

고령운전자 시트 벨트 뻗침 거동 특성 분석

최우진¹ · 곽승호¹ · 최형연²

¹홍익대학교 기계공학과 대학원 / ²홍익대학교 기계시스템디자인공학과

Characteristics of Elderly Drivers' Reach Motion to Seat Belt

Woo Jin Choi¹, Seung Ho Kwak¹, Hyung Yun Choi²

¹Graduate School of Mechanical Engineering, HongIk Graduate School, Seoul, 121-791

²Department of Mechanical and System Design Engineering, HongIk University, Seoul, 121-791

ABSTRACT

The purpose of this study is to understand motion characteristics of older drivers during reaching seat belt compared to young drivers and to provide design guidelines in order to reduce discomfort for the elderly. The whole body kinematics of each subject was captured using 12-camera motion analysis system. Subjective ratings on discomfort levels were obtained simultaneously using a questionnaire. This paper first presents the result of motion characteristics of elderly drivers' reach motion to seat belt. Compared to young drivers, older drivers performed seat belt reach motions less efficiently and moved slower due to mostly the movement error. Older drivers also made use of reduced joint range of motion in cervical left rotation, lumbar left rotation and right shoulder adduction, which can be explained by their reduced active range of motions (AROMs). To compensate for their reduced joint range of motion, older drivers rotated pelvis more.

Keyword: Older drivers, Seat belt, Reach motion, Motion characteristics, Range of motion

1. 서 론

우리나라 사회의 고령화 현상은 세계 다른 어느 나라보다 빠르게 진행되고 있으며 이와 더불어 고령 연령대의 자가 운전 참여 비율도 점차 늘어나고 있는 추세이다(박요한, 2008). 고령운전자의 증가로 안전을 고려한 차량 개발과 함께 편의성에 대한 관심 또한 높아져가고 있다(박우철, 2009; Choi, 2009; Ruy, 2009). 특히 차량 관련 거동 문제는 고령운전자들에게 있어서 중요한 디자인 이슈로 제기되고 있다(Saunby and Matle, 1994; Herriotts, 2005).

이러한 차량 운전 관련 거동 중 시트 벨트 뻗침 거동은 고령운전자들을 위한 인간공학적 차량 설계 시 고려되어야 할 중요한 이슈 중 하나이다. Balci 등(2001)은 시트 벨트

이용률과 편의성에 대한 관계를 이해하기 위해 우편 설문 조사방법을 이용하여 시트 벨트에 대한 문제점을 제기하였다. 19세에서부터 70세까지 다양한 연령층이 참여한 본 설문 조사 분석 결과, 연령 증가에 따른 신체 능력의 저하가 시트 벨트 뻗침 거동을 불편하게 만들 수 있으며, 따라서 고령자들에게 초점이 맞춰진 시트 벨트 패키지 레이아웃 연구가 필요하다고 제시하고 있다. Herriotts(2005)은 차량과 관련된 고령운전자들의 불편함에 대해 분석하기 위해 영국에 거주하는 1,013명의 고령운전자들(60~79세)을 대상으로 우편 설문 조사를 수행하였다. 분석 결과 약 21%의 고령운전자들이 시트 벨트 뻗침 거동에 대한 불편함을 겪고 있는 것으로 조사되었다. 동일 설문을 통해 고령자는 비고령자에 비해 굽힘, 뻗침, 잡기, 그리고 뒤틀기 등의 동작을 수행하는데 어려움이 따른다고 조사되었으며, 이를 통해

교신저자: 최형연

주 소: 137-871 서울시 서초구 서초동 1522-1, 전화: 011-419-1699, E-mail: hychoi@hongik.ac.kr

시트 벨트 뺨침 거동은 이러한 일상적 활동의 어려움이 반영되었다고 이해할 수 있다. 이러한 중요성에도 불구하고 고령운전자의 시트 벨트 뺨침 거동에 대한 상세 연구는 문헌상에서 거의 나타나지 않고 있다. Monnier(2004)의 연구에서 시트 벨트 뺨침 거동에 대한 상세한 운동형상학적 분석 및 불편함에 대해 다루고는 있으나 연구 자체가 젊은 운전자에게 초점이 맞춰진 것이며 디지털 휴먼 모델링 관점에 주안점을 두고 있기 때문에 고령자의 거동 특성을 논하는데 있어서 매우 제한적이다.

본 연구는 시트 벨트 뺨침 거동 시 발생하는 고령운전자의 거동 특성 및 불편 정도를 파악하며, 이를 젊은 운전자와 비교하여 고령운전자를 위한 시트 벨트 위치 설계 가이드라인을 제시하고자 수행되었다. 본 논문에서는 먼저 첫 번째 분석 단계로 고령운전자의 시트 벨트 뺨침 거동을 젊은 운전자와 비교하여 고령운전자의 거동 특성을 제시하고자 한다. 거동 특성에 대한 이해는 고령자를 위한 제품을 설계하는데 있어서 선행되어야 할 중요 요소(Fisk, 2002)일 뿐만 아니라 최근 들어 실제 인간의 자연스러운 동작을 구현하기 위한 인간공학 시뮬레이션 분야에서 매우 중요한 분석 대상으로 여겨지고 있다(Ait El Menceur, 2008; Park, 2008). 연령이 증가함에 따라 관절 동작 범위가 감소하며 특히 고령자는 비고령자에 비해 목 관절 동작 범위(Youdas, 1992; Kuhlman, 1993, Hole, 1995; Doriot and Wang, 2006)와 허리 관절 동작 범위(Dvorak, 1995; McGregor, 1995; Doriot and Wang, 2006)가 두드러지게 감소하는 것으로 알려져 있다. 이러한 관절 동작 범위의 감소는 고령운전자의 시트 벨트 뺨침 거동을 불편하게 만드는 요인이 될 수 있으며, 이로 인해 고령운전자는 젊은 운전자와는 다른 시트 벨트 뺨침 거동 특성을 보일 것이라 예상된다.

2. 연구 방법

2.1 지원자 모집

고령운전자는 신체 건강한 국내 고령운전자, 즉 자립적으로(보조 기구 또는 보조자의 도움 없이), 운전을 목적으로 차량에 접근하여 승/하차 및 운전 거동을 수행할 수 있는 기본적인 활동 능력을 지닌 운전자를 대상으로 모집하였다. 키를 기준으로 중간 크기 고령운전자(160~166cm) 10명, 큰 크기 고령운전자(170~176cm) 10명을 모집하였다. 대조군으로 2~30대 운전자(최소 1년 이상의 실제 운전 경험이 있는 자)를 모집하여 동일한 프로토콜로 시트 벨트 뺨침 거동 평가를 수행하였다. 인체측정학적 치수 차이가 거동 특성에 미치는 영향을 최소화하기 위해 각 고령자 그룹과 동

일한 키 범주를 지니는 대조군을 10명씩 선발하였다.

