팔의 삼각근, 상완두갈래근, 상완세갈래근, 긴요골쪽 손목편근의 %변형률을 나타낸다. Fig. 15 (c)는 오른쪽, 왼쪽 등의 등세모근 (trapezius), 넓은등근 (latissimus dorsi)을 분석하였다. 머리치기 충격 후 1.1 s의 시간이 흐른 후에 초기 머리치기 동작의 자세로 복귀하였다. 삼각근, 상완두갈래근, 상완세갈래근은 전체적으로 음의 값이 나왔고, 긴요골쪽 손목편근은 음의 값과 양의 값이 주기적으로 번갈아 가면서 세 번의 수축과 이완을 나타냈다. 왼쪽 팔의 삼각근, 상완두갈래근, 상완세갈래근은 0.35 s와 0.9 s에서 각각 최대 압축 변형률이 발생했다. 반면에 긴요골쪽 손목편근은 0.13 s와 0.89 s에서 각각 최대 인장 변형률이 나타났고, 0.25 s와 1.0 s에서 각각 최대 압축 변형률이 나타났다. 오른팔의 삼각근, 상완두갈래근, 상완세갈래근은 0.35 ~ 0.45 s와 0.8 ~ 0.9 s에서 각각 최대 압축 변형률이 나타났다. 반면에 긴요골쪽 손목편근은 0.35 s에서 최대 인장 변형률이 나타났고, 0.25 s, 0.56 s와 1.0 s에서 각각 최대 압축 변형률이 나타났다. 등 근육의 변형률도 전체적으로 수축을 하는 형태로 음의 값이 나왔고, 1.1 s의 시간이 지나면서 초기 상태로 복귀하는 모습을 볼 수 있다.

Fig. 16 (a)는 0.56 s에서의 변형량을 나타내고 있고, Fig. 16 (b)는 0.56 s에서 변위의 분포를 나타내고 있다. 머리치기 충격 후 0.56 s 후의 죽도 끝 지점의 최대 변위는 Fig. 17 (a)와 같이 61.5 mm이다.

검도 머리치기 모델의 충격 특성에 의한 인체의 변위를 분석하기 위하여 죽도의 칼 끝부분과

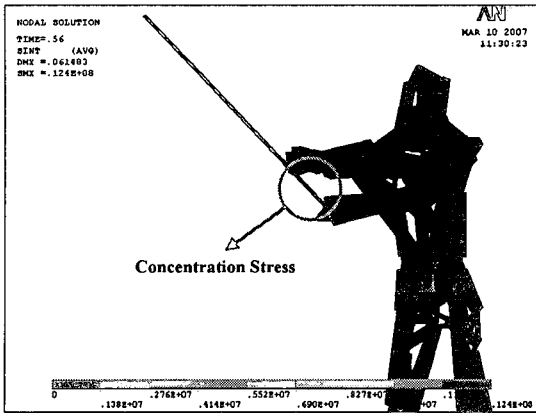
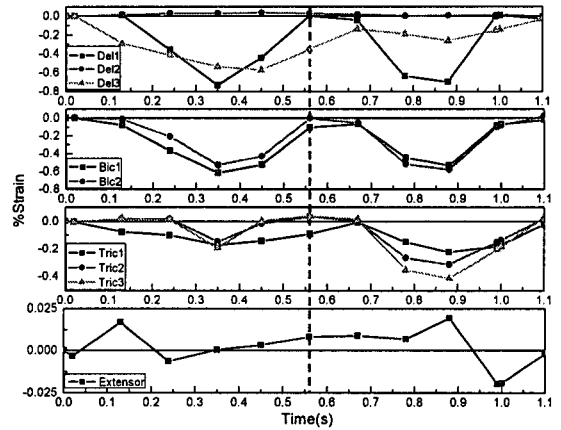


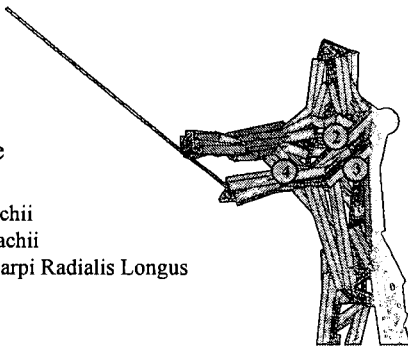
Fig. 13 Analytical stress distribution at 0.56 sec



