

◆특집◆ 인체 운동 분석

긴장한 운전자의 근육활동

이인혁*, 문무성**, 최형연***

Muscular activation of bracing driver

Inhyeok Lee*, Mu Seong Mun ** and Hyung Yun Choi ***

Key Words: Bracing driver (긴장한 운전자), Muscular activation (근육활성), Voluntary isometric muscular contraction (수의 등척 근수축), Musculo-skeletal model (근골격 모델)

1. 서론

충돌 직전 상황에서 사고를 인지하여 긴장하는 운전자는 팔꿈치와 무릎 관절을 신전하고 따라서 골반을 시트 쪽으로 밀면서 몸통을 후방으로 기울이는 경향이 있다. 관절 근육의 반사적인 수축으로 유발된 운전자의 버팀은 충돌과정에서 운전자의 kinematics 와 kinetics 를 변화시킨다. 이러한 변화가 상해 위험도에 미치는 영향은 다음과 같이 보고되고 있다: Begeman 등¹은 충돌가속도를 받는 인체 근골격계의 반응을 연구하였다. 충돌가속도를 받기 전후, 그리고 그 과정에서의 근육 반응을 규명기 위하여 지원자와 근전도 기술을 이용하였다. 연구 결과로부터 하지 근육에서 생성된 힘이 승객의 거동 및 보호장구에 걸리는 하중분산 형태를 변화시킴을 알 수 있었다. 반면 하지의 버팀에만 초점을 두고 있었으며 근육 활성화 정도를 정량화하지는 못하였다. Klopp 등² 역시 반사적인 긴장 효과에 대한 연구 즉 일련의 컴퓨터 시뮬레이션, 그리고 하이브리드 III 더미와 사체를 이용한 진자 및 썰매 실험을 수행하였다. 그 결과 근수축의 사전부하가 다리로 전달되는 하중전달의 효율

을 높이고 또한 승객이 충돌펄스를 견디어 내는 과정에서 추가적인 보호장구의 역할을 함으로써 도움을 준다고 보고 하고 있다. Gordon 등³은 지원자를 이용하여 시트 및 페달 하중을 측정하고 그를 기반으로 각 관절의 하중과 토크 등을 계산함으로써 인체의 둔부, 무릎, 그리고 발목 등의 정적 및 동적 특성을 구하였다.

본 연구에서는 지원자 실험을 통하여 긴장하고 있는 운전자의 골격근 활성화 정도를 동력계(dynamometer), 썰매 장치(sled system), 그리고 근전도(EMG) 장치를 사용하여 정량화 하였다.

실험적 연구에 이어서 인체 근골격 구조의 유한요소 모델링 및 이를 이용한 근육 활성화에 대한 수치적 분석이 수행되었다. 인간공학적 기준에 기초한 최적화 기법이 관절을 둘러싼 내부 근력분산을 산출하기 위하여 채택되었다. 해석 모델의 근육 긴장 거동은 실험결과와 비교하여 검증하였다.

2. 실험적 연구

2.1 지원자 선발 과정

체형과 더불어 신체균형(lean balance, 체중 대비 근육량) 그리고 팔꿈치와 무릎 관절의 등척 수의 최대 토크 값 등이 지원자 선발 과정에서 추가적인 지표로 사용되었다. 두 단계로 나뉘진 선발 과정 중 제 1 단계에서는 BMI (Body Mass Index, kg/m²)를 기준으로 128 명의 지원자 중 20 명이 선

* 한국 ESI
** 재활공학연구소
*** 홍익대학교 기계시스템디자인공학과
Tel. 02-320-1699, Fax. 02-722-2003
Email: hychoi@hongik.ac.kr
생체역학 및 자동차 충돌안전도에 관심을 두고 연구활동을 하고 있다.

발 되었다. BMI 선발 기준은 $22 \pm 1 \text{ kg/m}^2$ (신장: $1.75 \pm 0.01 \text{ m}$, 체중: $67 \pm 1 \text{ kg}$)이었다. 제 2 단계에서는 20 명의 팔꿈치 및 무릎 관절의 등척 수의 최대 토크 값을 측정하였으며 그 중 평균치에 가까운 반응을 보인 8 명의 지원자만을 최종 실험 대상으로 선발하였다. 결과적으로 최종 선발된 8 명의 지원자 간 등척 수의 최대 토크 편차는 제 1 단계에서 선발되었던 20 명의 편차로부터 팔꿈치 및 무릎 관절 기준 각각 41% 와 26% 가 줄어들었다. 최종 선발된 8 명의 지원자 체형 데이터 및 체성분은 Table 1 에 실려 있다.