모든 참가자들은 참여에 앞서 본 연구에 대한 목적과 실험 절차에 대한 설명을 들었으며 서면으로 연구 참여에 동의하였다. 본 연구 프로토콜은 보라매병원 윤리위원회의 심의를 통과하였으며 실험 참가자는 금전적 보상을 받았다.

2.2 지원자 기초 신체 치수 및 체력 측정

선발된 지원자를 대상으로 키, 몸무게, 앉은키 등을 포함한 22개 신체 치수(앉은 무릎높이, 머리너비, 머리수직길이, 머리두께, 위팔사이너비, 가슴너비, 젖가슴두께, 위팔길이, 팔꿈치 손끝 수평길이, 엉덩이너비, 앉은 엉덩이무릎 수평길이, 발 너비, 발 직선길이, 가쪽 발 높이, 넓다리둘레, 장딴지둘레, 위팔둘레, 아래팔둘레, 허리둘레)를 측정하였으며 참여 고령자의 기초 체력 수준 및 대조군과의 차이를 제시하고자 244cm 왕복 걷기 평가(TUG: Timed-Up-and-Go) (Rikli and Jones, 2005)를 수행하였다. 또한, 주요 관절의 능동적 관절 동작 범위(AROM)를 동작 분석 장비를 이용하여 측정하였다(Doriot and Wang, 2006; Latella and Meriano, 2003).

표 1에서는 중간 크기 고령자와 대조군의 주요 신체 사이즈 및 체력 정도를 비교해서 보여주고 있다. 모든 주요 신체 사이즈에서 두 그룹간 차이가 없는 것으로 나타났다. 기초 체력을 대변하는 244cm 왕복 걷기 결과에서는 고령자가 대조군 보다 약 1.6초 정도 느린 것으로($p < 0.001$) 나타나 고령자가 대조군에 비해 체력적으로 저하되어 있음을 알 수 있다. 그러나 고령자의 TUG 평균 값은 유사 연령대에서 나타나고 있는 기준 값의 70 퍼센타일을 넘어서는 수치(Rikli and Jones, 2005)로 본 연구에 참여한 고령자가 신체 건강함을 보여주고 있다.

표 1. 지원자 신체 사이즈 및 체력 측정 결과

항목	고령운전자 (n=10)	대조군 (n=10)
연령(세)	68.8±3.9*	28.6±4.6
키(cm)	162.7±1.8	162.8±2.3
몸무게(kg)	62.1±6.3	63.3±7.6
앉은키(cm)	88.1±3.1	87.9±2.3
위팔길이(cm)	28.7±1.4	29.5±1.1
팔꿈치손끝수평길이(cm)	43.0±0.7	42.3±1.4
TUG [§] (sec)	4.4±0.3*	3.8±0.4

* $p < 0.001$, [§]244cm Timed-Up-and-Go test

2.3 시트 벨트 뺄림 거동 평가 방법

Phase 1. 적응 단계: 피험자에게 평소 선호하는 운전자세가 되도록 시트를 조절하도록 하였으며, 벨트 높이 역시 평소 선호하던 위치를 선택하게 하였다. 시트 위치는 그림 1과 같이 지원자의 엉덩이 관절 중심점으로부터 시트 벨트 중앙 지점까지 x 방향 거리(RDx)로 정의되었다. 선호 위치(p)를 기준으로 50mm씩 앞뒤 방향으로 위치를 변경해가면서 위치 별로 평소에 시트 벨트를 착용하는 것과 같이 최대한 자연스럽게 시트 벨트를 착용하도록 지시하였다. 또한, 감성 평가 설문지에 대한 이해도를 높이기 위해 지원자마다 일정 시간의 훈련을 수행하였다(Chevalot and Wang, 2004).

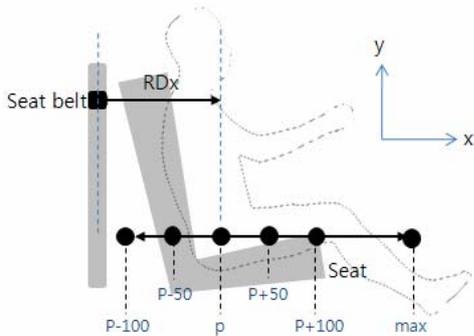


그림 1. 시트 벨트 뺄림 거동 평가 위치

Phase 2. 평가 단계: 적응 과정 후 시트 벨트 뺄림 거동에 대한 본격적인 평가를 수행하였다. 시트 벨트 뺄림 거동 전략은 크게 왼손 위 뺄림, 왼손 아래 뺄림 그리고 오른손 뺄림으로 나누어진다(Monnier 2004). 본 연구에서는 세가지 거동 전략 중 목과 허리 관절 동작을 가장 많이 요하는 오른손 뺄림 전략이 고령운전자에게 가장 큰 불편함으로 작용할 것이라 가정하였다. 이에 따라 평가 단계에서는 오른손 뺄림 전략으로만 시트 벨트 뺄림 거동을 수행하게 하였다.

그림 2와 같이 피험자는 양손을 허벅지 위에 가볍게 올려놓은 상태에서 오른손을 이용하여 시트 벨트를 착용하도록 지시 받았다. 시트 벨트 착용 동작의 연속성을 고려하여 시트 벨트를 잡아당기는 동작까지 수행하도록 하였으나 불편도 평가 시에는 단지 뺄림 거동 시 발생한 불편 정도만을 평가하도록 하였다. 시트 위치를 그림 1과 같이 총 6 단계로 조절하여 각 위치 마다 시트 벨트 뺄림 거동을 수행하도록 하였다. 평가는 최대 뺄림 거리 지점(max)에서 RDx가 감소하는 방향으로 진행되었다.

최대 뺄림 거리 측정은 피험자에게 최대 불편 정도의 기준 자극을 제시하기 위한 목적으로 수행되었다. 최대 뺄림



그림 2. 시트 벨트 뺄림 거동 평가 모습

거리 지점 평가의 경우 RDx가 목업의 기본 레이아웃에서 상당부분 벗어나므로 스티어링 휠 어셈블리를 목업에서 탈착한 상태에서 수행하였다. 피험자는 엉덩이를 최대한 시트에 밀착시킨 상태로 시트 벨트 뺄림 거동을 수행하도록 지시 받았다. 최대 뺄림 지점에서의 시트 위치가 p+100 또는 p+50 지점보다 안쪽에 위치할 경우 바로 전 단계 위치(p+50 또는 p)부터 본 평가를 시작하였다.

