Journal of the Ergonomics Society of Korea
Vol. 27, No. 2 pp.1-7, May 2008

요추 부위 인체역학 모델을 위한 한국인 몸통 근육의 생리학적 단면적 추정 회귀 모델*

김 지 현[1] · 송 영 웅[2]

[1]원주기독병원 건강관리과 / [2]대구가톨릭대학교 산업보건학과

Regression Models Predicting Trunk Muscles' PCSAs of Korean People

Ji Hyun Kim[1], Young Woong Song[2]

[1]Department of Health Care, Wonju Christian Hospital, Wonju, 220-701
[2]Department of Occupational Health, Catholic University of Daegu, Gyeongsan, 712-702

ABSTRACT

This study quantified 7 trunk muscles' physiological cross-sectional areas (PCSAs) and developed prediction equations for the physiological cross-sectional area as a function of anthropometic variables for Korean people. Nine females and nine males were participated in the magnetic resonance imaging (MRI) scans approximately from S1 through T8. Muscle fiber angle corrected cross-sectional areas (anatomical cross sectional areas: ACSAs) were recorded at each vertebral level and maximum value of ACSAs were determined as physiological cross sectional area (PCSA). There was a significant gender difference in PCSAs of all muscles (p<0.05). Stepwise linear regression techniques using anthropometric measures (e.g., height, weight, trunk depths and widths) as independent variables were conducted to develop prediction equations for the PCSA for each muscle. For males, six muscles' significant prediction equations (p<0.05) were developed except quadratus lumborum. For females, three prediction equations were developed for psoas, quadratus lumborum, and erector spinae muscles (p<0.05).

Keyword: Trunk muscles geometry, Physiological cross sectional area, Low back biomechanical model, Optimization model, EMG model

1. 서 론

국내에서 근골격계질환은 1998년 이후 지속적인 증가를 보이고 있으며, 특히 요통(low back pain or disorders)은 작업장에서 발병하는 근골격계질환 중에서 가장 빈번하게 일어나며 비용이 많이 드는 질환 중의 하나이다(Marras, 2000). 국내의 경우, 2005년도 근골격계질환자수는 2,901명이고, 이 중 요통은 34%(1,159명)를 차지하였으며(노동부, 2005), 2004년도(요통비율 28%) 보다 6%p 증가하였다. 외국에서도 요통이 큰 비중을 차지하고 있는 것으로 나타났다. 영국의 2003년도 조사에 의하면 전체 근골격계질환 중 주 통증 부위가 허리인 경우는 42.2%로 가장 큰 비율을 차지하였다(HSE, 2003). 미국의 2002년도 조사에서

*이 논문은 2005년도 정부재원(교육인적자원부 학술연구조성사업비)으로 한국학술진흥재단의 지원을 받아 수행된 연구임(KRF-2005-003-D00460).
교신저자: 송영웅
주 소: 712-702 경북 경산시 하양읍, 전화: 053-850-3740, E-mail: songyw@cu.ac.kr

도 근골격계질환으로 인해 하루 이상 결근을 요구한 건수는 487,915건이고, 이 중 주된 통증이 허리인 경우는 50.4% (246,103건)이었다(BLS, 2005).

요통 위험도의 평가 및 개선에 사용하기 위해 다양한 인체역학 모델이 제안되어 사용되어지고 있다. 정적 및 동적 작업 시 요통 위험도와 관련이 있다고 알려진 척추 디스크의 압축력과 전단력을 예측해 주는 인체역학 모델들 중 대표적인 것으로 EMG 모델, 혹은 EMG assisted model (McGill and Norman, 1986; Marras and Sommerich, 1991; Granata and Marras, 1995; Nussbaum and Chaffin, 1998), 최적화 모델(Schultz and Andersson, 1981; Bean et al., 1988) 등이 있다. 이 중 최적화 모델은 근전도 측정 과정이 필요 없는 수리 모델로서 3DSSPP와 같은 컴퓨터 기반 모델로 개발되어 들기 작업 분석 등에 많이 사용되고 있는 실정이다.

