

정적 부하 작업에서 EMG 모델과 세가지 최적화 모델을 이용한 척추 부하 평가

송 영 웅[‡] · 정 민 근¹⁾

대구가톨릭대학교 산업보건학과 · 포항공과대학교 산업공학과¹⁾

Prediction of the Spinal Load during Static Loading Conditions using EMG model and Three Optimization models

Young Woong Song[‡] · Min Keun Chung¹⁾

Dept. of Occupational Health, Catholic University of Daegu

Dept. of Industrial Engineering, Pohang University of Science and Technology¹⁾

This study investigated the spinal loads(L5/S1 disc compression and shear forces) predicted from four biomechanical models: one EMG model and three optimization models. Three objective functions used in the optimization models were to minimize 1) the cubed muscle forces : MF3, 2) the cubed muscle stress : MS3, 3) maximum muscle intensity : MI. Twelve healthy male subjects participated in the isometric voluntary exertion tests to six directions : flexion/extension, left/right lateral bending, clockwise/counterclockwise twist. EMG signals were measured from ten trunk muscles and spinal loads were assessed at 10, 20, 30, 40, 50, 60, 70, 80, 90%MVE(maximum voluntary exertion) in each direction. Three optimization models predicted lower L5/S1 disc compression forces than the EMG model, on average, by 31%(MF3), 27%(MS3), 8%(MI). Especially, in twist and extension, the differences were relatively large.

Anterior-posterior shear forces predicted from optimization models were lower, on average, by 27%(MF3), 21%(MS3), 9%(MI) than by the EMG model, especially in flexion(MF3 : 45%, MS3 : 40%, MI : 35%). Lateral shear forces were predicted far less than anterior-posterior shear forces(total average = 124 N), and the optimization models predicted larger values than the EMG model on average. These results indicated that the optimization models could underestimate compression forces during twisting and extension, and anterior-posterior shear forces during flexion. Thus, future research should address the antagonistic coactivation, one major reason of the difference between optimization models and the EMG model, in the optimization models.

Key Words : Low back pain, spinal load, disc compression force, disc shear force, EMG model, optimization model

* 본 연구는 2004학년도 대구가톨릭대학교 연구비 지원에 의한 것임

접수일 : 2005년 2월 18일, 채택일 : 2005년 3월 21일

‡ 교신저자 : 송영웅(경북 경산시 하양읍 대구가톨릭대학교 산업보건학과

Tel : 053-850-3740, E-mail : songyw@cu.ac.kr)

I. 서 론

요통(low back pain or disorders)은 작업장에서 발병하는 근골격계질환 중에서 가장 빈번하게 일어나고, 비용이 많이 드는 질환 중의 하나이다(Marras, 2000). 영국의 경우 2003년도 조사에 의하면 1,108,000명의 작업자가 근골격계질환을 호소했으며, 주 통증 부위가 허리인 경우는 42.2% (468,000명)로 가장 큰 비율을 차지했다(HSE, 2003). 미국의 경우, 2002년도에 근골격계질환으로 인해 하루 이상 결근을 요구한 건수는 487,915건이고, 이중 주된 통증이 허리인 경우는 50.4%(246,103건)이었다(BLS, 2005). 국내의 경우에는, 2003년도 근골격계질환자수는 4,532명이고, 이 중 요통은 35.9%(1,626명)를 차지하였으며(노동부, 2004), 2002년도 요통 질환자수(660명)의 약 2.5배로 매년 증가하는 추세에 있다.

이러한 요통 위험도를 평가하는 인체역학적인 척도로는 척추부위 모멘트, 디스크의 압축력(compression force) 및 전단력(shear force), 근육의 동원 정도 등이 있으며, 특히 디스크 압축력이 일반적인 척도로서 많이 사용되고 있다. 디스크 압축력의 안전 작업 기준(AL)은 3400 N, 최대 허용 기준(MPL)은 6400 N으로 제시되었으며(NIOSH, 1981), 전단력의 기준으로는 750~1000 N이 제시되었다(McGill, 1997). 척추 디스크 압축력 및 전단력을 예측하는 인체역학 모델들로는 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), 신경망 모델(Nussbaum et al., 1995; Nussbaum et al., 1997), distributed moment histogram model(Raschke et al., 1996) 등이 제안되었다. 제안된 모델 중 EMG 모델과 최적화 모델이 가장 많이 사용되고 있다. EMG 모델은 작업 중 몸통 근육의 근전도 신호를 측정하여 근력과 척추 부하를 예측하는 모델로서, 주로 실험실 환경에서 많이 사용되고 있다. 한편 최적화 모델은 작업

자가 주어진 작업을 수행할 때 근육동원을 어떤 특정한 목적 함수를 최소 혹은 최대화 한다는 가정 하에 선형 혹은 비선형 수식 모델을 구성하여 척추 부하를 예측하는 방법이다. 최적화 모델은 비교적 빠르고 쉽게 계산할 수 있기 때문에 일반 작업장의 분석용으로 많이 사용되고 있으며, 3DSSPP 와 같은 컴퓨터 소프트웨어에 적용되어 사용성이 매우 높다고 할 수 있다.

EMG 모델과 최적화 모델의 예측 결과를 비교한 연구를 살펴보면, Cholewicki et al.(1995)는 굴곡/신전, 측면 굴곡 방향으로 등척성 힘을 발휘하는 상황에서 EMG 모델과 하나의 목적함수를 사용한 최적화 모델을 비교하였으며, 최적화 모델이 EMG 모델보다 평균적으로 낮은 디스크 압축력을 예측하였다고 보고하였다. 따라서, 최적화 모델을 이용하여 척추 부하를 예측할 때에는 척추 부하를 과소평가 할 수 있는 위험이 있으며, 다양한 환경에서 최적화 모델과 EMG 모델에 의한 예측결과를 비교하는 연구가 필요하다.