시트 벨트 뺄림 거동 수행 후 감성 평가 설문지(수정된 CP-50)(Chevalot and Wang, 2004)를 이용하여 주관적 불편 정도와 불편함이 발생한 신체부위를 조사하였다. 이와 동시에 12대의 적외선 카메라로 구성된 동작 분석 시스템(Motion Analysis Corp.)을 이용하여 지원자의 거동 궤적 정보를 수집하였으며 이를 위해 피험자의 전신에 58개의 반사 마커(reflective marker)를 부착하였다. 또한, 뺄림 거동 수행 동작 전 과정을 정면과 측면 그리고 후면에서 비디오 촬영하였다.

2.4 데이터 분석

고령자와 비고령자의 시트 벨트 뺄림 거동 특성 차이를 이해하기 위해 손목에서 발생하는 속도 프로파일과 주요 관절에서 발생하는 동작 범위를 분석하였다. 속도 프로파일은 동작 분석 장비를 통해 얻어진 오른쪽 손목 마커 데이터의 공간 궤적 정보(sampling rate: 30Hz, filtering: fourth-order zero-lag Butterworth filter with a cut-off frequency of 6Hz)를 이용하여 추출되었다. 속도 프로파일의 시작점과 끝점을 뺄림 거동이 발생하는 시작점과 끝점으로 정의하였으며, 시작점은 속도가 최고 속도의 10% 지점을 넘어서는 시점(Wang, 1999)으로 끝점은 손목 마커의 x 방향 좌표가 지역적 최소 지점에 도달한 지점으로 정의하였다. 속도 프로파일은 그림 3에서 보여주는 것과 같이 종모양(bell shape)부분과 꼬리(tail)부분의 두 영역으로 구분하였으며 다음과 같이 정의되었다. Bell shape 영역은 뺄림

거동 시작점에서부터 최고 속도지점을 지나 감속되는 과정에서 최대 속도의 10%를 지난 직후 발생하는 첫 번째 지역적 최소 속도 지점까지 영역으로 정의되었으며, tail 영역은 bell shape 영역이 끝난 이후부터 뺨침 거동 끝 지점까지의 영역으로 정의되었다. 뺨침 거동 끝 지점에 이를 때까지 지역적 최소 속도 지점이 발생하지 않으면 tail 영역이 없는 것으로 간주하였으며 이러한 속도 프로파일을 유형 1로 분류하였다. Bell shape과 tail 영역을 모두 지닌 프로파일은 유형 2로 분류하였으며, 유형 2는 다시 표 2에서 제시된 바와 같이 tail 영역의 발생 원인에 따라 유형 2-1과 2-2로 분류하였다. 동작 에러는 촬영된 비디오를 통해 확인하였으며 동작 에러가 아닌 경우에 대해서는 잡기 동작을 조절하는 과정에서 기인된 것으로 간주하였다. 또한 오른쪽

손목 마커의 공간 궤적 정보 및 속도 프로파일을 이용하여 표 3에서 제시된 9가지 운동형상학적 변수들을 계산한 후 고령자와 대조군간 차이를 비교 분석하였다.

표 3. 9가지 운동형상학적 변수 정의

변수	정의
TPBP(s)	종 모양 영역: 이동 시간
MDBP(m)	종 모양 영역: 이동 거리
AVBP (m/s)	종 모양 영역: 평균 속도 = MDBP / TPBP
TRAD	종 모양 영역: 감속 대비 가속구간 시간 비
TPTP(s)	꼬리 영역: 이동 시간
%TPTP(%)	전체 영역 대비 꼬리 영역이 차지하는 비율
TTP(s)	전체 영역: 이동 시간
TMD(m)	전체 영역: 이동 거리
AVT(m/s)	전체 영역: 평균 속도 = TMD / TTP

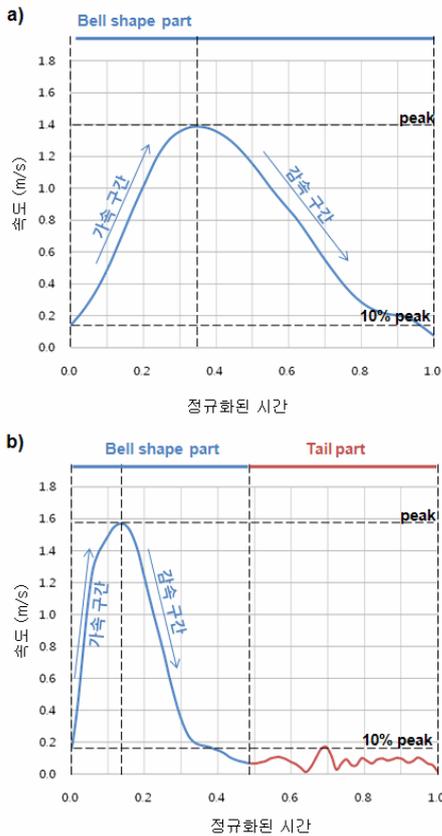


그림 3. 손목 마커의 속도 프로파일, a) 유형 1, b) 유형 2

표 2. 속도 프로파일 유형 및 정의

유형	정의		
유형 1	종 모양 영역만 존재		
유형 2	종모양 + 꼬리 영역	유형 2-1	잡기 동작 조정
		유형 2-2	동작 에러 후 수정

시트 벨트 뺨침 거동 시 주요 관절에서 발생하는 동작 범위는 근골격 소프트웨어(SIMM, Musculographics Inc.)를 통해 재구축된 수학적 모델(Delp, 1990; Holzbaur, 2005; Lu and O'Connor, 1999; Pearcy, 1993; Vasavada, 1998)을 이용하여 계산하였다. 본 논문에서는 오른손을 이용한 시트 벨트 뺨침 거동 시 주요 관절 동작이라 판단되는 동작 범위(목 왼쪽 돌림, 허리 왼쪽 돌림, 오른쪽 어깨 굽힘 및 모음, 오른쪽 팔꿈치 굽힘, 오른쪽 아래팔 옆침)만을 분석하였으며, 관절 별로 고령자와 대조군간 시트 벨트 뺨침 거동 시 발생하는 최대 동작 범위 차이를 비교 분석하였다.

평균 차이 분석에 이용되는 변수들은 RDx에 따라 각각 세 그룹(G1: RDx < 400mm, G2: 400mm ≤ RDx < 500mm, G3: RDx ≥ 500mm)으로 그룹화하여 분석되었다. 지원자 별 RDx를 계산하기 위해 필요한 엉덩 관절 중심점은 왼쪽 ASIS와 오른쪽 ASIS 마커 데이터를 이용하여 추정하였다(Bell, 1990).

분석 결과를 통해 고령자와 대조군간 현저한 차이를 나타낸 관절 동작 범위에 대해서는 추가적으로 능동적 관절 동작 범위를 분석하였으며, 능동적 관절 동작에서 측정된 최대 관절 각 대비 시트 벨트 뺨침 거동에서 발생한 최대 관절 각에 대한 비율을 제시하였다.

독립 표본 t 검정(independent samples t-test) 방법을 이용하여 고령자와 대조군간 차이에 대한 유의성을 제시하였으며 통계 분석에서 사용된 유의수준은 모두 0.05로 설정하였다.