인체역학 모델을 이용한 요통 위험도 평가를 위해서는 요추 부위 근육의 기하학적 데이터(생리학적 단면적, 방향 벡터, 모멘트 암 벡터 등)가 필요하다. 이러한 데이터들은 직접 측정하기 어렵기 때문에, 보통 키, 몸무게, 가슴 너비 및 깊이 등과 같이 쉽게 측정할 수 있는 값들로부터 회귀식을 사용하여 예측한다. 그러나, 한국인 요추 부위 근육의 기하학적 데이터 및 예측 모델은 제안되어 있지 않으며, 국내에서 들기 등의 인력운반작업의 인체역학 분석에 많이 사용하고 있는 3DSSPP의 경우, 서양인의 데이터를 사용하고 있다.

인체역학 모델에 의한 몸통 부위 근력 및 척추 디스크 압축력/전단력 예측에서, 몸통 근육의 기하학적 데이터가 변하면 예측 결과는 달라진다. Brand 등(1986)은 근육의 생리학적 단면적(PCSA: physiological cross sectional area)에 따라 근력 및 척추 디스크의 압축력과 전단력이 달라진다는 것을 보고하였다. 또한 근육의 방향 벡터(lines of action)(Nussbaum 등, 1995)와 근육의 모멘트 암 데이터(McGill and Norman, 1987)에 따라 몸통 근력 및 척추 디스크 압축력/전단력이 달라진다는 보고도 있다. 따라서, 특정 작업에서 근력 및 척추 압축력/전단력의 예측을 정확하게 하기 위해서는 그 작업을 수행하는 작업자의 정확한 근육의 기하학적 데이터를 인체역학 모델에서 사용해야 한다.

특히, 한국인을 대상으로 한 척추 부하 예측에서, 3DSSPP와 같이 외국인 근육의 기하학적 데이터를 입력 변수로 사용하는 인체역학 모델을 사용하면, 예측 결과가 부정확할 가능성이 있다. 따라서, 국내 작업장에서 보다 정확한 요통 위험도 예측을 위해서는 한국인의 몸통 근육에 대한 기하학적 데이터 구축 및 예측 모델 개발이 필요하며, 외국인 데이터를 사용하여 평가하였을 경우와의 차이점을 분석하는 연구가 요구된다.

본 연구의 목적은 인체역학 모델을 사용하여 척추 부하를 정확하게 예측하기 위해 필요한 몸통 근육의 기하학적 데이터 중 생리학적 단면적을 한국인을 대상으로 추출하고, 비교적 간단히 측정할 수 있는 인체 측정 변수로부터 생리학적 단면적을 예측하는 회귀 모델을 제안하는 것이다.

2. 연구 방법

2.1 피실험자

건강한 남자 대학생 9명, 여자 대학생 9명이 MRI 촬영에 참여하였다. 선정 기준은 키로 하였으며, 제 5차 한국인 인체치수조사사업 보고서의 데이터를 이용하였다(기술표준원, 2004). 한국인 20~24세 평균과 표준 편차를 이용하여, 대, 중, 소로 구분하여 각각 3명이 포함되도록 하였다. 즉, 키가 (평균+0.5×표준편차) 보다 큰 경우를 대로(평균−0.5×표준편자) 보다 작은 경우를 소, 중간 사이를 중으로 정의하였다. 다음 표 1에는 실험에 참여한 피실험자의 나이, 키, 몸무게, BMI(body mass index)가 요약되어 있다.

표 1. 피실험자의 연령 및 신체 조건

성별	나이	키(cm)	몸무게(kg)	BMI(kg/m^2)
남	23.7 (±1.9)	174.7 (±8.0)	74.4 (±13.1)	24.2 (±3.1)
여	21.4 (±1.1)	161.1 (±6.7)	56.1 (±7.5)	21.7 (±2.9)

2.2 MRI 촬영 및 인체치수 측정

2006년 4월에서 5월 두 달간 방사선과 전문의의 도움을 받아 피실험자의 S1 척추 높이에서 위쪽으로 1cm 간격으로 총 25개 이미지의 MRI를 촬영하였다. MRI 촬영 시 자세는 반듯이 누운 상태에서 양팔은 편 채로 몸에 붙이고 손 또한 몸에 붙여 촬영 동안 자세를 유지하였다. 촬영 시 가급적 호흡은 크게 하지 않고, 가슴으로 호흡을 하도록 하였다.

예측 회귀 모델 도출을 위해 피실험자의 키와 몸무게를 포함하여, 검상돌기(xyphoid process), 배꼽(umbilicus), 장골능(lliac crest), 대퇴골상부(trochanter)돌기 높이에서 각각 너비 및 두께를 측정하였다.

