

척추 운동 분절의 유합에 따른 주변 근육력의 변화 및 인접 분절 추간판의 추가적 변성에 대한 해석

Analysis in the Change of Paraspinal Muscle Activities and Adjacent Disc Degeneration according to the Segmental Fusion

최혜원¹, 김영은^{1,#}

Hae Won Choi¹ and Young Eun Kim^{1,#}

¹ 단국대학교 기계공학과 (Department of Mechanical Engineering, Dankook University)

Corresponding Author / E-mail: yekim@dankook.ac.kr, TEL: +82-31-8005-3498

ORCID: 0000-0003-1440-6397

KEYWORDS: Spinal fusion (척추 유합술), Adjacent segment degeneration (인접 분절 퇴화), Paraspinal muscle force (척추 주변 근육력), Lumbar spinal stability (요추부 안정화)

The incidence of adjacent segment degeneration (ASD) after lumbar spinal fusion have not been precisely verified. In the presence of mild degeneration in the proximal segment adjacent to the fused segment, selection of additional fusion is not agreed upon. Muscle activity change and ASD after fusion was analyzed with a developed three-dimensional finite element model of musculoskeletal system. The paraspinal muscle activities were calculated based on a hypothesis, the intervertebral disc was assumed to have a transducer function and the muscle is activated according to a sensor driven control mechanism to maintain the stability of the lumbar spine. Simulation was conducted for erect standing and 60° isometric forward flexed posture. Total muscle force produced in each deep muscle group was similar however activity of some muscle fascicles which inter-connected to the vertebrae above the fused segment showed increased value. In the presence of mild degeneration in the proximal adjacent segment, muscle activity across the degenerated segment was reduced. Despite changes in muscle activity, nucleus pressure at adjacent segment was increased in both cases. This change would eventually lead to the ASD.

Manuscript received: October 31, 2017 / Accepted: January 4, 2018

1. 서론

척추 질환의 대표적인 치료 방법인 척추 유합술(Spinal Fusion)은 추간판의 감압(Decompression)과 척추 안정성(Stabilization)에 효과적인 임상 결과를 보이는 것으로 알려져 있다. 그러나 척추 유합술 이후 유합 인접 상위 분절에서의 추가적인 퇴화(Adjacent Segment Degeneration)를 야기시킨다는 임상 결과¹⁻³가 보고되고 있으며, 척추 유합술과 인접 분절의 추가적 변성의 상관 관계를 규명하기 위한 다양한 시도에도 불구하고 이에 대한 논란이 여전히 존재한다. 기존의 In-Vitro 실험 또는 유한 요소 모델을 이용한 해석적 연구 결과에 의하면 요추 분절의 유합으로 인해 인접 분절의 운동량 증가와 비정상적인 추간판 압력의 증가 등으로 인해

인접 분절의 추간판 퇴화를 야기할 것으로 판단된다는 주장과 인접 분절의 퇴화는 유합 수술의 영향보다는 자연스럽게 발생하는 노화 현상 중 하나라는 주장이 존재하고 있다.⁴⁻⁸ 최근에는 척추 분절의 유합과 인접 분절의 퇴화의 상관관계 및 척추의 유합 후 추간판 퇴화를 유발하는 위험 인자에 대하여 임상적 결과를 바탕으로 한 연구^{9,10}들이 수행되는 등 이에 대한 지속적인 연구가 진행되고 있다. 척추 유합 수술 시 유합의 위치와 길이를 선정하기 위해서는 감압이 필요한 위치를 판단하는 것과 인접 분절의 추가적인 퇴화 여부를 예측 하는 것이 매우 중요한 요인이 된다. 특히 유합 수술 시 그 상위 인접 분절의 추간판에서 경미한 퇴화가 존재하는 경우 이 분절에 대한 추가적 유합이 필요한가에 대한 논의가 지속되고 있다.

기존의 해석 방법에서는 단순화 된 하중 부과 방법을 적용하였기 때문에 해석 결과와 임상적 관찰 사이에 많은 차이가 나는 것으로 여겨진다. 일부 운동 분절에서의 유합은 다른 모든 분절에서의 기계적 변화를 야기하게 되고 이에 따라 척추의 최적화된 상태를 유지하기 위한 주변 근육의 역할 변화가 예상된다. 그러나 이와 같이 척추 주변근의 역할 변화를 고려한 연구는 아직까지 시도된 바가 없다. 본 연구자들은 추간판에 존재하는 기계적 수용기(Mechanoreceptor)로부터 전달되는 정보가 척추의 안정화를 이루도록 척추 주변 근육이 조정될 것이라는 가정하에 추간판에서 발생하는 응력의 차이를 최소화 하도록 척추 주변 근육의 작용을 조정하여 특정 추간판의 응력 증가로 인한 부상을 방지하도록 하는 방법으로 척추 주변 근육의 역할을 규명한 바 있다.¹¹

본 연구에서는 동일한 해석 기법을 이용하여 척추 분절의 유합시 척추 주변 근육의 변화를 분석하고 이에 따른 인접 분절의 퇴화 가능성을 분석하도록 하였다. 또한 유합 상위 분절의 추간판에 경미한 퇴화가 존재할 경우 추가적인 고정이 필요한지에 대하여서도 분석하도록 하였다.