3. 분석 결과

본 논문에서는 중간 크기 고령군과 신체 사이즈가 이에 대응되는 대조군의 비교 결과만을 제시하였다. 중간 크기 고령자에 대한 전체 뺨침 거동 평가 횟수는 39회로 나타났다. 이 중 2회는 뺨침 거동 실패로 모든 분석에서 제외되었으며 1회는 초기 시작 시점 판단 실수(오른팔을 아래위로 크게 흔든 후 뺨침 거동 수행)로 운동형상학적 변수들 분석에서만 제외되었다. 대조군의 평가 횟수는 49회로 모든 분석에 이용되었다.

3.1 최대 뺨침 거리

고령자는 최대 뺨침 거리에 있어서 대조군과 현저한 차이를 나타냈다. 고령자의 평균 최대 뺨침 거리는 546.5mm로 대조군 평균에 비해 79.8mm 짧은 것으로 나타났다 ($p < 0.01$).

3.2 속도 프로파일 유형

표 4에서는 연령 그룹 별(고령자, 대조군), 시트 벨트 위치 별(G1, G2, G3) 속도 프로파일 유형의 발생 빈도 비율을 보여주고 있다. 전반적으로 고령자의 경우 대조군에 비

해 유형 2-2의 비율이 현저히 높게 나타났다. 즉 고령자는 시트 벨트 뺨침 거동 시 동작 에러가 현저히 높음을 알 수 있다. 대조군은 모든 위치에서 유형 1의 비율이 가장 높게 나타난 반면 고령자는 모든 위치에서 유형 2-2의 비율이 가장 높게 나타났다.

3.3 운동형상학적 변수들

Bell shape 영역: Bell shape 영역에서의 평균 이동 시간(TPBP)은 모든 위치에서 연령간에 차이가 없는 것으로 나타났으며, 거리가 증가할수록 두 그룹 모두 이동 시간이 증가하는 경향을 나타냈다. 평균 이동 거리(MDBP)는 G1 위치를 제외한 모든 위치에서 고령자가 다소 짧은 것으로 나타났으며(G2: $p < 0.05$, G3: $p < 0.05$) 그 차이는 거리가 멀어질수록 커지는 것(G2: 60mm, G3: 90mm)으로 나타났다. 평균 시간 당 이동 거리(AVBP)는 모든 위치에서 고령자가 대조군에 비해 다소 빠른 것으로 나타났으나 통계적 유의성은 보이지 않았다. 감속구간 대비 가속 구간 시간 비율(TRAD) 역시 모든 위치에서 연령간 차이가 없는 것으로 나타났으며 두 연령 그룹 모두 거리가 멀어짐에 따라 TRAD 값이 증가하는 경향, 즉 감속 구간에 더 시간을 소비하는 경향을 나타냈다.

Tail 영역: Tail 영역에서의 평균 이동 시간(TPTP)은 모든 위치에서 연령간 차이를 나타냈다. 고령자는 평균적으로 대조군에 비해 G1에서 0.26초($p < 0.05$), G2에서 0.28초($p < 0.05$), G3에서 0.76초($p < 0.01$) 정도 더 소비하는 것으로 나타났다. 전체 속도 프로파일 중 tail 영역이 차지하는 비율(%TPTP) 역시 모든 위치에서 연령간 차이를 보였으며, 특히 거리가 멀어질 수록 그 차이는 더 현저해지는 것으로 나타났다. 고령자는 전체 속도 프로파일 중 tail 영역이 차지하는 비율이 약 26%에서 40% 정도인 것으로 나타났으며 대조군은 G1(평균 15.1%)을 제외하고 모두 10% 미만인 것으로 나타났다. 이러한 차이는 통계적 유의성을 보였다.

표 4. 속도 프로파일 유형 별 관찰 빈도 비율

RDx	고령운전자			대조군		
	유형 1	유형 2-1	유형 2-2	유형 1	유형 2-1	유형 2-2
합계	16.7%	13.9%	69.4%	57.1%	22.4%	20.4%
G1	10.0%	20.0%	70.0%	46.7%	20.0%	33.3%
G2	25.0%	18.7%	56.3%	65.0%	25.0%	10.0%
G3	10.0%	0.0%	90.0%	57.1%	21.4%	21.4%

표 5. 고령자와 대조군의 시트 벨트 위치 별 운동형상학적 변수들 평균 값 비교

연령 그룹	n	TPBP (s)	MDBP (m)	AVBP (m/s)	TRAD	TPTP (s)	%TPTP (%)	TTP (sec)	TMD (m)	AVT (m/s)	
G1	고령자	10	0.97±0.33	0.71±0.08	0.81±0.27	0.66±0.16	0.46±0.42*	31.0±16.0*	1.43±0.60	0.78±0.11*	0.51±0.16
	대조군	15	0.97±0.14	0.67±0.06	0.70±0.10	0.59±0.19	0.20±0.21	15.1±15.4	1.17±0.23	0.69±0.06	0.61±0.12
G2	고령자 [§]	16	1.11±0.31	0.77±0.06*	0.74±0.21	0.43±0.17	0.44±0.37*	26.2±18.6**	1.56±0.47	0.83±0.07	0.46±0.11***
	대조군	20	1.27±0.20	0.83±0.08	0.67±0.09	0.53±0.22	0.16±0.30	8.8±15.0	1.42±0.30	0.85±0.07	0.61±0.10
G3	고령자 [¶]	10	1.22±0.29	0.87±0.07*	0.75±0.14	0.41±0.20	0.95±0.68**	40.3±21.4***	2.17±0.64*	1.01±0.09	0.38±0.07***
	대조군	14	1.47±0.29	0.96±0.10	0.67±0.10	0.46±0.22	0.19±0.31	8.5±12.5	1.65±0.50	0.98±0.11	0.63±0.13

* $p < 0.05$, ** $p < 0.01$, *** $p < 0.001$, [§]뺨침 거동 실패 1회 및 초기 시작 시점 판단 실수 1회 제외. [¶]뺨침 거동 실패 1회 제외.

전체 영역: 전체 뺨침 구간에서의 평균 이동 시간(TTP)은 고령자가 다소 긴 것으로 나타났으나 그 차이는 G3에서만 통계적 유의성을 보였다. 평균 이동 거리(TMD)는 G1 위치에서만 고령자가 약 90mm 정도 더 이동한 것($p < 0.05$)으로 나타났으나 다른 위치에서는 차이가 없는 것으로 나타났다. 평균 구간 이동 속도(AVT)는 G1 위치를 제외하고 연령간 현저한 차이가 있는 것으로 나타났다. 고령자는 대조군에 비해 G1에서 0.1m/s, G2에서 0.15m/s, G3에서 0.25m/s 정도 구간 이동 속도가 느리게 나타났으며 이러한 차이는 G1을 제외하고 통계적으로 유의한 것으로 나타났다.