Table 1 Volunteer data

	Age	Height (m)	Weight (kg)	BMI (kg/m^2)	RA lean balance (%) [*]	RL lean balance (%) ^{**}
Mean	24.2	1.746	67.31	22.09	4.62	13.28
S.D.	1.69	0.84	1.55	0.61	0.31	0.58

^{*}: Ratio of right arm muscle mass to total body mass (%)

^{**}: Ratio of right leg muscle mass to total body mass (%)

2.2 동력계를 이용한 등척 최대 관절 토크 및 수의 근 수축량 측정

선택한 근육의 최대 수의 수축 (MVC, Maximum Voluntary Contraction) 정도를 측정하기 위하여 각 지원자에게 동력계 (dynamometer, model: Biodex™ System 3 Pro)에서 최대한의 등척 관절 토크를 생성토록 요구하였으며 그와 동시에 굴곡과 신전운동을 하는 한 쌍의 근육에 대한 근전도(EMG) 활성화 정도를 표면전극을 사용하여 측정하였다. 근전도 측정을 수행한 각 관절 별 근육들은 Table 2 에서 보여 주고 있다.

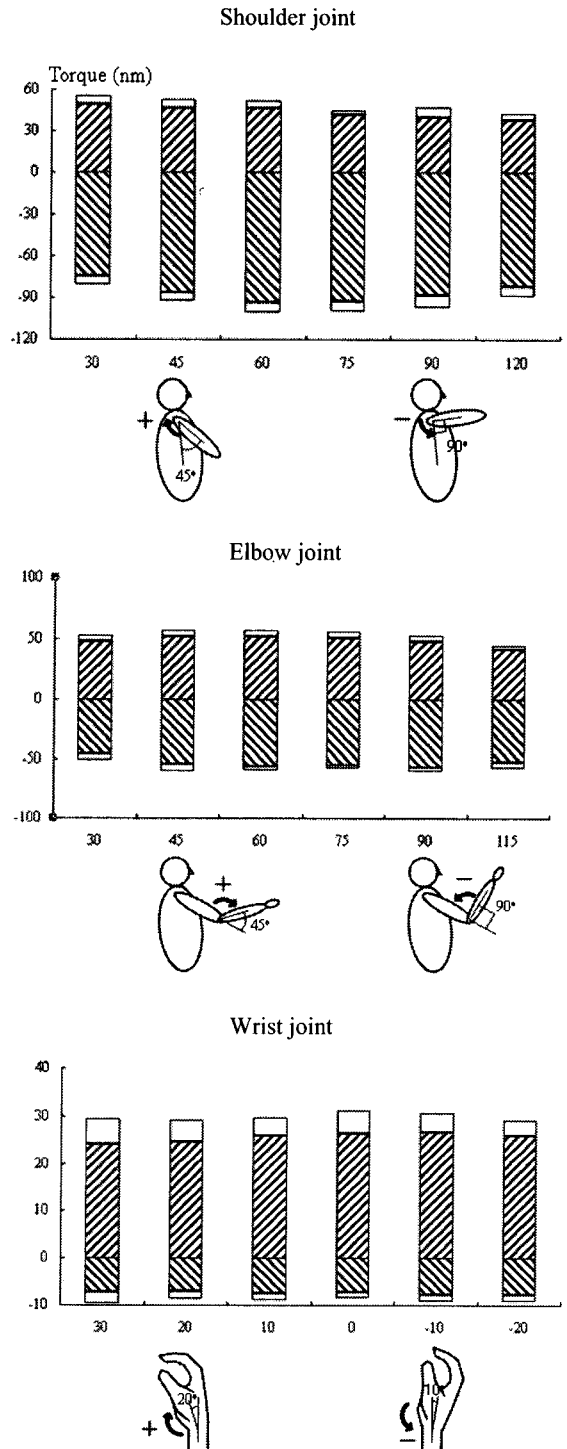
Table 2 Joint muscles for EMG activity monitoring in dynamometer test

Musc. Joint	Extensor	Flexor
Shoulder	Posterior deltoid	Anterior deltoid
Elbow	Medial triceps	Biceps brachii
Wrist	Extensor capri radialis	Flexor capri radialis
Knee	Rectus femoris	Biceps femoris
Ankle	Soleus [*]	Tibialis anterior ^{**}

^{*}: plantaflexor, ^{**}: dorsiflexor

동력계를 이용하여 상지 및 하지의 다섯 관절에서 최대 등척 근 수축 동안 여러 관절 각도 별로 측정된 관절 토크는 Fig. 1 에서 보여 주고 있

다.