2. 모델링

2.1 근골격계 모델링

본 연구에서는 본 연구진을 통해 개발되어 연구에 활용되었던 상체 근골격계 모델을 해석¹¹⁻¹³에 이용하였다. 모델은 강체로 이루어진 흉부(Thoracic Part)와 천골(Sacrum) 및 골반(Pelvis), 그리고 여러 하중 조건에서의 검증 과정¹⁴을 거친 요추부(Lumbar Spinal Column) 상체 유한 요소 모델로 이루어져 있으며, 112개 요소로 이루어진 척추 주변 근육(Paraspinal Muscle) 모델과 단순화된 흉요근막(Thoracolumbar Fascia)을 포함하고 있다. 척추 주변 근육 모델은 척추 기립근(Erector Spinae)인 흉최장근(Longissimus Thoracis)과 요장늑근(Iliocostalis Lumborum)에 대해 흉곽에서 장골능(Iliac Crest)으로 연결되는 표면근(Superficial Muscle)과 추골(Vertebrae)의 횡돌기(Transverse Process)에서 장골능으로 연결되는 심층근(Deep Muscle)으로 나누어 모델링 되었으며, 상위 추골의 극돌기(Spinous Process)에서 하위 추골의 유두돌기(Mamillary Process)로 부착되는 다열근(Multifidus, MF)은 위치에 따라 ML(Multifidus in Deep Layer), MS(Multifidus in Intermediate Layer), MT(Multifidus in Superficial Layer)로 층을 나누어 모델링 하였다. 이외의 대요근(Psoas Major, PM)과 요방형근(Quadratus Lumborum, QL), 복직근(Rectus Abdominis, RA), 내복사근(Internal Oblique, IO)과 외복사근(External Oblique, EO)도 모델에 포함되어 있다. 근육 요소는 부착 기시점(Origin Point)에서 삽입점(Insertion Point)으로 커넥터 요소(CONN3D2)를 연결한 후 요소 내에 국부 좌표계(Local Coordinate)를 설정하여 두 점 사이로 근육력이 작용하도록 하였다. 이 때, 추골의 측면에 요추 만곡(Lumbar Curvature)을 따라 추가적인 가상 절점을 생성하고 추골 돌기에 이를 구속하여 흉최장근과 요장늑근의

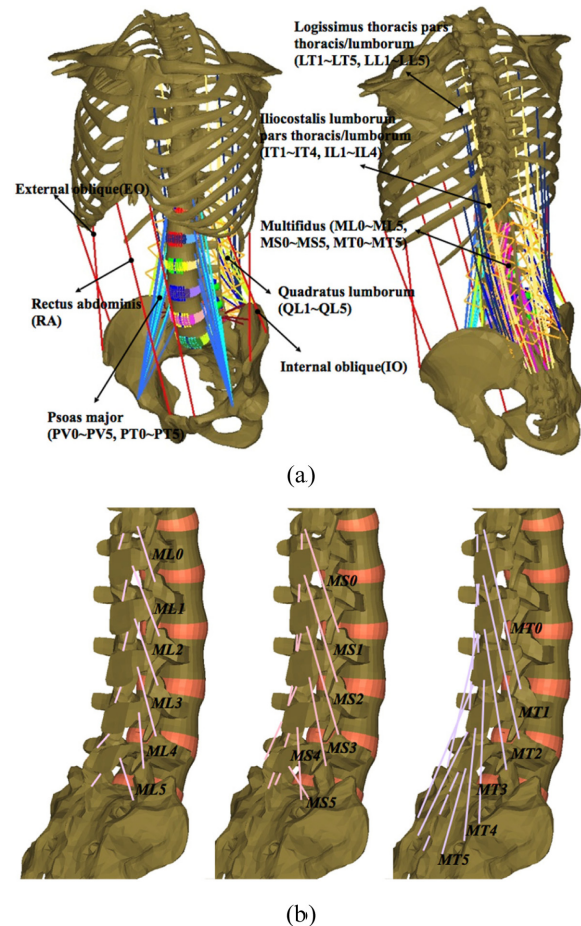


Fig. 1 Representation of (a) the musculoskeletal model used in the analysis. The lumbar spinal column was modelled with detailed finite element model, and a trunk and pelvis were modelled with rigid body. (b) Detailed multifidus fascicles. ML: Multifidus in deep layer, MS: Multifidus in intermediate layer, MT: Multifidus in superficial layer