3.4 관절 동작 범위

오른쪽 팔 관절 동작 범위의 경우 그림 4에서 보는 것과 같이 연령간 뚜렷한 차이를 나타낸 관절 동작은 어깨 모음 범위로 나타났다. 고령자의 경우 모든 위치에서 평균 7도

정도 감소된 동작 범위($p < 0.001$)를 나타냈다. 어깨 굽힘 동작 역시 모든 위치에서 고령자가 다소 감소된 동작 범위를 나타냈으나 G2 위치에서만 그 차이(7.6%, $p < 0.05$)가 통계적으로 유의한 것으로 나타났다. 팔꿈치 굽힘 동작의 경우 고령자는 시트 벨트 위치가 멀어짐에 따라 감소하는 경향을 나타냈으며 대조군은 이와 반대로 다소 증가하는 경향을 나타냈다. 팔꿈치 굽힘 동작의 평균 최대 동작 범위는 G1에서만 통계적 유의성을 보였다. 아래팔 옆침 동작 범위의 경우 고령자는 시트 벨트 위치가 멀어짐에 따라 증가하는 경향을 나타냈으며 G3 위치에서만 연령간 차이를 나타냈다.

그림 5에서는 목, 허리, 그리고 골반의 왼쪽 돌림 동작 범위에 대해 보여주고 있다. 목의 경우 고령자는 모든 위치에서 대조군에 비해 현저히 감소된 동작 범위를 나타냈다. (G1: 31.4%, $p < 0.01$, G2: 27.4%, $p < 0.001$, G3: 27.8%, $p < 0.001$) 허리 왼쪽 돌림 동작 범위의 경우 고령자는 모든 위치에서 거의 유사한 동작 범위를 보인 반면 대조군은 위치가 증가할수록 돌림 범위가 증가하는 경향을 보였다. G1 위치에서는 고령자가 다소 큰 동작 범위를 나타냈으나 통계적 유의성은 보이지 않았으며 G2, G3 위치에서는 통계적으로 유의한 차이를 나타냈다(G2: 20%, $p < 0.05$, G3: 34.8%, $p < 0.001$).

골반 왼쪽 돌림 범위의 경우 고령자는 대조군 보다 더 큰 범위를 이용하는 것으로 나타났으며 G3 위치를 제외하고 모두 통계적으로 유의한 차이를 보였다(G1: 313.7%, $p < 0.001$, G2: 57.0%, $p < 0.01$).

표 6에서는 고령자와 대조군간 현저한 동작 범위 차이를 나타낸 관절(어깨 모음, 목 왼쪽 돌림, 허리 왼쪽 돌림)에 대한 능동적 관절 동작 범위를 보여주고 있다. 세가지 관절 동작 범위 모두 능동적 관절 동작 범위에서 대조군간 현저한 차이(어깨: 7.3%, 목: 28.9%, 허리: 15.4%)를 나타냈다.

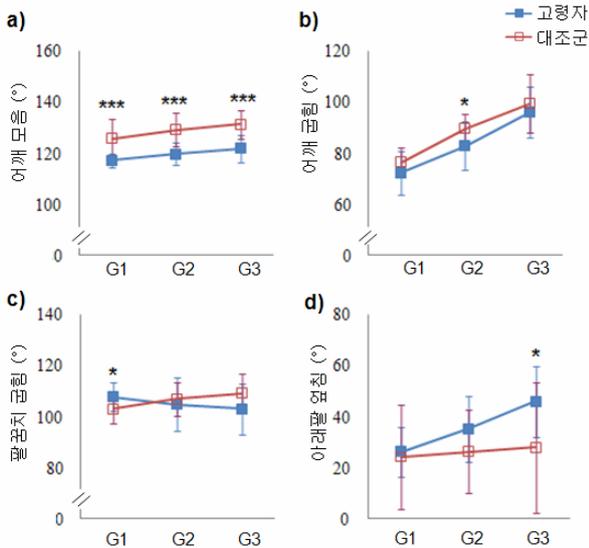


그림 4. 시트 벨트 위치 별 오른쪽 상지 관절 최대 동작 범위
* $p < .05$, *** $p < .001$

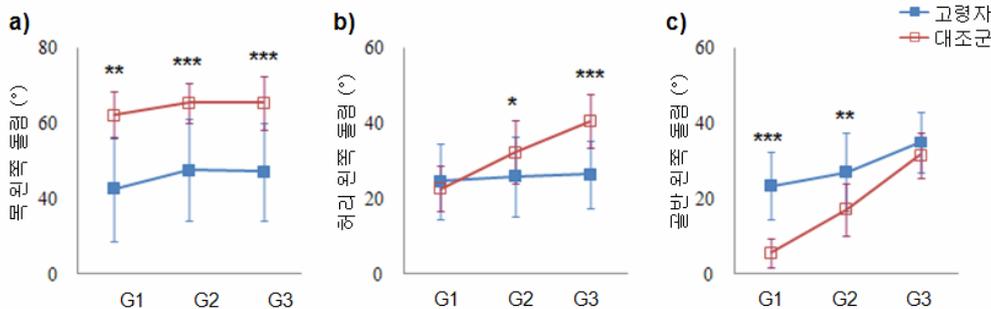


그림 5. 시트 벨트 위치 별 목, 허리, 골반 왼쪽 돌림 최대 동작 범위, * $p < .05$, ** $p < .01$, *** $p < .001$

표 6. 능동적 관절 동작 범위 측정 결과

연령 그룹	n	오른쪽 어깨 모음	목 왼쪽 돌림	허리 왼쪽 돌림
고령자	10	113.3±5.5**	54.0±10.5***	52.9±9.4*
대조군	10	122.2±7.3	76.0±4.2	62.5±8.4

*p<.05, **p<.01, ***p<.001

4. 토 의

뺨침 거동 특성을 파악하는데 있어서 가장 널리 이용되는 방법은 동작을 수행하고 있는 팔의 말단(손목 또는 손가락)부분의 속도 프로파일을 분석하는 것이다(Wang, 1999; Bennett and Castiello, 1994; Roy, 1999; Paizis, 2008). 본 연구에서도 이러한 분석 방법을 이용하여 시트 벨트 뺨침 거동 시 발생하는 고령자의 거동 특성을 규명하고자 하였다. 분석 결과 고령자들은 젊은 사람들에 비해 비효율적으로 시트 벨트 뺨침 거동을 수행하는 것으로 나타났다. 수정이 많은 거동일수록 비효율적인 거동이라는 측면에서 뺨침 거동 시 발생한 유형 1의 속도 프로파일 빈도 차이를 통해 이를 확인할 수 있었으며, 대조군이 고령자보다 약 3배 이상 효율적인 거동을 수행하고 있음을 알 수 있었다. 시트 벨트 뺨침 거동은 초기에 시트 벨트 위치에 대한 공간적 좌표가 시각적으로 제공되지 않는 상황에서 말단 부, 즉 오른손의 위치를 타겟 좌표로 이동시켜야 하며 뺨침 거동 후반부에 속도를 적절히 감속시키면서 시트 벨트를 잡기 위해 손가락을 원하는 위치에 정확히 위치시켜야 하는 일련의 복잡한 처리 능력을 요한다. 따라서, 고령자의 비효율적 거동 특성은 연령이 증가함에 따라 복잡한 동작을 수행하는 능력이 저하되는 특성(Fisk and Rogers, 1997)이 반영된 것으로 이해할 수 있다. 효율 측면에서의 이러한 고령자의 비효율적 거동 특성은 승/하차 거동에 관한 연구에서도 관찰된 바 있다(최우진, 2009).