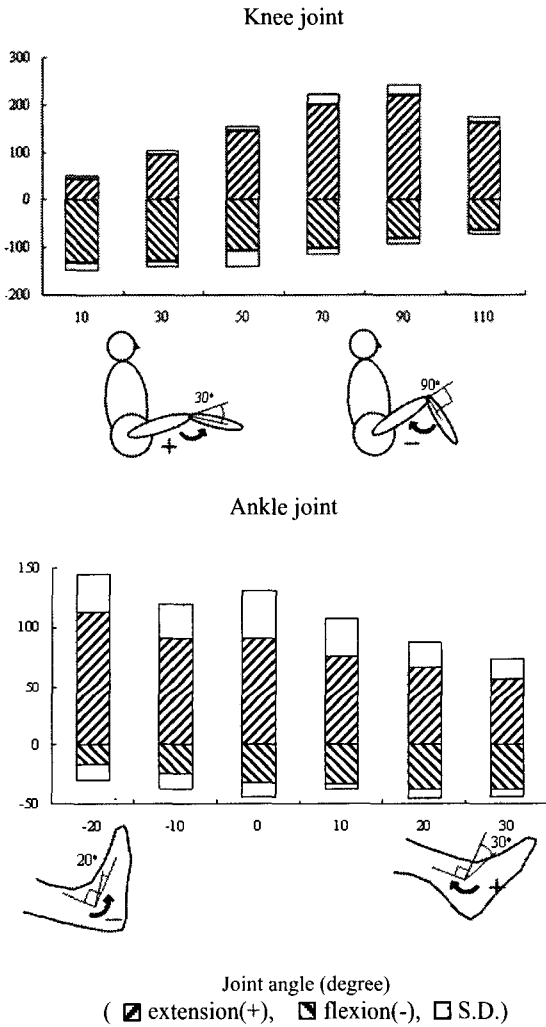


Fig. 1 Maximal isometric voluntary joint torques from dynamometer test

동력계 실험 과정 동안 Table 2 에 기재된 관절 근육의 근전도 활성화 정도가 추적되었다. 팔꿈치 관절에서 측정된 토크 및 근전도 신호의 전형적인 미처리 데이터 (raw data)를 Fig. 2 에서 보여 주고 있다. 측정된 근전도 신호는 필터링 (low pass filter: 250 Hz, high pass filter: 25Hz), 정류 (rectifying), 그리고 smoothing (LP filtering) 등의 신호 처리 과정을 거쳐 MR 근전도 (Mean Rectified EMG) 신호로 변환되었다. MR 신호로부터 근전도 신호의 강도를 표현하며 또한 최대 수의 수축 시 근육 활성화의 지표가 되는 RMS (Root Mean Square) 값이 계산 되

었다. 유사한 신체균형에도 불구하고 지원자 간에는 상당한 크기의 RMS 값 편차가 있었으며 이는 피하지방 양의 차이와 활성근섬유와 근전도 전극의 사이의 상대 위치가 일정치 않았기 때문이다.

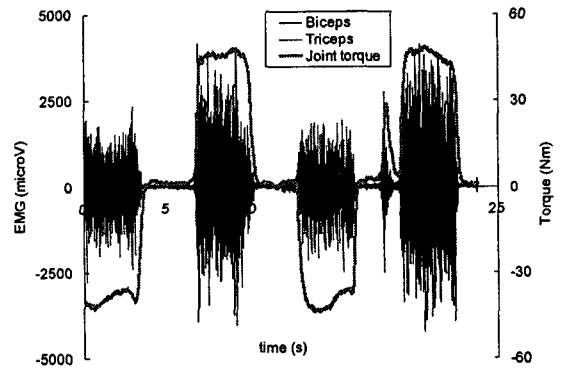


Fig. 2 Typical raw EMG signals and joint torque from dynamometer test (Elbow joint at 75° angle)

2.3 썰매 장치에서 긴장한 근육의 활성화 정도 측정

썰매장치에 탑승한 지원자의 형상은 Fig. 3 과 같다. 1.0 미터 및 0.9 미터의 두 가지 썰매 높이가 각 두 차례에 걸쳐 시도되었으며 근전도 및 하중치는 각각의 반복 실험에서 매우 유사하게 측정되었다.



(a) Initial joint angles in sled test



(b) Volunteer in descending slope
 (Left: before bracing, Right: after bracing)

Fig. 3 Configuration of volunteer in sled test

팔꿈치 및 발목 관절의 근육들에 대한 MR 근전도 신호와 함께 운전대와 페달에서의 대표적인 반력 개요(profile)가 Fig. 4 에서 보여 지고 있다. 일반적으로 운전대 및 페달 반력은 근전도 신호가 활성화 되고 나서 0.3 초 에서 0.5 초 정도 경과 후 전개되기 시작하며 이는 기존의 지원자 실험 결과¹와도 일치하고 있다.