본 연구에서는 굴곡/신전, 좌/우 측면 굴곡, 시계/반시계방향 회전 방향에서, 그리고 다양한 외부 모멘트 크기 하에서 EMG 모델과 최적화 모델에서의 척추 부하 예측 결과를 비교하고자 하였다. 또한 최적화 모델에 의한 예측 결과는 적용되는 목적함수에 따라 달라지므로, 세 가지 목적함수를 사용하여 목적함수에 따른 예측결과도 비교하였다.

II. 연구 방법

1. 실험 방법

요통 경험이 없는 12명의 남자 대학생 및 대학원생이 실험에 참가하였으며, 평균 나이는 24.5(±1.9) 세였으며, 평균 키는 175.9(±3.5)cm, 평균 몸무게는 69.7(±4.4) kg이었다.

피실험자는 자체 제작한 가슴 고정 기구(chest harness)를 가슴 부위에 착용하고 철제 프레임 안에서 선 자세를 유지하였

으며, 이때 엉덩이와 다리 부위는 지지대에 고정하였다(Figure 1). 가슴 고정기구의 갈고리 사이의 수평 거리는 20cm 였으며, 수직 거리는 L5/S1 조인트에서 약 40cm가 되도록 조정하였다.

정적 외부 모멘트 부하를 발생시키기 위해서 선 자세에서 6개 방향(굴곡/신전, 좌/우측 구부림 및 시계/반시계 회전 방향)으로 점진적으로 최대 힘에 이르도록 하는 자의적 등척성 운동(isometric voluntary exertion)을 실시하였다. 이때, 발휘 방향과 반대 방향의 가슴고정기구를 줄로 고정시킨 다음 당기도록 하였다. 힘 발휘 방법은 점진적으로 갑작스런 움직임이 없이 약 10 초 후에 최대 힘에 이르도록 힘을 증가시키도록 하였다.

몸통 부위 10 개 근육에서 근전도 신호를 측정하였으며, 2대의 8 채널 Telemetry 900 systems(Noraxon Inc., USA)을 사용하였다. 10개 몸통 근육은 등쪽에 위치한 좌/우 척추세움근(left/right erector spinae), 좌/우 넓은등근(left/right latissimus dorsi), 배쪽에 위치한 좌/우 배마깁경사근(left/right external oblique), 좌/우 배측경사근(left/right internal oblique), 좌/우 복부직근(left/right rectus abdominus)이었다. 전극 부착 위치는 척추 세움근의 경우 L3 spinous process로부터 좌우 측면으로 3cm(90° 기울기) 위치에, 넓은 등근의 경우 T9 높이에서 좌우측면으로 근육이 융기한

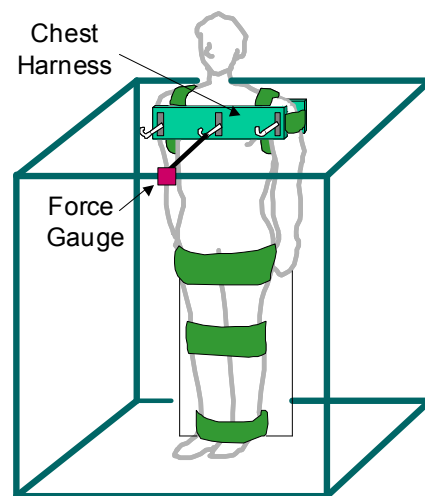


Fig 1. Chest harness and steel frame set-up

(muscle belly)(약 45° 기울기) 위치에, 외복사근은 배꼽높이에서 약 15cm 좌우 측면(약 70° 기울기) 위치에, 내복사근은 ASIS(anterior superior iliac spine)에서 2cm 아래, 가운데 방향으로 3cm(약 6° 기울기) 위치에, 그리고 복직근은 배꼽 높이에서 3cm 측면, 2cm 위쪽 지점(90° 기울기)에 부착하였다.

EMG 측정과 동시에 Chatillon CE force gauge(DFGS-R-500, Ametek Inc., USA)를 사용하여 발휘 힘을 측정하였다. 굴곡/신전 및 좌/우측 구부림 방향에서는 발휘 방향과 반대 방향에 한 개의 힘 측정기를 부착하였으며, 시계 방향/반시계 방향 회전에서는 반대 방향에 두개의 힘 측정기를 부착하여 발휘력을 측정하였다.

6개 방향으로의 자의적 발휘 실험에서, 각 방향 간에는 5분 이상의 휴식시간을 두었다. 근전도 신호의 표준화 과정에 필요한 10 개 근육의 휴식 시 근전도 신호(rest EMG)는 본 실험 전과 후(5분 이상 휴식)에 바닥에 누운 자세와 엎드린 자세에서 각각 5회씩 측정하여 최소 값을 사용하였다. 또한 각 근육의 최대 근전도 신호(max EMG)는 6개 방향(굴곡/신전, 좌/우 측면 굴곡, 시계/반시계방향 회전)으로 최대 힘에 이르렀을 때, 근육별 1초 평균(RMS)을 구하여 6개 값 중 최대 값을 사용하였다.

2. 데이터 처리

근전도 신호는 1000Hz로 측정되었으며, 10 ~ 400Hz 대역 필터를 통과시켜 잡음신호를 줄였다. 60Hz 잡음의 경우 60Hz 주위의 좁은 범위라도 대역 필터를 사용하여 처리를 하면 상당한 양의 정보 손실(대역 주위 데이터를 넓게 잘라냄)이 일어나기 때문에 신호처리를 하지 않았다. 또한, ECG 신호의 경우 근육이 20%MVE 보다 작은 힘을 낼 때에는 ECG 신호가 구분되지 않았으나, 힘이 커짐에 따라 구분이 어려워져 ECG 신호처리를 하지 않았다. 이후, 1 초 이동(moving) 평균(root mean square, RMS) 값을 매 10 ms 마다 구하여 최대 RMS 와 휴식시 RMS 를 사용하여 NEMG(normalized EMG) 값을 다음 식과

같이 구하였다.

$$NEMG_j = \frac{EMG_j - EMG_j^{REST}}{EMG_j^{MAX} - EMG_j^{REST}}$$

여기에서 EMG_j 는 평균 RMS 값, EMG_j^{REST} 는 휴식시 평균 RMS 값, EMG_j^{MAX} 는 최대힘 발휘시의 평균 RMS 값을 나타낸다.