일반적으로 동일한 활동을 수행할 경우 고령자는 젊은 사

람들에 비해 느리게 동작을 수행하는 것으로 알려져 있으며(Fisk and Rogers, 1997) 이러한 느린 거동은 고령자들의 거동 특성을 이해하는데 있어서 중요한 지표로 이용되고 있다(Petzäll, 1995; Hurley, 1998; Bodenmiller, 2002; Mian, 2007).

본 연구 결과에서도 고령자는 젊은 사람들에 비해 시트 벨트 뺨침 거동 수행 속도가 약 1.3~1.7배 정도 느린 거동 특성을 보였다. 모든 위치에서 Bell shape 영역 평균 이동 속도(AVBP)에 차이가 없으나 전체 영역 평균 이동 속도(AVT)에 있어서 현저한 차이를 나타낸 점을 통해 고령자의 거동 속도를 느리게 하는 원인은 tail 영역 때문이라는 것을 알 수 있다. 또한 고령자는 속도 프로파일 유형 2-2의 발생 빈도가 현저히 높다는 점에서 동작 에러가 거동을 지연시킨 한 원인인 것으로 판단된다. 고령자의 동작 에러는 기존 문헌에서도 나타나고 있는 고령자 거동 특성 중 하나(Iwase and Murata 2002; Ketcham, 2002; Ruy, 2009)로 이해할 수 있으며 이와 더불어 시트 벨트 뺨침 거동에서 고령자의 동작 에러가 많은 원인 중 하나로 목의 돌림 동작 범위가 적어 뺨침 거동 시 타겟 위치 대비 말단 부위의 정확한 공간 이동을 조정하는데 중요한 시각 정보 획득(Kim, 2005)을 충분히 누리지 못 한데서 발생한 것으로 생각된다.

고령자의 또 다른 시트 벨트 뺨침 거동 특성으로는 주요 관절 동작 범위를 대조군 보다 적게 이용한다는 것이다. 대조군과 두드러진 차이를 보인 관절은 목과 허리의 왼쪽 돌림 동작 범위와 오른쪽 어깨 모음 동작 범위로 나타났다.

목 관절의 경우 고령자는 대조군에 비해 평균 28.9% 감소한 관절 동작 범위를 이용하였다. Monnier(2004)의 연구에서는 목 관절 동작 범위를 분석하지 않은 관계로 본 연구에서 나타난 목 관절 동작 범위와 기존 연구와의 직접적인 비교는 어렵다. 또한, 고령자의 목 관절 동작의 최대 이용 범위는 시트 벨트 거리와는 관계없이 일정한 수준에 도달하는 특성을 나타냈으며 대조군 에서도 같은 경향을 나타냈다. 그림 6에서는 시트 벨트 위치 별 능동적 관절 동작 범위 이용 비율을 보여주고 있다. 고령자와 대조군 모두 시트 벨트 위치에 상관없이 오른손 시트 벨트 뺨침 거동 시

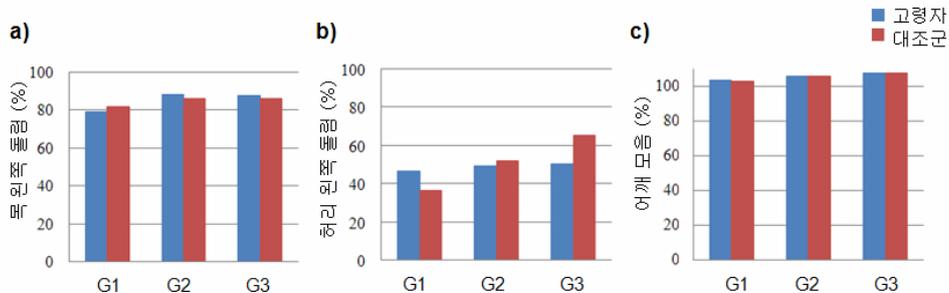


그림 6. 시트 벨트 위치 별 능동적 관절 동작 범위 대비 뺨침 거동 시 발생한 관절 동작 범위

목 왼쪽 돌림 범위는 능동적 관절 동작 범위의 일정 수준(고령자: $84.8 \pm 5.1\%$, 대조군: $84.7 \pm 2.5\%$)에 도달하는 것을 알 수 있다. 이를 통해 시트 벨트 뺨침 거동 시 발생한 고령자와 대조군의 목 관절 왼쪽 돌림 범위 차이는 고령자가 능동적으로 발휘할 수 있는 관절 동작 범위가 대조군에 비해 감소했기 때문임을 알 수 있다. 고령자가 비고령자에 비해 능동적 목 관절 동작 범위가 평균 22~30% 정도 감소하는 것으로 나타난 기존 문헌 결과들(Youdas, 1992; Kuhlman, 1993, Hole, 1995; Doriot and Wang, 2006)과 비교했을 때 본 연구에서 나타난 고령자와 대조군간 평균 감소 정도는 매우 유사한 수준이다.

허리 관절 역시 고령자와 대조군간 현저한 차이를 나타냈다. 그러나 허리 관절의 동작 범위 차이는 시트 벨트 위치에 따라 그 차이가 다르게 나타났다. 고령자는 목 관절과 유사하게 시트 벨트 거리와는 관계없이 일정한 허리 관절 동작 범위를 이용하는 경향을 보인데 반해 대조군은 시트 벨트 거리가 멀어질수록 더 많은 허리 관절 동작 범위를 이용하는 특성을 보였다. 그림 6에서 보여주고 있는 시트 벨트 위치 별 능동적 관절 동작 범위 대비 허리 왼쪽 돌림 범위 비율을 통해 고령자의 허리 관절 동작은 매우 일정한 수준($48.5 \pm 1.8\%$)에 도달하는 것을 알 수 있다. 이를 통해 고령자는 허리 돌림 동작에 부담을 갖고 있는 것으로 판단된다. Monnier(2004) 연구 결과에서는 고령자와 비고령자의 허리 돌림 범위 차이가 없는 것으로 나타났으나 본 논문에서 분석한 중간 크기 고령자와 평균 키에서 10cm 이상 차이를 보였으며 평균 연령이 60대 초반으로 절대적인 비교가 어렵다.