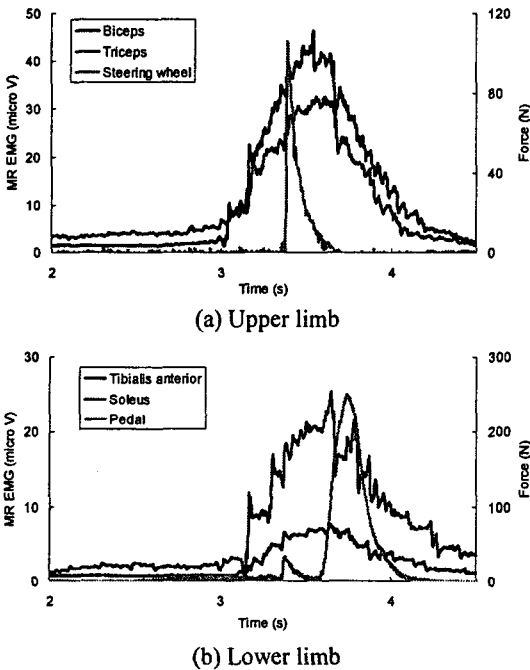


Fig. 4 Reaction force profiles with muscle activities (MR EMG)

썰매 실험에서의 지원자 긴장 형태는 전절에서 언급된 동력계에서의 최대 수의 수축 량과 대비하여 관절 근의 활성화 비율을 산출함으로써 정량화 하였다. 썰매실험과 동력계실험 사이의 MR 근전도 RMS 비율 즉 %MVC 는 Fig. 5 에서 각 관절근육 별로 보여 주고 있다.

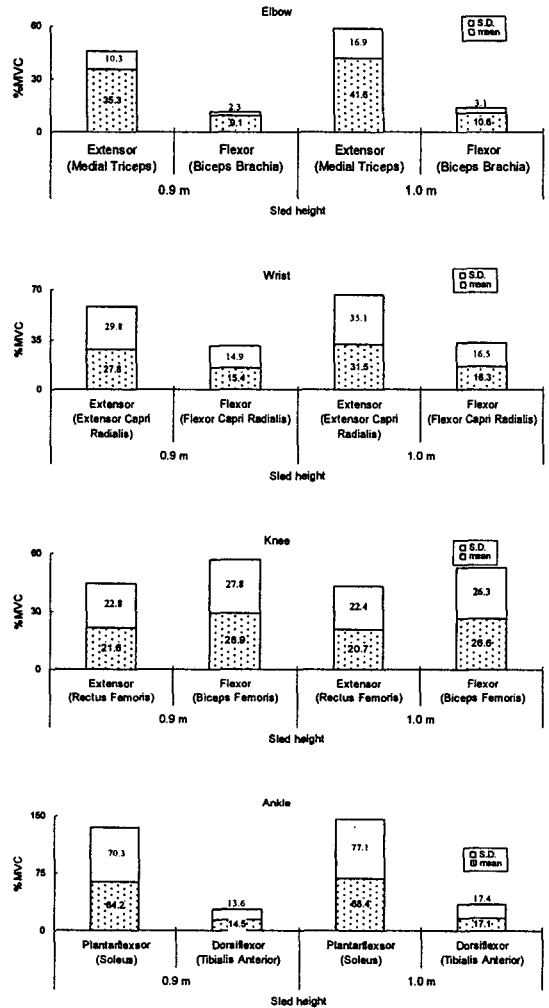
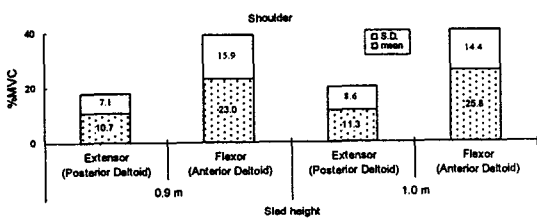


Fig. 5 % MVC of joint muscles from sled test

무릎 관절을 제외하면 1.0 미터 높이의 썰매 실험에서 0.9 미터 높이의 실험에서 보다 굴곡 및 신전 모두에서 5%에서 20%정도 높은 근육 활성도를 확인하였다. 반면 두 높이 모두에서 굴곡 및 신전 사이에서 유사한 비율의 근육 활성화 정도가 보였다. 팔꿈치, 팔목 그리고 발목 관절에선 굴곡 근에 비하여 현저히 높은 신전 근의 활성화도가 생성되었던 반면 어깨와 무릎 관절에서는 상반된 결과가 발견되었다. 동력계 실험과 비교하여 썰매 실험에서는 지원자간의 높은 표준편차가 있었으며 이는 지원자간의 긴장 방식에 커다란 차이가 있었기 때문에 사료된다.

운전대와 페달에서 측정된 축 방향 반력은 Fig. 6 에서 보여 주고 있으며 높은 썰매 높이에서 더 큰 반력이 생성되었다.