2.3 생리학적 단면적 추출

각 개인별로 MRI 촬영 후 이미지를 BMP파일로 저장한 후 CADian 2002프로그램을 사용하여 근육들의 단면적을

추출하였다. 대상 근육은 복직근(rectus abdominus), 외복사근(external oblique), 내복사근(internal oblique), 활배근(latissmus dorsi), 대/소 요근(psoas), 요방형근(quadratus lumborum), 척추 기립근(erector spinae)의 7개 근육이었다(그림 1). MRI 이미지를 CADian 2002프로그램에서 불러들인 후, 방사선과 전문의의 지도를 받은 후 각 대상 근육을 마우스로 구분하였다(그림 1 참조). 각 근육별 영역을 표시해 준 후에 CADian 2002프로그램의 면적구하는 도구를 사용하여 근육의 단면적(CSA: cross sectional area)을 추출하였다.

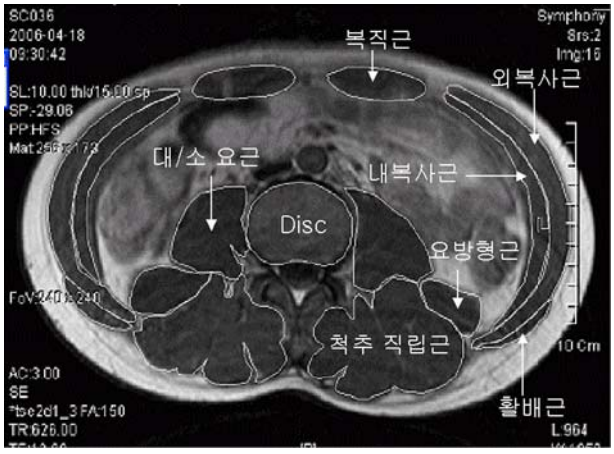

그림 1. CAD 프로그램으로 각 근육을 구분한 모습(L4 높이)

근육의 단면적은 근육의 방향 벡터를 고려하지 않은 단면적이고, 해부학적 단면적(ACSA: anatomical cross sectional area)은 근육의 방향 벡터로 보정하여 근육의 방향과 수직방향의 단면적을 구한 것이다. 척추 높이에 따라 각 근육별 방향 벡터 데이터는 McGill 등(1993)이 정리한 데이터를 사용하였다. 근육의 방향 벡터를 사용하여 보정하는 과정에서는 McGill 등(1993)이 제안한 inner dot product 방법을 이용하였다. 최종적으로 생리학적 단면적(PCSA)은 각 척추 위치별로 산출된 해부학적 단면적(ACSA)의 최대값으로 결정하였다. 생리학적 단면적은 근육이 낼 수 있는 최대 힘의 지표로서, 부피/길이 혹은 해부학적 단면적의 최대값으로 나타낼 수 있는데, 본 연구에서는 대부분의 인체역학 모델에서 채택하고 있는 최대값을 사용하였다.

2.4 데이터 분석

남자와 여자별로 각 근육별 생리학적 단면적이 차이가 있는지 보고자 유의수준 0.05에서 t-test를 하였다. 또한, 각 근육별로 좌우간 생리학적 단면적에 차이가 있는지는 pairwise t-test(α=0.05)로 평가하였다.

인체 측정치를 이용하여 생리학적 단면적을 예측하는 선형 회귀 모델은 SPSS 12.0을 이용하여 단계별 선택방법(stepwise regression)으로 추출하였다. 후보 독립 변수로는 외국인을 대상으로 한 연구들(McGill 등 1988; Tracy 등. 1989; Marras 등, 2001)을 참조하여 16개 인체 측정치수를 사용하였으며 다음 표 2에 제시되어 있다.