발휘 힘 신호는 50Hz로 측정되었으며, 각 신호 데이터는 내부적으로 45 개 측정값의 평균이었다. 측정된 힘은 L5/S1 조인트를 중심으로 하는 모멘트 값으로 환산하였다. 근전도 신호에서와 같이 시간에 따른 1초 평균값을 구한 다음, 최대 근력에 대한 10, 20, 30, 40, 50, 60, 70, 80, 90%MVE(maximum voluntary exertion) 값을 추출하였으며, 이때의 근전도 신호 NEMG를 구하여 분석에 사용하였다.

3. L5/S1 디스크 압축력 및 전단력 예측

L5/S1 디스크 압축력 및 전단력은 EMG 모델과 최적화 모델을 사용하여 예측하였다. 인체역학 모델을 구성하기 위해서 필요한 근육의 해부학적 데이터 중에서 근육의 생리학적 단면적은 Marras et al.(2001) 데이터를, 근육의 단위 힘방향 벡터(unit force vector)는 Dumas et al.(1988) 데이터를, 모멘트 암 벡터는 Shultz and Andersson(1981) 데이터를 사용하였다.

1) EMG 모델

EMG 모델은 주어진 외부 모멘트를 극복하기 위한 몸통 근육의 힘을 근전도 신호에 근거하여 예측하는 방법으로, Granata and Marras(1995) 모델을 적용하였다. 한 근육의 힘은 다음 식과 같이 계산하였다.

$$f_j = G \times NEMG_j \times pcsa_j$$

여기에서 f_j 는 근육 j 의 힘, G 는 common gain value, $NEMG_j$ 는 표준화된 근전도 신호, $pcsa_j$ 는 근육 j 의 생리학적 단면적을 의미한다. 본 연구에서는 바로 선 자세에서의 정적 작업이므로, 힘·속도 인자, 힘·길이 인자는 고려하지 않았다. 실험을 통하여 $NEMG_j$ 값을 결정하면, 근육의 힘을 결정하는 인자 중 G 값만 미지수로 남게 된다. G 값은 외부 모멘트(M_i^E)와 근육에 의해 발휘되는 내부 모멘트(M_i^I)와의 균형 방정식에 의해 계산할 수 있다. 모멘트 균형을 이루기 위해서는 $\Sigma(M_i^E + M_i^I)$ 값이 0이 되어야 하지만, EMG 모델에서는 이것이 불가능하므로, 다음과 같이 오차 제곱을 최소화하였다.

$$\text{Min} \sum_i (M_i^E + M_i^I)^2$$

전체 근육에 의한 최종 내부 모멘트(M_i^I)는 각 근육의 내부 모멘트를 더하여 구하였으며, 한 근육이 발생하는 내부 모멘트는 그 근육의 힘을 근육의 모멘트 암 벡터와 단위 힘방향 벡터와의 외적 값에 곱하여 계산하였다. 이와 같이 근육의 힘을 예측한 다음, 힘 균형 방정식(최적화 모델 참조)을 이용하여 L5/S1 디스크의 압축력 및 전단력을 계산하였다.

2) 최적화 모델

최적화 모델은 주어진 외부 모멘트 상황에서 필요한 근력 예측을 어떤 특정 기준 혹은 목적 함수를 최소 혹은 최대화하도록 결정하는 방법이며, 본 연구에서 적용한 최적화 식은 다음과 같다.

Minimize O

$$\text{Subject to } \sum_{j=1}^{10} (D_j \times U_j) f_j + M^E = 0$$

$$\sum_{j=1}^{10} U_j f_j + F^E + F^J = 0$$

$$f_j \leq i_{\max} pcsa_j \text{ for all } j$$

$$f_j \geq 0 \text{ for all } j$$

여기에서 O 는 목적함수, f_j 는 근육 j 의 힘, M^E 는 외부 모멘트, D_j 는 모멘트 암 벡터, U_j 는 근육의 단위 힘방향 벡터, F^E 는 외부 힘 및 신체 부위 무게 벡터, F^J 는 디스크 조인트에서의 반발력 벡터(압축력, 좌/우 전단력, 앞뒤 전단력), 그리고 i_{\max} 는 근육 j 의 최대 강도(단위 면적당 최대 힘)을 의미한다. 첫 번째 제약식은 모멘트 균형 방정식, 두 번째 제약식은 힘 균형방정식이다. 나머지 두 개 제약식은 예측되는 근력이 0보다 크고, 생리학적 최대치보다 작아야 한다는 부등식이다.

목적함수에 따라 예측되는 근력 및 디

Table 1. One example of predicted muscle forces and spinal loads(N)

Model	Rectus Abdominus		External Oblique		Internal Oblique		Erector Spinae		Latissimus Dorsi		L5/S1 Disc Reaction Forces		
	Left	Right	Left	Right	Left	Right	Left	Right	Left	Right	comp.*	a/p †	lateral ‡
EMG	11	11	10	12	21	54	710	561	27	42	1546	881	40
MF3	0	0	0	0	0	0	383	383	418	418	1470	1128	0
MS3	0	0	0	0	0	0	479	479	337	337	1477	1181	0
MI	0	0	0	0	0	0	467	467	348	348	1476	1174	0

Values are from subject a, direction : extension, magnitude : 50%MVE

* compression force

† anterior-posterior shear force

‡ lateral shear force

스크 반발력의 값이 달라지며, 본 연구에서 사용한 목적함수는(1) 근육의 세제곱합($\sum(f_j)^3$: MF3),(2) 근육 stress의 세제곱합($\sum(f_j/psa_j)^3$: MS3),(3) 근육의 최대 강도(i_{max} : MI)의 세 가지 종류를 사용하였다.