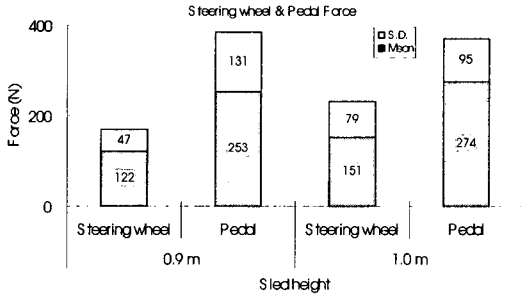
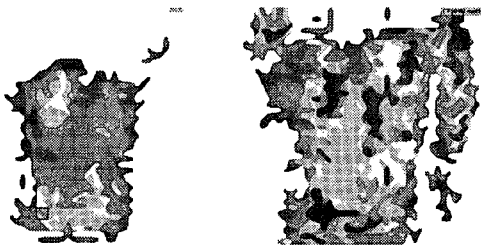


Fig. 6 Reaction forces at steering wheel and pedal

긴장 시 팔꿈치 관절의 신전 및 그리 인한 상체의 후방 회전이 Fig. 7 에서와 같은 시트 등받이와의 접촉압력을 유발케 된다. 지원자의 긴장으로 인하여 발생된 접촉 압력의 면 적분 값인 시트 등받이 순 수직 반력 (net normal reaction force)은 Fig. 8 에서 볼 수 있다.



Before bracing After bracing

Fig. 7 Measured contact pressure distributions between volunteer and seat back

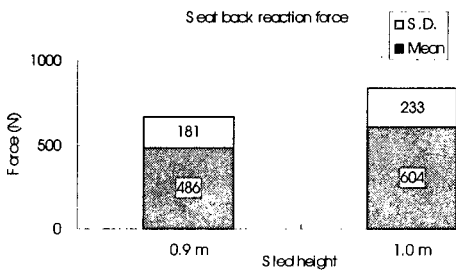


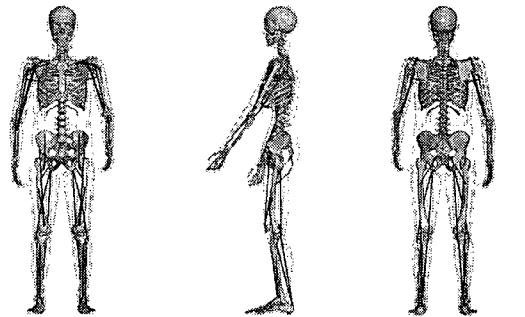
Fig. 8 Reaction force at seat back

3. 수치해석적 연구

지원자를 이용한 실험적 연구에 이어 근육 활성화에 대한 수치해석적 연구가 다음과 같이 수행되었다.

3.1 인체 모델링

Fig. 9 에서 보여 주고 있는 유한요소 인체 모델, H-model 은 50%의 남성 체형을 띠고 있으며 충돌해석용 승객 및 보행자 모델로서 광범위하게 사용되고 있다.⁵ 근육 긴장 시뮬레이션을 목표로 한 버전의 H-model 에서는 인체 각 분절이 강체로 모델링 되었으며 해부학적 관절 요소 및 bar 요소 표현된 골격근 요소들로 체결되었다.⁵ 모델에 포함되어 있는 16 개의 주요 골격근은 Hill 타입 일차원 바 요소로 모델링 되었으며 Table 3 에 열거되어 있다.

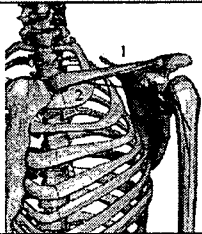
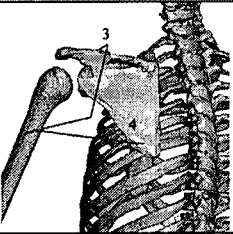
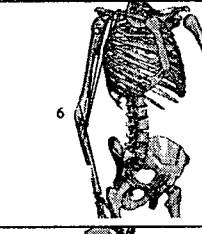
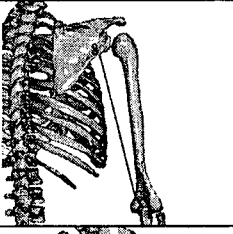
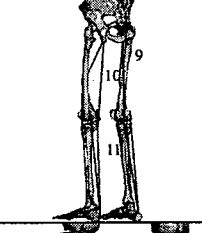
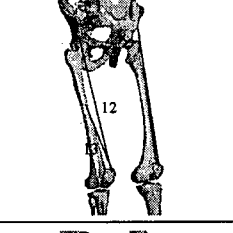
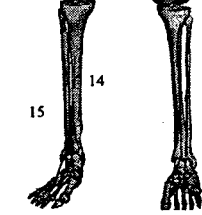
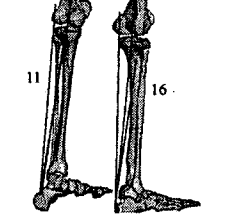


Anterior view Lateral view Posterior view
Fig. 9 H-model with skeleton and muscles

Kinematic joint 요소로 모델링된 가요성 관절(articulated joint)의 특성은 운동범위 (range of motion)에서 아무런 모멘트 저항이 발생치 않으며 근력만이 유일한 관절 토크의 근원이 되도록 설계되었다. 각 근육의 평균적인 능동적 등척 힘-길이 관계를 구하기 위하여 동력계 실험에서 구한 최대 등척 수의 관절 토크 자료를 바탕으로 여러 관절 각도에 따른 다양한 근육 길이에서의 최대 하중 (F_{max})을 계산하였다. 동일한 관절 자유도 (degree of freedom)에 두 개 이상의 근육이 포함된 경우, 즉 팔꿈치 관절의 굴곡 거동 근이 biceps brachii, brachialis, 그리고 brachioradialis 와 같이,