표 2. 단계별 선택을 사용한 회귀식 도출에서 사용된 후보 독립 변수들

독립 변수	설 명
Height(cm)	키
Weight(kg)	몸무게
BMI(kg/m^2)	몸무게 / 키^2
HTWT(m×kg)	키 × 몸무게
HTDWT(cm/kg)	키 / 몸무게
WTDHT(kg/cm)	몸무게 / 키
TWXP(cm)	검상돌기 높이의 너비
TDXP(cm)	검상돌기 높이의 두께
TWUM(cm)	배꼽 높이의 너비
TDUM(cm)	배꼽 높이의 두께
TWIC(cm)	장골능 높이의 너비
TDIC(cm)	장골능 높이의 두께
TWTR(cm)	대퇴골상부 높이의 너비
TDTR(cm)	대퇴골상부 높이의 두께
TDTWXP(cm^2)	검상돌기 높이 몸통의 두께 × 너비
TDTWXPH(cm^2/m)	검상돌기 높이 몸통의 두께 × / 키

3. 연구 결과

3.1 해부학적 단면적

척추의 위치별로 각 근육의 해부학적 단면적의 평균 및 표준편차가 다음 표 3(남자)와 표 4(여자)에 제시되어 있다. 복직근(rectus abdominus)은 L1에서 S1까지 위치하고 있으며, L1에서 S1으로 내려 갈수록 해부학적 단면적은 전체적으로 커지는 것을 알 수 있다. 복직근의 해부학적 단면적의 전체 평균은 남자의 경우는 6.35cm^2, 여자는 4.85cm^{2}이었다. 외복사근(external oblique)의 경우, 남자는 L2~L5, 여자는 L3~L5에 걸쳐 위치하고 있는 것으로 나타났으며, 전체 평균은 남자의 경우 9.8cm^2, 여자는 5.35cm^{2}이었다. 내복사근(internal oblique)은 남자는 L2~L5에서 데이터가 추출되었으며, 여자는 L3~L5에 걸쳐 데이터가 추

표 3. 척추 높이 별 근육의 해부학적 단면적(ACSA)의 평균 및 표준편차(cm^2): 남자

근육	위치	T8	T9	T10	T11	T12	L1	L2	L3	L4	L5	S1
복직근	좌						5.4±1.4	5.6±1.7	5.4±1.7	5.7±1.2	7.1±1.3	6.9±1.3
	우						5.6±1.1	5.6±1.7	6.0±1.6	6.2±1.1	7.2±1.6	7.4±1.6
외복사근	좌							7.3±1.4	10.5±2.2	11.0±2.6	9.6±1.6	
	우							8.3±4.3	11.1±2.9	11.2±3.1	9.4±2.6	
내복사근	좌							2.9±0.5	5.3±2.4	9.4±2.2	8.0±2.2	
	우								6.6±2.3	9.7±2.5	6.6±2.1	
대/소 요근	좌						3.6±1.1	5.7±1.7	10.9±2.5	14.5±2.0	16.7±2.4	14.0±2.1
	우						3.1±0.2	5.2±1.3	10.3±1.9	14.4±1.9	16.5±2.4	13.3±2.6
요방형근	좌						1.7±0.2	2.8±0.9	3.5±1.2	3.7±1.1	3.2±0.8	
	우						1.2±0.3	2.6±0.8	3.4±1.1	3.7±1.0	3.2±0.9	
활배근	좌	11.4±3.9	12.5±3.5	10.8±3.2	9.0±3.0	6.6±2.5	4.5±1.5	3.1±0.9				
	우	12.9±3.6	13.2±3.3	12.0±3.8	10.2±3.5	7.9±2.8	5.4±2.2	3.0±1.1				
척추 기립근	좌	11.4±1.0	14.1±2.9	15.7±1.7	18.5±3.9	19.8±3.0	21.9±3.9	23.7±5.0	24.7±5.3	22.5±5.4	15.0±4.4	4.6±0.9
	우	9.5±2.1	13.4±2.9	15.8±2.6	18.6±4.2	19.1±3.5	22.3±3.4	24.0±4.1	23.6±4.6	21.3±5.0	14.1±4.0	4.7±0.8