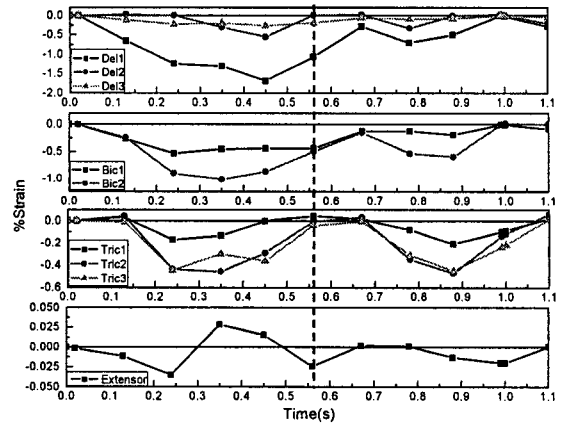
(a) Strain response of left arm's muscle

□ Arm Muscle

- ① Deltoid
- ② Biceps Brachii
- ③ Triceps Brachii
- ④ Extensor Carpi Radialis Longus



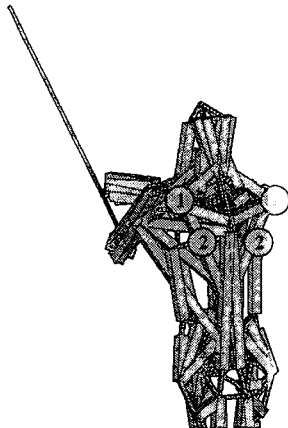
(a) Arm muscle model



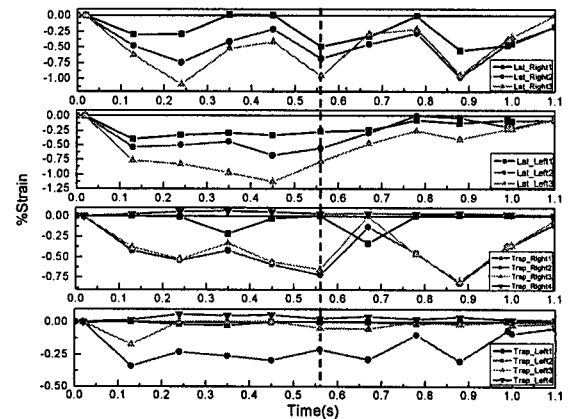
(b) Strain response of right arm's muscle

□ Back Muscle

- ① Trapezius
- ② Latissimus dorsi



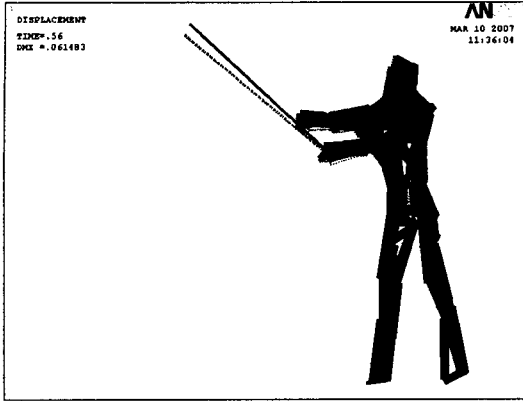
(b) Back muscle model



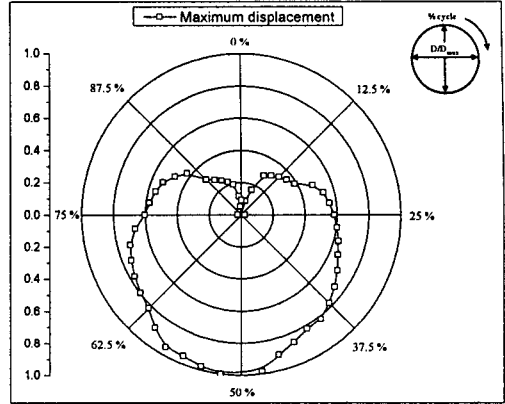
(c) Strain response of right and left back's muscle