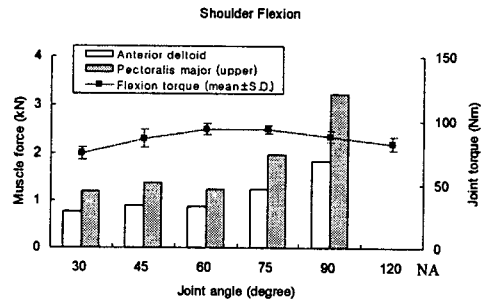
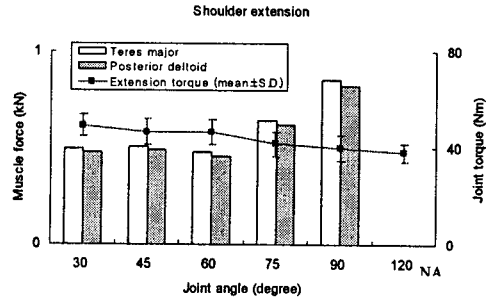
근력들의 분포가 최적화 알고리즘을 통하여 구해지게 된다. 최적화 해석에서는 각 근육의 하중이 설계변수가 되며 능동 근육 에너지의 최소화가 목적함수 그리고 정적 평형상태가 구속조건으로 구성된다. HyperOpt⁷에서 제공하는 sequential response surface method가 최적화 해석에 사용되었으며 Fig. 10에서 어깨, 팔꿈치, 무릎, 그리고 발목관절에서 계산된 최대 수의 근력들을 보여 주고 있다.

Table 3 Skeletal muscles in H-model for the simulation of bracing

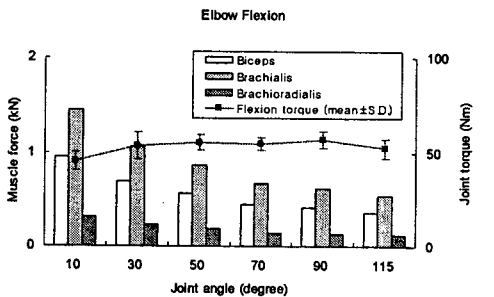
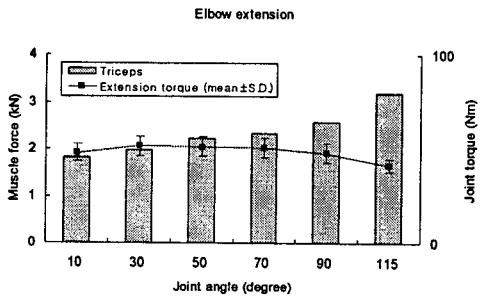
	Flexors	Extensors
Shoulder		
Elbow		
Knee		
Ankle		

- 1. Anterior deltoid
- 2. Pectoralis major (upper part)
- 3. Posterior deltoid
- 4. Teres major
- 5. Biceps
- 6. Brachialis
- 7. Brachioradialis
- 8. Triceps

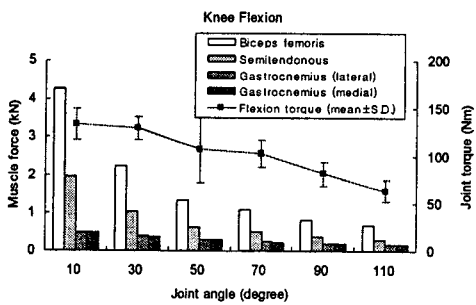
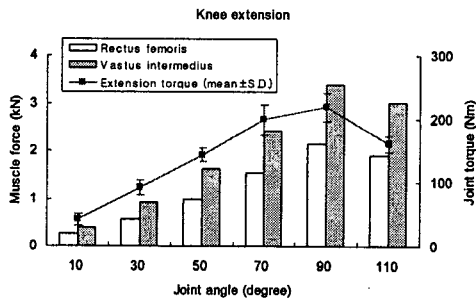
- 9. Biceps femoris
- 10. Semitendinous
- 11. Gastrocnemius (lateral & medial)
- 12. Rectus femoris
- 13. Vastus intermedius
- 14. Tibialis anterior
- 15. Extensor digitorum
- 16. Soleus