표 4. 척추 높이 별 근육의 해부학적 단면적(ACSA)의 평균 및 표준편차(cm^2): 여자

근육	위치	T8	T9	T10	T11	T12	L1	L2	L3	L4	L5	S1
복직근	좌						4.7±1.6	5.2±1.0	4.0±0.6	4.5±0.9	5.1±0.9	5.5±0.8
	우						5.5±2.4	5.0±0.6	4.0±0.8	4.6±1.1	5.2±0.6	5.2±1.1
외복사근	좌								5.5±1.3	5.4±1.1	4.0±0.3	
	우								6.3±1.5	6.0±1.1	4.8±0.7	
내복사근	좌								3.3±0.8	4.1±1.1	3.8±0.3	
	우								3.2±1.3	4.3±1.0	4.3±0.5	
대/소 요근	좌							3.4±0.8	5.9±1.2	8.2±1.1	9.5±1.5	
	우							3.0±0.9	5.0±1.3	7.4±1.3	8.6±1.2	
요방형근	좌							1.8±0.7	1.5±0.6	1.8±0.4		
	우							1.5±0.4	1.5±0.5	1.8±0.4	1.8±0.2	
활배근	좌	7.2±1.6	5.5±0.9	5.0±1.2	4.0±0.8	3.2±0.8	2.5±0.5	1.4±0.1				
	우	8.0±1.4	6.2±0.9	5.4±0.8	4.3±1.0	3.3±0.6	2.4±0.7	1.5±0.6				
척추 기립근	좌	6.2±1.2	7.9±2.1	9.1±2.4	10.4±2.1	12.1±2.7	13.3±2.2	14.1±1.8	13.7±2.9	11.9±2.4	9.4±2.4	3.6±1.1
	우	6.6±1.8	8.4±2.4	9.5±2.3	10.8±1.6	12.3±2.2	13.5±2.1	14.1±1.8	13.4±2.3	12.0±2.4	9.0±2.4	3.6±0.6

출되었다. 내복사근의 전체 평균은 남자는 6.3cm^2, 여자는 3.8cm^2이었다.

등 쪽에 위치한 근육을 살펴보면, 활배근(latissmus dorsi)의 경우 T8에서 L2사이에 있으며, 전체 평균은 12.85cm^2(남자), 7.6cm^2(여자)이었다. 대/소 요근(psoas)은 L1에서 S1사이에서 추출되었으며, 전체 평균은 16.6cm^2(남자)과 9.05cm^2(여자)이었다. 요방형근(quadratus lumborum)은 L1에서 L5 사이에 위치하고 있으며, 전체 평균은 남자는 2.9cm^2, 여자는 1.65cm^2이었다. 척추 기립근(erector spinae)은 T8에서 S1까지 분포하고 있었으며, 남자의 전체 평균은 16.4cm^2, 여자는 9.8cm^2이었다.

3.2 생리학적 단면적

척추의 여러 높이에서의 해부학적 단면적 중 최대값인 생리학적 단면적을 각 근육별로 결정하였으며, 다음 표 5에 정리되어 있다. 생리학적 단면적이 가장 큰 근육은 척추 기립근이고, 가장 작은 근육은 요방형근이었다. t-test 결과 모든 근육에서 남자가 여자보다 생리학적 단면적(PCSA)이 큰 것으로 나타났다(p<0.05). 특히 요방형근 근육의 경우 여자 평균이 남자 평균의 45% 밖에 되지 않았다.

좌우 근육간의 생리학적 단면적(PCSA)을 비교하기 위하여 pairwise t-test를 한 결과, 남자의 경우 좌우 근육의 차이가 있는 근육은 활배근(latissimus dorsi)이었고,

표 5. 생리학적 단면적(PCSA)평균과 표준편차(cm^2)

근육	남자			여자		
	좌	우	전체	좌	우	전체
복직근	8.0 ±1.7	8.2 ±1.5	8.1 ±1.5	5.9 ±0.7	6.0 ±1.2	6.0 ±1.0
외복사근	11.7 ±2.7	12.3 ±3.2	12.0 ±2.9	6.2 ±1.1	7.3 ±1.4	6.8 ±0.3
내복사근	9.8 ±2.7	10.6 ±2.6	10.2 ±2.6	4.8 ±1.0	5.1 ±0.9	4.9 ±1.0
활배근	13.8 ±3.7	15.6 ±3.8	14.7 ±3.7	8.9 ±1.2	9.1 ±1.6	9.0 ±1.4
대/소 요근	17.2 ±2.5	16.8 ±2.4	17.0 ±2.4	9.9 ±1.3	9.1 ±1.2	9.5 ±1.3
요방형근	5.3 ±1.6	4.9 ±1.0	5.1 ±1.3	2.3 ±0.6	2.2 ±0.4	2.3 ±0.5
척추 기립근	26.5 ±5.1	27.3 ±4.5	26.9 ±4.7	15.6 ±2.4	15.1 ±2.3	15.3 ±2.3

여자의 경우 외복사근(external oblique), 내복사근(internal oblique)이 차이가 있었다(p<0.05).