어깨 관절 모음 동작 범위의 경우 고령자와 대조군 모두 능동적 관절 동작 대비 최대 105% 정도(고령자: $105.5 \pm 2.0\%$, 대조군: $105.4 \pm 2.2\%$)에 도달하는 것으로 나타났다. 이를 통해 시트 벨트 뺨침 거동 시 발생한 어깨 관절 동작 범위의 두 연령 그룹간 차이는 능동적 관절 동작 범위 차이에서 기인한 것을 알 수 있으며, 고령자와 대조군 모두 오른손 시트 벨트 뺨침 거동 시 어깨 모음 관절 동작 범위를 최대로 이용한다는 점을 알 수 있다. 다른 관절에 비해 시트 벨트 거동 시 발생한 동작 범위가 능동적 관절 동작 범위를 초과한 이유는 능동적 관절 동작 범위 측정 시 자세(Latella and Meriano, 2003)가 시트 벨트 뺨침 거동 시 자세보다 어깨 굽힘 관절 동작 범위에 있어서 더 제한적이라는 데 그 원인이 있다고 할 수 있다.

고령자는 앞서 기술한 관절 동작에서 감소된 이용 범위를 보상하기 위해 골반을 더 크게 회전시키는 동작을 취하였으며, 고령자의 골반 회전 범위는 시트 벨트 위치가 가까울수록 대조군과 현저한 차이를 보였다. 고령자의 이러한 관절 동작 범위 이용 특성은 단순 뺨침 거동과 관련된 기존

연구에서도 나타나고 있다(Chateauroux and Wang, 2008).

시트 벨트 위치 별 목과 허리 관절의 왼쪽 돌림 범위, 어깨 모음 범위 그리고 골반 돌림 범위의 두 연령 그룹간 이용 특성 차이를 통해 시트 벨트가 가장 먼 위치(G3)에서 고령자의 시트 벨트 동작 에러 빈도가 현저히 높은 현상을 이해할 수 있다. 특히 시트 벨트 위치가 멀어짐에 따라 비례적으로 증가 경향을 보인 대조군의 허리 돌림 관절 범위와 골반 돌림 범위 이용 특성과는 달리 시트 벨트 위치에 상관없이 일정한 이용 범위를 보인 고령자의 허리 왼쪽 돌림 범위 이용 특성은 G3 위치에서 고령자의 몸이 대조군보다 전체적으로 시트 벨트 쪽으로 미치지 못했음을 의미한다. 이는 벨트 위치의 시각적 정보와 연관되어 대조군에 비해 4배 이상 높은 고령자의 시트 벨트 뺨침 거동 에러 빈도를 설명해준다 할 수 있다.

5. 결론 및 향후 연구

본 연구에서는 신체 건강한 국내 고령운전자의 시트 벨트 뺨침 거동을 관찰하고 이를 2~30대 젊은 운전자와 비교하여 고령운전자의 거동 특성을 제시하였다. 인체측정학적 치수 차이가 거동 특성에 미치는 영향을 최소화하기 위해 젊은 운전자는 고령운전자와 동일한 키 범주 안에서 선발되었다. 연령 증가에 따른 신체 능력의 저하로 인해 고령운전자는 젊은 운전자와는 다른 시트 벨트 뺨침 거동 특성을 보일 것이라는 연구 가정은 아래 도출된 결과를 통해 확인되었다.

- 1) 고령운전자는 젊은 운전자에 비해 시트 벨트 뺨침 거동 수행 속도가 느리며 이는 대부분 동작 에러에서 기인한다.
- 2) 고령운전자는 젊은 운전자에 비해 목 왼쪽 돌림 범위, 허리 왼쪽 돌림 범위 그리고 어깨 모음 범위를 적게 이용하며 이는 신체적 능력 저하(능동적 관절 동작 범위 감소)에 기인한다.
- 3) 고령운전자는 감소된 관절 동작 범위를 보상하기 위해 골반 돌림 범위를 크게 이용한다.

본 논문에서는 중간 크기 고령자에 대한 거동 특성만을 제시하였다는데 한계가 있다. 그러나 키를 기준으로 정규분포를 이루는 고령자 분포를 고려했을 때 가장 많은 비율을 차지하고 있는 그룹에 대한 본 논문의 분석 결과로 고령운전자의 시트 벨트 뺨침 거동 특성에 대한 전반적인 이해를 도출할 수 있다고 판단된다.

추후 연구에서는 키 큰 고령운전자에 대한 거동 특성을 분석하고 연구를 통해 도출된 거동 특성이 시트 벨트 뺨침 거동 불편 정도와 어떠한 연관성이 있는지에 대해 정량적으로 파악할 계획이다. 또한, 차량 레이아웃 설계 변수와 불편

정도간 관계 정립을 통해 고령운전자 시트 벨트 뺨침 거동 불편도 감소를 위해 필요한 가이드라인을 제시할 예정이다.

후 기

본 연구는 국토해양부 교통체계효율화사업의 연구비지원 (06교통핵심 C01)에 의해 수행되었으며, 자동차성능연구소 미래형자동차 시험장비 중 동작분석장비(수평방향충격 시험 장비)를 사용하여 수행되었습니다.