III. 연구 결과

1. 근육 및 디스크 반발력 예측 결과

다음 Table 1에 피실험자 a가 신전 방향으로 50%MVE(80Nm)를 발휘할 때의 10개 몸통 근육 및 척추 부하(압축력 및 전단력) 예측 결과의 한 예가 제시되어 있다.

최적화 모델은 힘 발휘에 필요한 근육(주동근)들의 힘을 좌/우 균등하게 예측하였으며(신전의 경우 척추 기립근, 넓은 등근), 길항근의 경우는 모두 0의 값을 예측하였다(신전의 경우 배바깥경사근, 배속경사근, 복부직근). 한편, EMG 모델은 측정된 근전도 신호에 비례하여 예측하므로, 신전에서 좌/우 근육들의 힘이 다르게 예측되었으며, 길항근도 0보다 큰 값들을 예측하였다. 이와 같은 예측 형태는 다른 방향에서도 동일하게 나타났다.

2. 디스크 압축력 분석

예측된 디스크 압축력의 전체 평균은 1286 N이었으며, 발휘 방향과 크기에 따른 인체역학 모델들의 디스크 압축력 예

측결과가 Table 2에 12명의 평균으로 제시되어 있다. 인체역학 모델 종류, 발휘 방향과 크기가 디스크 압축력 예측 값에 미치는 영향을 알아보기 위해 분산분석을 실시하였으며, 세 가지 주 효과(main effect)와 모든 교호 작용이 통계적으로 유의한 것으로 나타났다($p<0.05$).

분산분석에서 모델 요인이 통계적으로 유의하게 나왔으며, 이것은 모델에 따라 예측되는 디스크 압축력이 다르다는 것을 의미한다. EMG 모델에 의한 압축력 예측 값의 전체 평균은 1535 N이었으며, 최적화 모델들에 의한 예측 값의 평균(MF3 : 1063 N, MS3 : 1123 N, MI : 1422 N)보다 높게 예측되었다. 즉, 최적화 모델이 EMG 모델보다 평균적으로 31%(MF3), 27%(MS3), 8%(MI) 낮은 디스크 압축력을

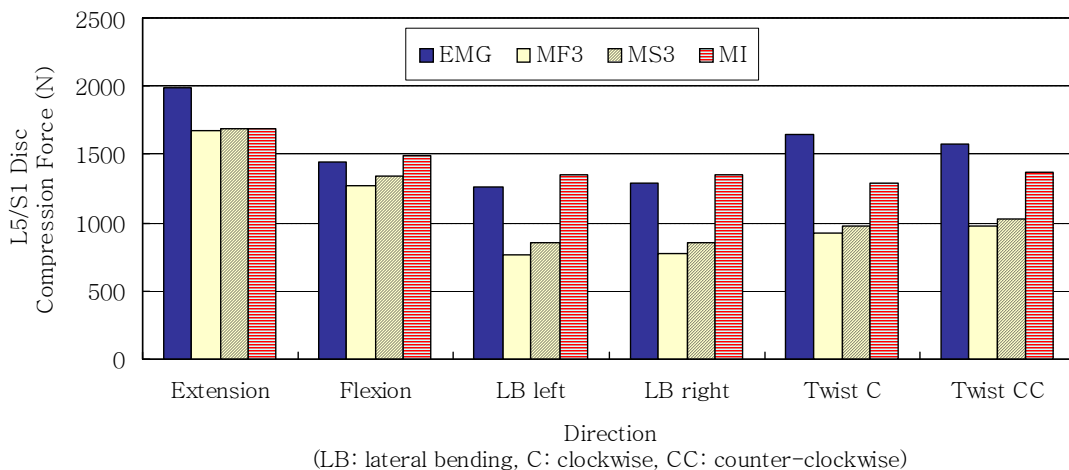


Fig 2. L5/S1 compression forces according to the moment direction and biomechanical models

Table 2. Mean compression forces predicted from four biomechanical models(Newton)

Model	Magnitude (%MVE)	Extension	Flexion	Lateral Bending Left	Lateral Bending Right	Twist Clockwise	Twist Counter- Clockwise
EMG	10	837	456	509	527	636	563
	20	1,014	584	551	568	768	681
	30	1,218	760	663	653	946	824
	40	1,445	1,021	811	802	1,170	1,081
	50	1,758	1,342	1,044	1,055	1,511	1,364
	60	2,096	1,719	1,340	1,375	1,853	1,761
	70	2,648	2,016	1,682	1,785	2,250	2,197
	80	3,148	2,365	2,096	2,224	2,625	2,616
	90	3,723	2,769	2,623	2,643	3,103	3,052
MF3	10	575	494	393	393	424	434
	20	851	689	487	487	549	568
	30	1,126	884	580	580	674	702
	40	1,402	1,078	674	674	798	836
	50	1,677	1,273	767	767	923	971
	60	1,953	1,468	861	861	1,048	1,105
	70	2,229	1,662	954	955	1,173	1,239
	80	2,504	1,857	1,048	1,048	1,297	1,374
	90	2,780	2,052	1,141	1,142	1,422	1,508
MS3	10	577	509	410	411	434	445
	20	854	718	521	522	569	590
	30	1,131	927	632	633	704	735
	40	1,408	1,137	743	744	839	881
	50	1,685	1,346	854	855	974	1,026
	60	1,962	1,555	966	966	1,108	1,171
	70	2,239	1,765	1,077	1,077	1,243	1,317
	80	2,517	1,974	1,188	1,189	1,378	1,462
	90	2,794	2,183	1,299	1,300	1,513	1,607
MI	10	576	538	509	510	498	513
	20	853	776	718	720	696	727
	30	1,130	1,014	928	930	895	941
	40	1,407	1,252	1,137	1,140	1,093	1,155
	50	1,684	1,490	1,347	1,350	1,292	1,369
	60	1,961	1,729	1,556	1,560	1,490	1,583
	70	2,238	1,967	1,766	1,770	1,688	1,797
	80	2515	2205	1975	1980	1887	2010
	90	2792	2443	2185	2190	2085	2224

예측하였다.