3.3 생리학적 단면적 예측 회귀 모델

인체 측정치를 독립 변수로 하여 단계별 선택(Stepwise Regression)방법을 사용하여 회귀방정식을 도출하였으며, 좌우 근육간 차이가 있었던 근육들(남자: 활배근, 여자: 외복사근, 내복사근)만 좌우로 나누어 회귀 모델을 각각 추출하였고, 나머지 근육은 좌우 근육의 평균을 사용하여 생리학적 단면적 예측 회귀 모델을 추출하였다.

다음 표 6에는 남자의 생리학적 단면적 예측 회귀 모델 추출 결과가 제시되어 있다. 복직근, 외복사근, 내복사근, 왼쪽 활배근, 활배근, 대/소 요근, 척추 기립근에서 유의한 회귀식을 도출할 수 있었다(p<0.05).

표 6. 생리학적 단면적(PCSA) 예측 회귀 모델(남자)

근육	추정 회귀식	R^2	R^2_{adj}	p
복직근	−1.083+0.035HTWT +0.012TDTWXP	0.98	0.98	<0.001
외복사근	−11.169+0.768TWXP	0.52	0.45	0.028
내복사근	−24.007+1.012TWTR	0.69	0.65	0.006
활배근−좌	−18.274+1.455TDXP	0.77	0.73	0.002
활배근−우*				
활배근	−12.758+1.246TDXP	0.61	0.56	0.013
대/소 요근	71.918−12.719HTDWT −0.808TWUM	0.88	0.84	0.002
요방형근*				
척추 기립근	−31.276+2.704TWTR −1.341TDTR	0.868	0.82	0.002

*: 유의한 회귀 모형을 도출하지 못함

다음 표 7에는 여자의 회귀 모델 추출 결과가 제시되어 있으며, 유의한 회귀모형이 도출된 근육은 오른쪽 외복사근, 대/소 요근, 요방형근, 척추 기립근이었다.

표 7. 생리학적 단면적(PCSA)예측 회귀 모델(여자)

근육	추정 회귀식	R^2	R^2_{adj}	p
복직근*				
외복사근−좌*				
외복사근−우	−6.535+0.553TWXP	0.50	0.43	0.032
외복사근*				
내복사근−좌*				
내복사근−우*				
내복사근*				
활배근*				
대/소 요근	0.946+0.426TDIC	0.61	0.55	0.013
요방형근	−0.664+0.052Weight	0.77	0.74	0.002
척추 기립근	3.474+0.546BMI	0.48	0.41	0.039

*: 유의한 회귀 모형을 도출하지 못함

4. 토 의

본 연구에서는 한국인을 대상으로 요통 위험도를 정확하게 평가하기 위해, 인체역학 모델에 입력 변수로 사용되는 몸통 근육의 기하학적 데이터 중 생리학적 단면적을 MRI 촬영을 통하여 추출하였으며, 비교적 측정이 쉬운 인체 측정치를 사용하여 생리학적 단면적을 예측할 수 있는 회귀식을 도출하였다.

남녀간의 생리학적 단면적 차이가 유의하게 나타났으며, 이것은 Marras 등(2001)의 연구 결과와 동일하다. 그러나, 이 결과는 본 실험에 참여한 남자와 여자의 평균 신장 및 몸무게 등 체격 특성에서 차이가 나기 때문에 추후에 비슷한 체격 특성을 가진 피실험자를 대상으로 한 비교 연구가 필요한 것으로 판단된다.

좌우 근육에서 차이가 있는 근육으로는 남자의 경우 활배근에서 오른쪽 근육이 왼쪽 근육보다 큰 것으로 나타났으며, 이것은 McGill 등(1993)과 Marras 등(2001)의 연구 결과와 동일하다. 활배근은 상완골을 신전시키고 내전시키는 기능을 하여 평소 사용하는 손의 위치와 상관이 있는 것으로 판단되며, 본 연구에 참여한 피실험자는 모두 오른손 잡이였

다. 여자의 경우 Marras 등(2001)의 연구에서는 활배근, 대/소 요근, 요방형근의 좌우 차이가 유의한 반면, 본 연구에서는 내복사근, 외복사근에서 좌우 차이가 나타났다. 이것은 외국인과 한국인 여성의 활동 특성 등 여러 가지 이유가 있을 수 있을 것으로 판단되며, 보다 많은 피실험자를 대상으로 한 연구가 필요하다.