Fig. 14 Human muscle model

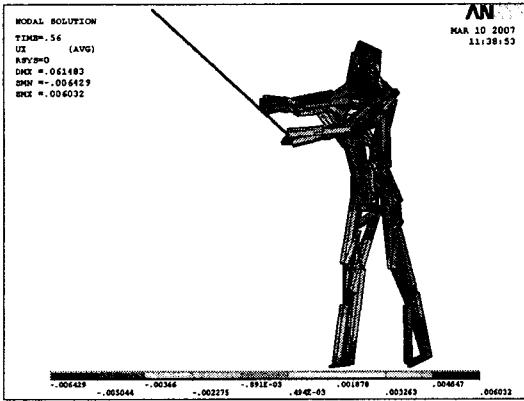
Fig. 15 Analytical strain response of kumdo head hitting posture



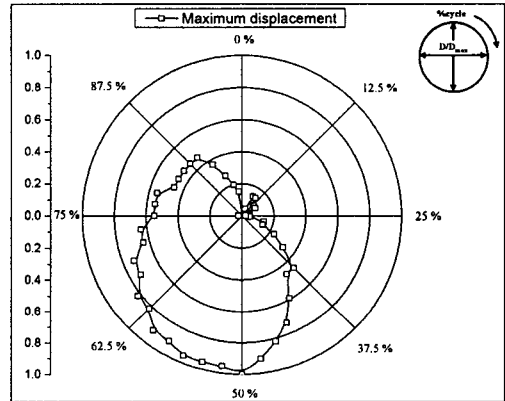
(a) Deformed shape



(b) Normalized displacement of the right wrist



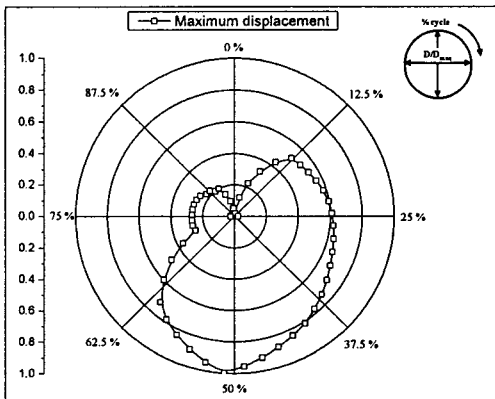
(b) Displacement distribution



(c) Normalized displacement of the right shoulder

Fig. 16 Analytical deformed shape and displacement of at 0.59 sec

Fig. 17 Normalized displacement of the three positions in anterior-posterior direction under kumdo head hitting motion (polar coordinates)



(a) Normalized displacement of the end of a bamboo knife

오른쪽 손목, 오른쪽 어깨의 변위를 각각의 변위의 최대값으로 나누어 정규화를 실시하였다. 정규화 결과를 Fig. 17 에 나타냈으며 원점 좌표계의 반경방향은 변위의 정도를 나타내고 원주방향은 머리치기 충격 후 1.1 s 까지를 1 주기의 백분율로 나타내었다. Fig. 17 (a), (b), (c)는 각각 정규화된 속도의 칼끝, 오른쪽 손목, 오른쪽 어깨의 변위 궤적선도이다. 해석결과 인체의 동적변위는 전체주기에 서 충격 후 52 % 까지 충격으로 인하여 몸이 뒤로 밀리는 현상을 보였으며 52 % 부근에서 최대 변위를 나타내었고 52 % 이후부터 초기의 머리치기 자세로 복원하는 거동을 보였다.

4. 결론

본 연구에서는 유한요소 해석모델의 개발을 통해 근골격 검토 모델의 머리치기 동작에 대한 충격특성 연구 및 골격과 근육의 응력, 변형률을 분석하였다. 검토 머리치기 동작의 근골격 응력해석은 유한요소 인체모델을 기본으로 하였다. 해석결과 인체의 변위는 머리치기 충격 후의 1.1 s 가 지난 다음 초기의 자세로 복원하는 거동을 보였다. 죽도의 칼 끝부분과 오른쪽 손목, 오른쪽 어깨의 동적 변위는 전체주기에서 충격 후 52 % 까지 충격으로 인하여 몸이 뒤로 밀리는 현상을 보였으며 52 % 부근에서 최대 변위를 나타내었고, 52 % 이후부터 초기의 머리치기 자세로 복원되었다. 최대 응력집중은 죽도와 손잡이 부분에서 12.4 MPa 이 발생하였다. 머리치기 동작 후 삼각근, 상완두갈래근, 상완세갈래근 그리고 등근육의 등세모근, 넓은등근은 전체적으로 음의 변형률을 나타냈고, 긴요골쪽 손목편근은 음의 값과 양의 값이 주기적으로 번갈아 가면서 세 번의 수축과 이완을 나타냈다.