6개 모멘트 방향에서의 모델에 의한 예측결과를 살펴보면(Figure 2), 신전과 회전 방향에서는 EMG 모델이 최적화 모델보다 항상 높은 압축력을 예측하였다. 최적화 모델은 회전 방향에서 EMG 모델보다 평균적으로 41%(MF3), 38%(MS3), 17%(MI) 낮은 압축력을 보였으며, 측면 굴곡에서는 MF3는 40%, MS3는 33% 낮게 예

측하였으며 MI 는 6% 높게 예측하였다. 신전 방향에서는 16%(MF3), 15%(MS3), 15%(MI) 낮게 예측하였으며, 굴곡에서는 MF3는 12%, MS3는 7% 낮게 예측하였고 MI는 3% 높게 예측하였다. 신전 방향에서는 최적화 모델의 세가지 목적함수에 의한 예측결과는 큰 차이를 보이지 않고 있으나, 측면 굴곡과 회전 방향에서는 MI 목적함수가 다른 두개 목적함수보다 더

큰 값을 예측하였다.

인체역학 모델의 종류에 따른 차이를 모멘트 크기 변화에 따라 살펴보면, 다음 Figure 3에서와 같이 모멘트 크기가 증가할수록 EMG 모델과 최적화 모델과의 압축력 차이가 크게 나타났다. 특히, MF3와 MS3 목적함수는 비슷한 값을 예측하였고, MI보다 EMG 모델과의 차이가 더 커짐을 알 수 있다.

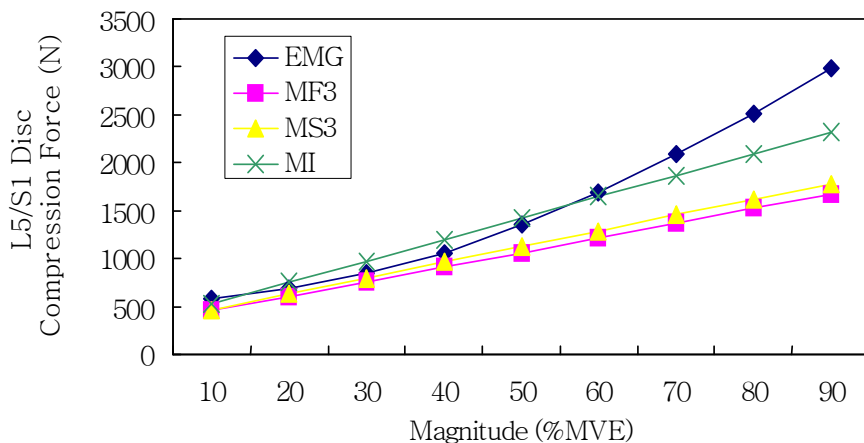


Fig 3. L5/S1 compression forces according to the magnitude and biomechanical models

3. 디스크 전/후 전단력

예측된 디스크 전/후 전단력(anterior-posterior shear force)은 모두 몸의 앞 쪽(anterior)으로 향하는 힘이었으며, 전체 평균은 899 N 이었다. 모멘트 방향과 크기에 따른 인체역학 모델들의 디스크 전/후 전단력의 예측결과가 Table 3 에 제시되어 있다.

분산분석 결과 디스크 압축력과 마찬가지로 전/후 전단력은 인체역학 모델의 종류, 모멘트 방향 및 크기에 따라 다르게 예측되었다($p < 0.05$). 전체적으로 디스크 압축력 보다는 작은 값이 예측되었으며,

EMG 모델에 의한 예측 값(평균 : 1050 N)이 가장 크게 나타났다. 최적화 모델은 평균적으로 EMG 모델보다 27%(MF3), 21%(MS3), 9%(MI) 낮은 전/후 전단력을 예측하였다. 최적화 모델에서는 MI 목적 함수가 평균적으로 가장 큰 전/후 전단력(평균 953 N)을 예측하였으며, MS3의 예측치 평균은 828 N, MF3는 766 N 이었다.

6개 발휘 방향에서의 모델에 의한 예측 결과는 압축력과 다른 경향을 보였다. 가장 큰 차이를 보인 방향은 신전과 굴곡 방향으로, 신전 방향에서 EMG 모델은 최적화 모델보다 낮은 값을 예측하였다(Figure 4). 최적화 모델과 EMG 모델과의 예측값

차이가 가장 큰 방향은 굴곡 방향으로, 최적화 모델이 평균적으로 45%(MF3), 40%(MS3), 35%(MI) 낮게 예측하였다.

4. 디스크 좌/우 전단력

예측된 좌우 전단력의 전체 평균은 124 N 으로, 전/후 전단력 평균의 14%로서 좌우 전단력은 요통 위험도 평가에서 큰 위험 요소는 아닌 것으로 나타났다. 모멘트 방향과 크기에 따른 인체역학 좌우 전단력의 예측결과가 Table 4 에 제시되어 있다. 분산분석에 의하면 모델 종류, 발휘 방향과 크기 세 가지 주 효과와 교호작용이 모두 유의한 것으로 나타났다($p < 0.05$).