생리학적 단면적 예측 모델은 남자의 경우 요방형근을 제외한 나머지 근육들은 모두 유의한 회귀식이 도출되었으며, 여자의 경우는 오른쪽 외복사근, 대/소 요근, 요방형근, 척추기립근에서 유의한 회귀식이 도출되었다. 도출된 회귀식도 남자와 여자가 다른 것으로 나타났다. 예를 들어, 남자의 척추 기립근에서는 회귀식에 TWTR과 TDTR이 독립 변수로 선택되었으나, 여자의 경우는 BMI만 독립 변수로 선택되었다. 이러한 사실은 남자와 여자 작업자를 대상으로 한 인체역학 모델 분석에서 각각 다른 데이터를 사용해야 한다는 것을 의미한다. 한편, 본 연구에서 회귀식이 도출되지 못한 근육의 경우, 인체역학 모델의 입력 변수로서 외국인을 대상으로 한 회귀식을 사용하거나, 본 연구에서의 평균 값을 사용하여 분석하는 것이 타당할 것으로 판단된다.

외국인을 대상으로 한 Marras 등(2001)의 연구에서 제안한 회귀식과 본 연구에서 도출한 회귀식을 이용하여 구한 생리학적 단면적을 비교하기 위해, 남자 척추 기립근을 예측한 결과 Marras 등(2001)의 예측 결과는 참값과의 오차평균이 2.57이었고, 본 연구 회귀식의 오차 평균은 0.01이었다. 이 결과는 회귀 모델 도출에서 사용한 인체 데이타를 사용한 결과로서, 모델 도출에 사용되지 않은 사람들을 대상으로 한 검증 연구가 필요하다고 할 수 있다.

본 연구의 제한점으로는 우선 피실험자 수가 적은 점이다. 즉, 분석 시간이 많이 걸리는 특성 상 많은 피실험자를 대상으로 수행하지 못하고 남녀 각각 9명을 대상으로 분석하였다. 외국인을 대상으로 한 연구인 Marras 등(2001)의 연구에서는 남자 10명, 여자 20명을 대상으로 하였으며, 남자의 경우는 본 연구와 비슷한 수준으로 판단된다. 한편, Chaffin 등(1990)은 96명의 여성을 대상으로 CT를 촬영하여 근육의 크기를 결정하였지만, 나이가 40살에서 63살인 피실험자를 대상으로 하였으므로, 본 연구에 참여한 건강하고 젊은 여성의 데이터도 의미가 있다고 할 수 있다. 두 번째 제한점으로는, 피실험자를 구성할 때 키만 기준으로 하였는데, 몸무게나 BMI 같은 다른 체격 특성으로도 구분하여 충분한 피실험자를 구성할 필요가 있을 것이다. 여성의 경우 요방형근의 회귀식에 몸무게가 독립 변수로 선택되었으며, 척추 기립근에는 BMI가 포함되었으므로, 이러한 변수에서 다양한 피실험자를 구성하면 보다 정확한 회귀식을 도출할 수 있을 것이다. 세 번째 한계점으로는, MRI 이미지를 보면서 근육을 마우스로 구분하는 과정에서 오차가 발생할 수 있다는 점이다. 따라서, 반복 측정 및 여러 명의 분석자를 사용한 분석이 요구된다. 마지막으로, 본 연구에서 측정하고 예측된 생리학적 단면적은 건강하고 젊은 대학생을 대상으로 하였으므로, 다양한 계층의 실제 작업자들을 대상으로 하는 연구가 필요할 것이다.

5. 결 론

본 연구에서는 한국인 남자 9명, 여자 9명을 대상으로 MRI 촬영을 통해 각 척추 높이별 7개 몸통 근육의 해부학적 데이터를 추출하였으며, 해부학적 단면적 중 최대값인 생리학적 단면적을 예측할 수 있는 회귀 모델을 도출하였다. 인체역학 모델을 사용하여 들기/내리기/밀기/당기기 등의 인력 작업에서 요통 위험도를 평가하는 경우에, 본 연구에서 제안된 회귀 모델을 입력 변수로 사용하면, 외국인을 대상으로 한 평가 결과보다 더 정확한 평가가 가능할 것으로 예상된다. 한편, 보다 많은 피실험자를 대상으로 한 생리학적 단면적 데이터 구축 연구가 필요하며, 외국인 데이터를 사용한 경우와 한국인 데이터를 사용한 결과의 비교 연구도 필요한 것으로 판단된다.