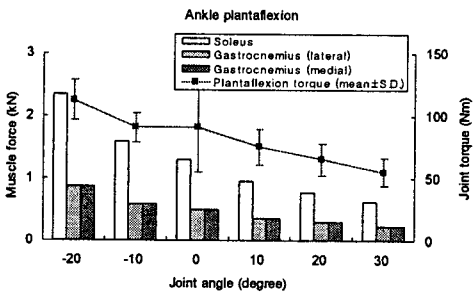
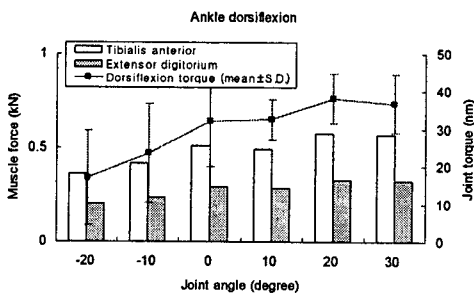
(a) Shoulder joint



(b) Elbow joint



(c) Knee joint



(d) Ankle joint

Fig. 10 Computed isometric maximum muscles forces (F_{max}) (wrist joint was not performed)

3.2 긴장한 운전자 시뮬레이션

시트, 바닥 판, 그리고 운전대 등의 썰매 장치가 운전자세의 H-model 에 Fig. 11 과 같이 추가되었다. 시트와 H-model 사이에는 sliding contact interface 가 정의되었으며 손과 발의 자유도는 각각 운전대와 페달에 연결되어 근육의 긴장으로부터 생성되는 하중이 전달되도록 하였다.

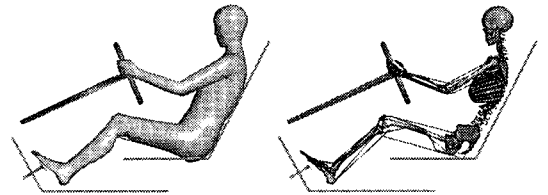


Fig. 11 Configuration of H-model for the simulation

시뮬레이션에서는 Table 4 에 열거된 각 관절 근육의 평균 % MVC 값, 즉 썰매와 동력계 실험 사이의 근전도 신호에 대한 RMS 비율을 근육 긴장의 활성화 수준으로 적용하였다. 운전대와 페달에서의 반력은 부과된 긴장 근육의 하중이 생성하는 각 관절 토크와 정적으로 평형을 이루도록 산정되었다. 시뮬레이션 결과는 Fig. 12 에서 보여 주는 것처럼 실험 결과와 매우 잘 일치 하고 있다.

Table 4 Average volunteer's muscle activation levels used for bracing simulation

Sled height	0.9 m			1.0 m		
	Ext.	Flx.	Ratio*	Ext.	Flx.	Ratio*
Shoulder	10.7	23.0	0.46	11.3	25.8	0.44
Elbow	35.3	9.1	3.88	41.6	10.6	3.93
Wrist**	15.4	27.8	0.55	16.3	31.5	0.52
Knee	21.6	28.9	0.75	20.7	26.6	0.78
Ankle	64.2	14.5	4.43	68.4	17.1	3.99

*: Ratio=Extensor/ Flexor, ** Wrist joint was not included in the model

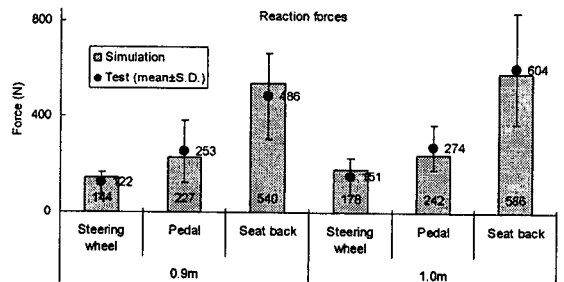


Fig. 12 Comparison of reaction forces between volunteer test and simulation

근육이 긴장되면서 변화된 운전 자세의 시뮬레이션 모양은 Fig. 13 과 같다. 해석 결과 긴장한 자세에서 현저한 팔의 퍼짐과 운전석 등받이로의 탄성 침투가 보이고 있다.

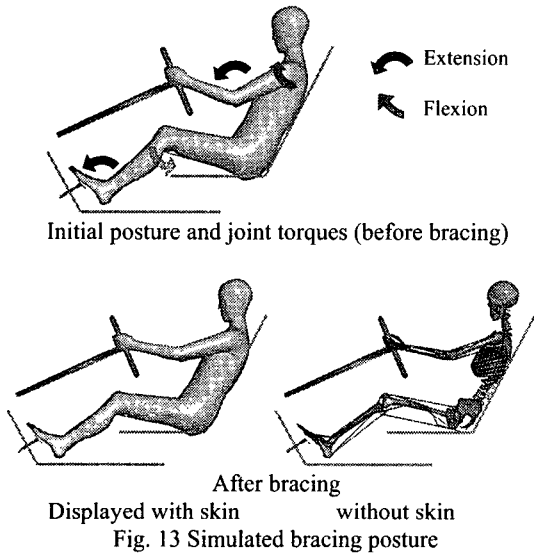


Fig. 13 Simulated bracing posture

계산된 긴장 과정에서의 최대 근력은 해당 관절 각도에서의 등척 최대 수의 근력에 활성화 수준을 곱하여 얻어지게 되며 이는 Fig. 14 에서 보여 주고 있다. 각 근육의 긴장으로 인하여 생성되는 순 관절 토크는 해당 근육에 대한 관절 중심점까지의 유효 모멘트 팔 길이 (arm length) 와도 연관이 있다.