디스크 압축력과 전/후 전단력과는 달리 최적화 모델이 EMG 모델보다 평균적으로 57%(MF3), 85%(MS3), 47%(MI) 높게 예측하였으며, MI 목적함수가 가장 큰 값(평균 156 N)을 예측하였다(EMG : 평균 84%, MF3 : 평균 132 N, MS3 : 평균 124 N).

발휘 방향별로 인체역학 모델에 의한 예측결과를 살펴보면(Figure 5), EMG 모델은 회전 방향에서 가장 큰 값을 예측하였고, 최적화 모델은 측면 굴곡 방향에서 가장 큰 값을 예측하였다. 그리고, EMG 모델은 신전과 굴곡 방향에서 0 보다 큰

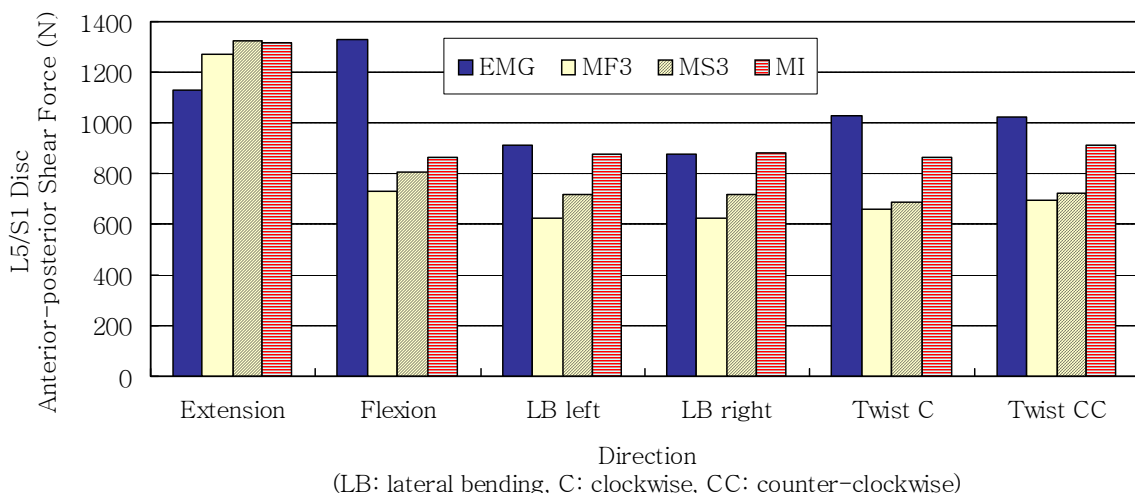


Fig 4. L5/S1 disc anterior-posterior shear forces according to the exertion direction and biomechanical models

Table 3. Mean values of the predicted anterior-posterior shear forces(Newton)

Model	Magnitude (%MVE)	Extension	Flexion	Lateral Bending Left	Lateral Bending Right	Twist Clockwise	Twist Counter- Clockwise
EMG	10	562	419	392	386	460	421
	20	640	575	422	416	537	498
	30	735	758	502	469	642	584
	40	845	981	617	572	771	737
	50	998	1,261	785	729	950	904
	60	1,168	1,597	993	932	1,138	1,147
	70	1,463	1,847	1,219	1,188	1,352	1,402
	80	1,728	2,129	1,477	1,477	1,565	1,633
	90	2,024	2,407	1,797	1,731	1,855	1,894
MF3	10	455	347	325	325	333	339
	20	658	443	400	400	415	427
	30	862	539	474	474	497	515
	40	1,066	635	548	548	578	603
	50	1,269	730	622	622	660	691
	60	1,473	826	696	696	742	779
	70	1,676	922	770	770	824	867
	80	1,880	1,018	844	845	905	955
	90	2,084	1,114	918	919	987	1,043
MS3	10	466	362	344	344	339	345
	20	681	472	437	437	426	439
	30	896	583	530	530	513	533
	40	1,111	693	623	623	600	627
	50	1,326	804	715	716	688	721
	60	1,541	914	808	809	775	815
	70	1,756	1,025	901	902	862	909
	80	1,971	1,135	994	995	949	1,003
	90	2,185	1,246	1,087	1,088	1,036	1,097
MI	10	465	374	377	377	374	383
	20	678	497	502	503	496	515
	30	892	620	628	629	618	647
	40	1,106	742	754	755	741	779
	50	1,319	865	879	881	863	911
	60	1,533	988	1,005	1,007	986	1,043
	70	1,746	1,110	1,130	1,133	1,108	1,175
	80	1,960	1,233	1,256	1,259	1,230	1,307
	90	2,173	1,356	1,382	1,385	1,353	1,438

좌/우 전단력을 예측하였지만 최적화 모델에서는 모두 0의 값을 예측하였다.

IV. 고 찰

EMG 모델과 최적화 모델은 근력과 L5/S1 디스크 압축력 및 전단력의 예측에서 매우 다른 결과를 보였다. Cholewicki

et al.(1995)의 연구에서는 신전/굴곡, 측면 굴곡 방향에서 EMG 모델과 최적화 모델의 차이를 보고하였지만, 본 연구에서는 회전 방향 운동에서도 예측 결과에 차이가 있음을 알 수 있었다.