참고 문헌

- 박요한, 최형연, 한지원, 임정환, 윤경환, "국내 표준고령자 Anthropometry에 관한 연구", 한국정밀공학회 춘계학술대회, 2008.
- 박우철, 양영선, 장치환, 안대진, 임성현, "고령자 승/하강 편의장치에 대한 효과 검증 및 개선방향 연구", 대한인간공학회 추계학술대회, 2009.
- 최우진, 사성진, 최형연, 고령운전자의 승/하강 거동 Part 1: 특성 분석, *대한의용생체공학회지*, 30(5), 381-392, 2009.
- Balci, R., Vertiz, A. and Shen, W., 2001-01-0051 Comfort and usability of the seat belts. *SAE transactions*, 110(6), 1-7, 2001.
- Bell, A. L., Pedersen, D. R. and Brand, R. A., A Comparison of the Accuracy of Several Hip Center Location Prediction Methods. *Journal of biomechanics*, 23(6), 617-621, 1990.
- Bennett, K. M. and Castiello, U., Reach to grasp: changes with age. *Journal of gerontology*, 49(1), 1-7, 1994.
- Bodenmiller, F. M., Hart, J. M. and Bhise, V. D., 2002-01-0091 Effect of vehicle body style on vehicle entry/exit performance and preferences of older and younger drivers. *SAE transactions*, 111(6), 254-268, 2002.
- Chateauroux, E. and Wang, X., Effects of Age, Gender, and Target Location on Seated Reach Capacity and Posture. *Human factors*, 50(2), 211-226, 2008.
- Chevalot, N. and Wang, X., 2004-01-2141 An Experimental Investigation of the Discomfort of Arm Reaching Movements in a Seated Position. *SAE transactions*, 113(1), 98-103, 2004.
- Choi, W. J., Choi, H. Y., Sah, S. J. and Lee, S. W., "Biomechanical discomfort factors in egress of older drivers", *Proceedings of SAE Digital Human Modeling for Design and Engineering*, 2009-01-2283, Gothenburg, 2009.
- Cooke, J. D., Brown, S. H. and Cunningham, D. A., Kinematics of arm movements in elderly humans. *Neurobiology of aging*, 10(2), 159-165, 1989.
- Delp, S. L., Loan, J. P., Hoy, M. G., Zajac, F. E., Topp, E. L. and Rosen, J. M. An interactive graphics-based model of the lower extremity to study orthopaedic surgical procedures. *IEEE transactions on bio-medical engineering*, 37(8), 757-767, 1990.
- Doriot, N. and Wang, X., Effects of age and gender on maximum voluntary range of motion of the upper body joints. *Ergonomics*, 49(3), 269-281, 2006.
- Dvorák, J., Vajda, E. G., Grob D. and Panjabi, M. M., Normal motion of the lumbar spine as related to age and gender. *European Spine Journal*, 4(1), 18-23, 1995.
- Fisk, A. D. and Rogers, W. A., *Handbook of Human Factors and the Older Adult*, Academic Press, 1997.
- Herriotts, P., Identification of vehicle design requirements for older drivers. *Applied Ergonomics*, 36(3), 255-262, 2005.
- Hole, D. E., Cook, J. M. and Bolton, J. E., Reliability and concurrent validity of two instruments for measuring cervical range of motion: effects of age and gender. *Manual therapy*, 1(1), 36-42, 1995.
- Holzbour, K. R., Murray, W. M. and Delp, S. L., A Model of the Upper Extremity for Simulating Musculoskeletal Surgery and Analyzing Neuromuscular Control. *Annals of biomedical engineering*, 33(6), 829-840, 2005.
- Hurley, M. V., Rees, J. and Newham, D. J., Quadriceps function, proprioceptive acuity and functional performance in healthy young, middle-aged and elderly subjects. *Age and Ageing*, 27(1), 55-62, 1998.
- Iwase, H. and Murata, A., Comparison of mouse performance between young and elderly - basic study for designing mouse proper for elderly. *2002 IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics*, 1, 246-251, 2002.
- Ketcham, C. J., Seidler, R. D., Van Gemmert, A. W. and Stelmach, G. E., Age-related kinematic differences as influenced by task difficulty, target size, and movement amplitude. *The journal of gerontology*, 57(1), 54-64, 2002.
- Kim, K. H., Modeling of head and hand coordination in unconstrained three-dimensional movements. Doctoral thesis, 2005.
- Kuhlman K. A., Cervical range of motion in the elderly. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 74(10), 1071-1079, 1993.
- Latella, D. and Meriano C. X., *Occupational Therapy Manual for Evaluation of Range of Motion and Muscle Strength*. Thomson-Delmar Learning, New York, 2003.
- Lu T. W. and O'Connor J. J., Bone position estimation from skin marker coordinates using global optimization with joint constraints. *Journal of Biomechanics*, 32(2), 129-134, 1999.
- McGregor, A. H., McCarthy, I. D. and Hughes, S. P., Motion characteristics of the lumbar spine in the normal population. *Spine*, 20(22), 2421-2428, 1995.
- Mian, O. S., Narici M. V., Minetti A. E. and Baltzopoulos V., Center of mass motion during stair negotiation in young and older men. *Gait & Posture*, 26(3), 463-469, 2007.
- Monnier, G., Simulation of task oriented complex human motions and prediction of the associated discomfort. Doctoral thesis, 2004.
- Paizis, C., Papaxanthis, C., Berret, B. and Pozzo, T., Reaching beyond arm length in normal aging: adaptation of hand trajectory and dynamic equilibrium. *Behavioral neuroscience*, 122(6), 1361-1370, 2008.

- Pearcy, M. J., Twisting mobility of the human back in flexed postures. *Spine*, 18(1), 114-119, 1993.
- Petzäll, J., The design of entrances of taxis for elderly and disabled passengers. An experimental study. *Applied Ergonomics*, 26(5), 343-352, 1995.
- Rikli, R. E. and Jones, C. J., 김현수, 박우영 공역, 노인 체력 검사와 평가, 대한미디어, 2005.
- Roy, E. A., Weir, P. L., Desjardins-Denault S. and Winchester, T., Pointing versus grasping in young and older adults. *Developmental neuropsychology*, 16(1), 19-27, 1999.
- Ryu, J., Song, G., Lee, S., Cho, Y., Kyung, G., Kim, H. and Baek, K., "Improving in-Vehicle Display and Control Design for Older Drivers", *proceedings of the International Conference on Ergonomics and Health Aspects of Work with Computers, EHAWC 2009*, pp. 170-176, San Diego, CA, 2009.
- Saunby, C. S. and Matle, C. C., Assessment of importance of automotive characteristics by older and younger drivers. *SAE transactions*, 103(6), 450-460, 1994.
- Vasavada, A. N., Li, S. and Delp, S. L., Influence of muscle morphometry and moment arms on the moment-generating capacity of human neck muscles. *Spine*, 23(4), 412-422, 1998.
- Wang, X., Three-dimensional kinematic analysis of influence of hand orientation and joint limits on the control of arm postures and movements. *Biological cybernetics*, 80(6), 449-463, 1999.
- Youdas, J. W., Garrett, T. R., Suman, V. J., Bogard, C. L., Hallman, H. O. and Carey, J. R., Normal range of motion of the cervical spine: an

initial goniometric study. *Physical therapy*, 72(11), 770-780, 1992.

● 저자 소개 ●

❖ 최 우 진 ❖ wjchoi78@gmail.com

홍익대학교 기계공학과 석사
 현 재: 홍익대학교 기계공학과 박사과정
 관심분야: 생체역학, 인간공학, 전산모의해석

❖ 광 승 호 ❖ limineux@hotmail.com

홍익대학교 기계시스템디자인공학과 학사
 현 재: 홍익대학교 기계공학과 석사과정
 관심분야: 생체역학, 인간공학

❖ 최 형 연 ❖ hychoi@hongik.ac.kr

Dept. of Mechanical Engineering, Stanford University 박사
 현 재: 홍익대학교 기계시스템디자인공학과 교수
 관심분야: 생체역학, 인간공학, 전산모의해석, 충돌안전

논 문 접 수 일 (Date Received) : 2010년 01월 25일

논 문 수 정 일 (Date Revised) : 2010년 02월 23일

논문게제승인일 (Date Accepted) : 2010년 02월 24일