참고 문헌

노동부, 산업재해현황, 2005.

기술표준원, 제5차 한국인 인체치수조사사업 보고서, 산업자원부 기술표준원, 2004.

Bean, J. C., Chaffin, D. B. and Schultz, A. B., Biomechanical model calculation of muscle contraction forces: A double linear programming method, *Journal of Biomechanics*, 21(1), 59-66, 1988.

BLS (Bureau of Labor Statistics), Musculoskeletal disorders by selected worker and case characteristics, U.S. Department of Labor [cited 2005, Jan 15], Available from: URL:http://stats.bls.gov/iif/oshcdnew.htm, 2005.

Brand, R. A., Pedersen, D. R. and Friederich, J. A., The sensitivity of muscle force predictions to changes in physiologic cross-sectional area, *Journal of Biomechanics*, 19, 589-596, 1986.

Chaffin, D. B., Redfern, M. S., Erig, M. and Goldstein, S. A., Lumbar muscle size and location from CT scans of 96 women of age 40 to 63 years, *Clinical Biomechanics*, 5, 9-16, 1990.

Granata, K. P. and Marras, W. S., An EMG-assisted model of trunk loading during free-dynamic lifting. *Journal of Biomechanics*, 28(11), 1309-1317, 1995.

HSE (Health and Safety Executive), Health and Safety Statistics Highlights, National Staticstics, 2003.

Marras, W. S., Occupational low back disorder causation and control, *Ergonomics*, 43(7), 880-902, 2000.

Marras, W. S. and Sommerich, C. M., A three-dimensional motion model of loads on the lumbar spine: I. Model structure, *Human Factors*, 33(2), 123-137, 1991.

McGill, S. M. and Norman, R. W., Partitioning of the L4-L5 dynamic moment into disc, ligamentous and muscular componets during lifting, *Spine*, 11(7), 666-678, 1986.

McGill, S. M. and Norman, R. W., Effects of an anatomically detailed spinae model on L4/L5 disc compression and shear, *Journal of Biomechanics*, 20, 591-600, 1987.

McGill, S. M., Patt, N. and Norman, R. W., Measurement of the trunk musculature of active males using CT scan radiography: Implications for force and moment generating capacity about the L4/L5 joint, *Journal of Biomechanics*, 21(4), 329-341, 1988.

McGill, S. M., Santaguida, L. and Stevens, J., Measurement of the trunk musculature from T6 to L5 using MRI scans of 15 Young Males corrected for muscle fibre orientation, *Clinical Biomechanics*, 8, 171 -178, 1993.

Nussbaum, M. A. and Chaffin, D. B., Lumbar muscle force estimation using a subject-invariant 5-parameter EMG-based model, *Journal of Biomechanics*, 31(7), 667-672, 1998.

Schultz, A. B. and Andersson, G. B. J., Analysis of loads on the lumbar spine, *Spine*, 6(1), 76-82, 1981.

Tracy, M. F., Gibson, M. J., Szypryt, E. P., Rutherford, A. and Corlett, E. N., The geometry of the muscles of the lumbar spine. determined by magnetic resonance imaging, *Spine*, 14, 186-193, 1989.

◐ 저자 소개 ◑

❖ 김 지 현 ❖ 82chkim@hanmail.net
대구가톨릭대학교 산업보건학과 석사
현 재: 원주기독병원 건강관리과 연구원
관심분야: WMSDs, Ergonomic Risk Factors

❖ 송 영 웅 ❖ songyw@cu.ac.kr
포항공과대학교 인간공학 박사
현 재: 대구가톨릭대학교 산업보건학과 조교수
관심분야: WMSDs, Low Back Biomechanical Models

논 문 접 수 일 (Date Received) : 2008년 02월 22일
논 문 수 정 일 (Date Revised) : 2008년 04월 16일
논문게재승인일 (Date Accepted) : 2008년 04월 16일