L5/S1 디스크 압축력의 예측에서 EMG 모델과 최적화 모델 차이가 가장 크게 나타난 것은 회전 방향으로, MF3는 EMG 모델보다 평균적으로 41% 낮은 디스크

압축력을 예측하였다. 따라서, 비대칭 들기 작업이나 허리 부위에 회전 모멘트를 유발하는 작업을 최적화 모델을 이용하여 디스크 압축력을 예측할 경우 EMG 모델보다 요통 위험도가 저평가 될 가능성이 높다고 할 수 있다. 한편, 전/후 전단력의 경우에는 굴곡 방향에서 큰 차이를 보였으므로, 굴곡 작업의 분석에서는 전/후 전단력의 저평가 가능성이 있다고

Table 4. Mean values of the predicted lateral shear forces(Newton)

Model	Magnitude (%MVE)	Extension	Flexion	Lateral Bending Left	Lateral Bending Right	Twist Clockwise	Twist Counter- Clockwise
EMG	10	11	8	14	22	23	17
	20	15	14	31	22	33	31
	30	20	17	43	35	53	36
	40	25	24	50	45	86	57
	50	36	29	54	69	139	89
	60	41	47	81	79	195	132
	70	46	57	101	101	247	173
	80	48	76	140	161	293	223
	90	57	91	192	240	333	258
MF3	10	0	0	64	64	15	16
	20	0	0	128	128	29	32
	30	0	0	192	192	44	47
	40	0	0	256	256	59	63
	50	0	0	321	320	73	79
	60	0	0	385	385	88	95
	70	0	0	449	449	103	111
	80	0	0	513	513	117	126
	90	0	0	577	577	132	142
MS3	10	0	0	69	69	6	6
	20	0	0	137	137	11	12
	30	0	0	206	206	17	18
	40	0	0	275	275	22	24
	50	0	0	343	343	28	30
	60	0	0	412	412	33	36
	70	0	0	481	481	39	42
	80	0	0	549	549	45	48
	90	0	0	618	618	50	55
MI	10	0	0	86	86	7	8
	20	0	0	172	173	15	16
	30	0	0	258	259	22	24
	40	0	0	345	345	29	32
	50	0	0	431	431	37	40
	60	0	0	517	518	44	48
	70	0	0	603	604	51	55
	80	0	0	689	690	59	63
	90	0	0	775	776	66	71

할 수 있다.

EMG 모델과 최적화 모델의 예측 결과가 차이를 보이는 가장 중요한 원인의 하나는 길항근의 활동이라고 할 수 있다(Cholewicki et al., 1995; Marras, 2000). 본 연구에서도 모든 상황에서 EMG 모델은 길항근의 근력을 0보다 큰 값을 예측하고 있지만, 최적화 모델은 길항근이 동원되지 않는 것으로, 즉 0의 값을 예측하였

다. 최적화 모델의 이러한 단점을 극복하기 위해 몇 가지 방법이 제시되었다. 근전도 신호를 최적화 모델에서 고려하는 hybrid 모델(Cholewicki and McGill, 1994)은 EMG 모델과 유사한 예측력을 보이거나 근전도 신호를 측정해야 하는 단점을 포함하고 있다. 또한, 강제적으로 최저 길항근 근력을 제약식으로 포함시키는 방법도 제시되었으나, 실제 근육 동원 형태

와 다르다는 단점이 지적되고 있다(Lavender, et al., 1992). 따라서, 최적화 모델에서 길항근을 포함하여 근력 및 척추 부하를 예측할 수 있는 방법에 대한 연구가 요구된다.

Hughes(1995)의 연구에서는 41개 현장 작업을 여러 가지 목적함수를 사용하여 디스크 압축력을 예측하였으며, 목적함수에 따라 상이한 결과를 보였으며 가장 큰 차

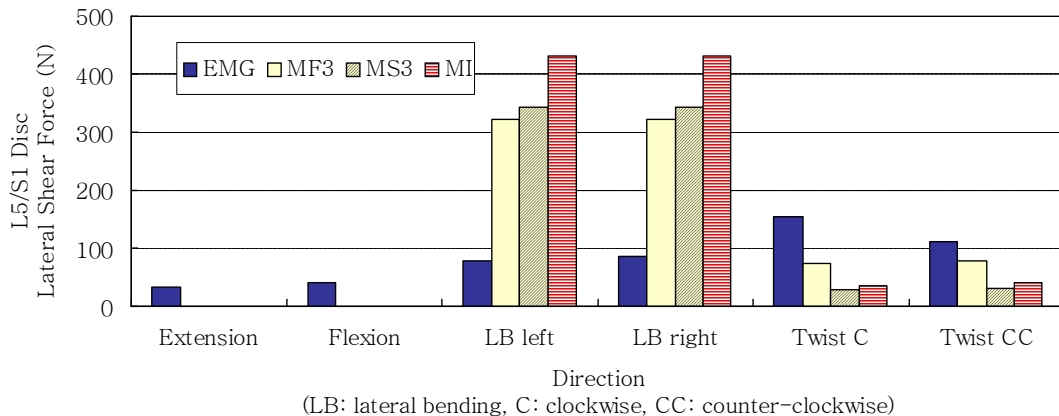


Fig 5. L5/S1 disc lateral shear forces according to the exertion direction and biomechanical models

이는 3625 N 이었다. 본 연구에서도 세 가지 목적함수에 의한 예측결과가 상당한 차이를 보였으며, 최대 차이는 1536 N 이었다. MI 목적함수가 MF3와 MS3 목적함수보다 평균적으로 높은 디스크 압축력 및 전단력을 예측하였으므로, 요통 위험도의 평가에서 MI 목적함수를 사용하는 것이 가장 보수적인 평가 결과를 보일 것으로 예상된다.