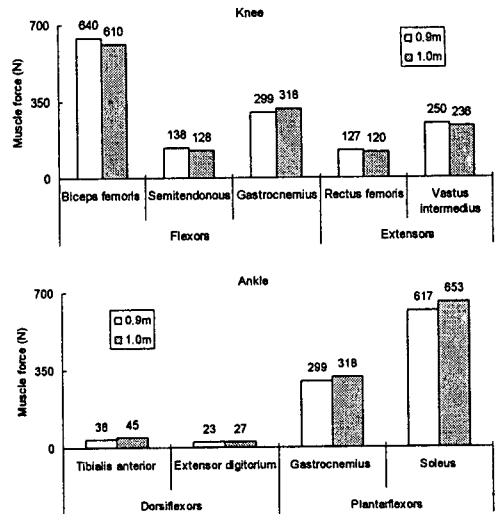
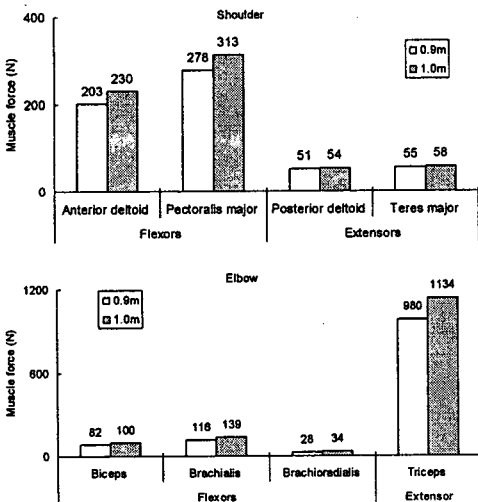


Fig. 14 Computed bracing muscle forces

4. 결론

충돌 사고를 인지한 운전자는 긴장 하는 경향이 있으며 이때의 근육 긴장은 운전자의 kinematics 와 kinetics 를 변화 시킨다. 상하지 족, 어깨, 팔꿈치, 팔목, 무릎, 그리고 발목 관절의 긴장 형태를 지원자 근전도 실험을 통하여 정량화 하였다. 어깨, 팔꿈치, 그리고 발목 관절의 활성화 정도는 신전근 (extensor)에서 굴곡근 (flexor) 보다 현저하게 높게 나타났다. 반면 팔목과 무릎 관절의 경우 상반된 경향을 볼 수 있었다. 근육 긴장 정도를 확인하기 위하여 운전대와 페달 그리고 시트 등받이에서의 반력 역시 측정되었다.

유한요소 인체 모델을 검증하기 위하여 근육 긴장에 대한 수치해석적 시뮬레이션이 수행되었다. 운전대, 페달, 그리고 시트 등받이에서의 반력 등과 같은 근육 긴장 거동과 관련한 해석결과는 실험 결과와 잘 일치 하였다. 이러한 연구는 운전자의 kinematics 와 kinetic 에 영향을 미치는 근육 긴장 효과를 분석하기 위한 첫 단계이었으며 동적 근육 활성화를 고려한 쉘매 충돌 해석이 수행될 예정이다.

후기

본 연구는 과학기술부에서 지원하는 엔지니어

링 핵심공통기반기술개발사업의 일부 지원을 받아 수행되었습니다. (Project No.: M10139080002-04L1008-00210).

참고문헌

1. Begeman, P., King, A., Levine, R. and Viano, D.C., "Biodynamic response of the Musculoskeletal System to Impact Acceleratio," Proc. 24th Stapp car crash Conf., SAE paper 801312, 1980.
2. Klopp, G. S., Crandall, J. R., Sieveka, E. M. and Pilkey, W. D., "Simulation of Muscle Tension in Pre-impact Bracing," IRCOBI Conference on the Biomechanics of Impact, 1995.
3. Gordon, S., ORticke, P., Prince, J. and Mcmeekin, R., "Dynamic Characteristics of Human Leg Joints," Proc. 21st Stapp car crash Conf., SAE paper 770924, 1977.
4. Haug, E., Allain, J.C. and Choi, H., "Modeling of Ergonomics and Muscular Comfort," Journal of KSME, Vol. 15 No. 7, pp 982-994, 2001.
5. Handbook of Numerical Analysis, "Volume XII: Computational Models for the Human Body – Human Models for Crash and Impact Simulation," pp 297-361, Elsevier, 2004.
6. ESI GROUP, "PAM-CRASH/SAFE USERS AND THEORY MANUAL," VERSION 2004, FRANCE.
7. HYPER-OPT, ALTAIR ENGINEERING. INC, USA.