본 논문에서 연구한 인체 근골격 모델을 이용한 인체거동에 대한 해석적 방법은 검토와 같은 스포츠 및 정적 자세의 충격이나 하중을 받는 경우의 인체 구조해석에 적용 할 수 있다.

참고문헌

- Lee, Y. S., Choi, Y. J., Han, K. H., Chae, J. W., Choi, E. J. and Kim, I. W., "A Study on the Human Impulse Characteristics with Standing Shooting Posture," *Key Engineering Materials*, Vols. 297-300, pp. 2314-2319, 2005.
- Park, J. R., "The Analysis of Electromyography and Kinematic of Kumdo Player's Head Hitting," *Korean Journal of Sport Biomechanics*, Vol. 15, No. 1, pp. 63-74, 2005.
- Lee, Y. S., Lee, K. D. and Lim, H. K., "The Safety Assessment of Wheelchair Occupants in Road Passenger Vehicles with the Frontal Crash: a Computer Simulation," *Transactions of the Korean Society of Mechanical Engineers A*, Vol. 29, No. 11, pp. 1518-1526, 2005.
- Lee, S. H., Lee, Y. S., Choi, Y. J., Choi, E. J. and Chae, J. W., "Firing Experiments and Structural Analysis of Human Body," *Transactions of the Korean Society of Mechanical Engineers A*, Vol. 31, No. 7, pp. 764-776, 2007.
- KATS, "The 5th Korean Anthropometrical Inquiry Data-Statistics of Anthropometrical Immediateness Measurement," KATS, Registered Number: 11-1410119-000018-13, 2005.
- Choi, Y. J., Lee, Y. S., Lee, S. H., Chae, J. W., Choi, E. J. and Hong, S. K., "Impact Path Analysis of Human Body with Three Typical Shooting Postures," *Key Engineering Materials*, Vols. 326-328, pp. 899-902, 2006.
- Lee, S. H., Lee, Y. S., Choi, Y. J., Choi, E. J. and Chae, J. W., "Firing Experiments and Structural Analysis of Human Body," *Transactions of Korean Society of Mechanical Engineers A*, Vol. 31. No. 7, pp. 764-776, 2007.
- Stephen, C. C., "Bone Mechanics Handbook," CRC Press, 2001.
- Alan, L., Kirth, S., Mark, C. and Andrew, G., "Finite Element Modeling of the Impact Loading on Tissue Simulations," *ABAQUS User's Conference*, pp. 409-420, 2004.
- Tropiano, P., Thollon, L., Amoux, P. and Huang, J., "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.
- Meyer, F., Willinger, R. and Legall, F., "The Importance of Modal Validation for Biomechanical Models, Demonstrated by Application to the Cervical Spine," *Finite Elements in Analysis and Design*, Vol. 40, pp. 1835-1855, 2004.
- Cho, H. S., Bae, T. S., Kang, S. J., Lee, J. Y. and Moon, M. S., "Bio-mechanical Study on Human Muscle Parameters," *J. KSPE*, Vol. 22, No. 11, pp. 16-23, 2005.
- Lee, Y. S., Lim, H. K., Kim, C. J., Lee, N. S. and Park, S. J., "Biodynamic Characteristics of Korean Male in Twenties-Mass, Center of Mass and Moment of Inertia Characteristics of Body Segments," *Transactions of Korean Society of Mechanical Engineers*, Vol. 18. No. 8, pp. 1952-1966, 1994.
- Lee, S. H., Lee, Y. S., Choi, Y. J., Chae, J. W., Choi, E. J. and Hong, S. K., "Structural Analysis of Human Body Impact," *Proceedings of the KSME 05 Fall Annual Meeting*, pp. 2501-2506, 2005.