본 연구에서는 근육의 근전도 신호와 발휘 힘과의 관계는 비선형적인 형태를 나타냈다. 힘이 50%MVE보다 커짐에 따라 비선형성이 커지는 것이 관찰되었으나, 여기에 대해서는 신중한 판단이 요구된다. 즉, 한 근육만이 몸통 주위의 힘을 내는 것이 아니고, 10개 이상의 근육이 조화를 이루어 최종 힘을 발휘하는 것이기 때문에 일정 크기의 힘보다 커지면 동원 형태의 변화가 일어날 수 있기 때문이다. 본 연구는 몇 가지 한계점을 가지고 있는데, 12명의 남자 피실험자에 의한 결과라는 점과 몸통 깊이 위치한 근육들(대소요근, 요방형근)은 고려하지 못했다는 점이다. 그리고, 척추 기립근의 경우 다열근, 극근, 최장근, 장능근 등이 개별적으로 척추 안정화에 기여할 수 있으나, 표면 근전도 측정을 위해 하나의 근육으로 묶어서 분석하였다. 또한, 정적 작업에서 자의적 등척성 운동을 수행하였는데, 동적 작업에서의 비교 연구가 요구된다. 힘을 발휘할 때에 점진적으로 최대 힘에 이르도록

하였으나 여기에서 동적 효과가 포함되어 오차가 발생할 수 있으므로 보완 연구가 필요하다. 본 연구에서는 팔을 내린 상태에서 허리만으로 힘을 발휘하였으나 현장 작업에서는 대부분 손을 사용하여 작업을 하므로, 윗팔에서 척추로 연결되는 넓은 등근(latissimus dorsi)의 동원이 활발할 것으로 예상된다. 따라서, 손을 사용하여 모멘트를 발생시키는 실험 구성을 통한 비교 연구도 필요할 것으로 판단된다.

V. 결 론

본 연구에서는 정적 모멘트를 굴곡/신전, 좌/우 측면 굴곡, 시계/반시계 회전의 6개 방향으로 발생시키면서 EMG 모델과 세가지 목적함수를 사용한 최적화 모델들을 사용하여 L5/S1 디스크 압축력 및 전단력을 예측하여 비교하였다. 근전도 신호 측정 과정이 없어 많이 사용되고 있는 최적화 모델은 EMG 모델에 비해 평균적으로 낮은 디스크 압축력 및 전단력을 예측하였다. EMG 모델과 최적화 모델에 의한 예측 차이는 디스크 압축력일 경우 회전 및 신전 방향에서, 전/후 전단력은 굴곡 및 회전 방향에서 크게 나타났다. 따라서, 이러한 방향으로 모멘트를 발생시키는 작업의 요통 위험도를 최적화 모델을 사용하여 평가할 때에는 저평가의 가능성이 있는 것으로 판단된다. 한편, EMG 모

델과 최적화 모델의 차이는 발휘 모멘트 크기가 커질수록 더 크게 나타났다. 따라서, 사용성이 높은 최적화 모델을 사용하여 보다 정확한 요통 위험도 평가를 위해서는 길항근의 동시수축을 고려할 수 있는 방법의 연구가 요구된다.

REFERENCES

- 노동부. 2003 산업재해 현황분석. 2004
- Bean JC, Chaffin DB, Schultz AB. Biomechanical model calculation of muscle contraction forces: A double linear programming method. *Journal of Biomechanics* 1988; 21(1): 59-66
- 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://starts.bls.gov/iif/oshednew.htm>
- Cholewicki J, McGill SM. . EMG assisted optimization: A hybrid approach for estimating muscle forces in an indeterminate biomechanical model. *J Biomechanics* 1994; 27(10): 1287-1289
- Cholewicki J, McGill SM, Norman RW. Comparison of muscle forces and joint load from an optimization and EMG assisted lumbar spine model: Towards

- development of a hybrid approach. *Journal of Biomechanics* 1995; 28(3): 321-331
- Dumas GA, Poulin M, Roy B, Gagnon M, Jovanovic M. A three-dimensional digitization method to measure trunk muscle lines of action. *Spine* 1988; 13: 532-541
- Granata KP, Marras WS. An EMG-assisted model of trunk loading during free-dynamic lifting. *Journal of Biomechanics* 1995; 28(11): 1309-1317
- HSE(Health and Safety Executive). *Health and Safety Statistics Highlights*, National Statistics. 2003
- Hughes RE. Choice of optimization models for predicting spinal forces in a three-dimensional analysis of heavy work. *Ergonomics* 1995; 38(12): 2476-2484.
- Lavender SA, Tsuang YH, Hafezi A, Andersson GBJ, Chaffin DB et al. Coactivation of the trunk muscles during asymmetric loading of the torso. *Human Factors* 1992; 34(2): 239-247.
- Marras WS, Sommerichcm. A three-dimensional motion model of loads on the lumbar spine : I. Model structure. *Human Factors* 1991; 33(2): 123-137.
- Marras WS. Occupational low back disorder causation and control. *Ergonomics* 2000; 43: 880-902
- Marras WS, Jorgensen MJ, Granata KP, Wiand B. Female and male trunk geometry: size and prediction of the spine loading trunk muscles derived from MRI. *Clinical Biomechanics* 2001; 16(1): 38-46
- McGill SM, Norman RW. Partitionaing of the L4-L5 dynamic moment into disc, ligamentous and muscular componets during lifting. *Spine* 1986; 11(7): 666-678.
- McGill SM. The biomechanics of low back injury: implications on current practice in industry and the clinic. *Journal of Biomechanics* 1997; 30: 465-475.
- NIOSH. *Work Practices Guide for Manual Lifting*. Department of Health and Human Services(DHHS). 1981
- Nussbaum MA, Chaffin DB, Martin BJ. A back-propagation neural network model of lumbar muscle recruitment during moderate static exertions. *Journal of Biomechanics* 1995; 28: 1015-1024
- Nussbaum MA, Martin BJ, Chaffin DB. A neural network model for simulation of torson muscle coordination. *Journal of Biomechanics* 1997; 30: 251-258
- Nussbaum MA, Chaffin DB. Lumbar muscle force estimation using a subject-invariant 5-parameter EMG-based model. *Journal of Biomechanics* 1998; 31(7): 667-672
- Raschke U, Martin BJ, Chaffin DB. Distributed moment histogram: a neuro-physiology based method of agonist and antagonist trunk muscle activity prediction. *Journal of Biomechanics* 1996; 29(12): 1587-1596
- Schultz AB, Andersson GBJ. Analysis of loads on the lumbar spine. *Spine* 1981; 6(1): 76-82.