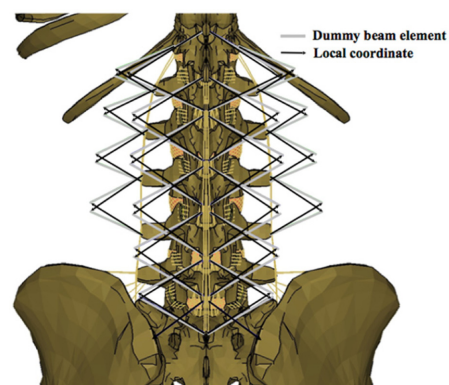


Fig. 2 Simplified thoracolumbar fascia tensioning with which abdominal muscle activity and abdominal pressure on the stability of the spine can be incorporated

표면근이 구속된 점을 지나도록 근육 요소를 연결하여 상체의 자세 변화로 인해 요추 전만각이 변화될 때 추골의 회전을 따라 근육력의 작용 경로가 변경되도록 하였다. Fig. 1은 본 연구에 사용된

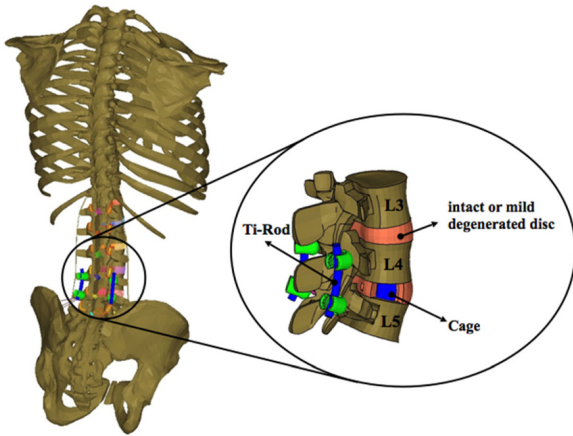


Fig. 3 Fused segment of lumbar spine model. The paraspinal muscles and thoracolumbar fascia were removed for a clear view

근골격 모델을 보여주고 있다.

복부 근육 및 복압이 척추 안정화에 미치는 영향을 고려하기 위해 이들의 역할을 흉요근막 인장력으로 대체한 모델¹⁵을 이용하여 척추 주변근과 동일하게 설계 변수로 설정하였다. 흉요근막은 추체 돌기에 연결된 가상의 빔 요소(B31)에 국부 좌표계를 Fig. 2와 같이 교차 연결하여 인장력의 작용선이 교차되어 상체 굽힘 각도에 따라 인장력의 작용 방향이 변화되도록 하였다.

2.2 유합 및 퇴화 모델

유합 모델(Fused Model; DF)은 정상 상태 모델(Intact Model)의 L4와 L5 추골의 후방 요소에 척추경 나사못(Pedicle Screw)을 삽입한 후 티타늄 봉(Ti-Rod)을 이용하여 두 추체를 구속하고, L4-L5 추간판 중심부에 케이지(Cage)를 삽입하여 운동 분절의 움직임이 고정되도록 구성하였다. 또한 L4-L5 분절을 유합한 모델의 상위 인접 분절에(L3-L4) 추가적으로 경미한 추간판 퇴화가 있는 경우의 모델(DD)을 위해 L3-L4의 추간판 물성을 수정하였다. 수핵의 체적 탄성 계수(Bulk Modulus)를 정상 상태의 50%인 1100 MPa으로 적용하였고, 섬유륜의 초탄성 계수(Hyperelastic Coefficient)를 $C_{01} = 0.56$, $C_{10} = 0.14$ 에서 $C_{01} = 0.47$, $C_{10} = 0.12$ 로 감소시켰다. 이 경우 400 N의 압축 하중에서 정상 상태보다 15%의 압축 변위가 증가하게 된다. 유합 분절 모델의 형상은 Fig. 3과 같다.

2.3 해석방법

해석은 기립 자세와 60° 굽힘 자세에 대해 각기 이루어졌다. 60° 굽힘 자세에서의 해석을 위해 기립 자세 모델의 좌골과 치골 사이에 위치하는 폐쇄공(Obturator Foramen)의 중점을 기준으로 21.13°의 각도로 모델을 회전하여 골반 회전 각도와 요추체의 회전 각도의 비율이 1.84가 되도록 하였다.¹⁶ 해석을 위한 유한 요소 모델의 구속 조건으로 천골 및 좌우 골반을 고정하고, 성인 남성의 상체 무게에 해당하는 400 N의 하중을 상체의 무게 중심에 320 N, 양 팔의 무게 중심에 80 N으로 나누어 부과하였다. 근육

력과 흉요근막 인장력은 설계 변수로 설정하여 최적화 해석 과정을 통해 계산되는 값을 각각 다음 단계의 유한 요소 해석의 하중 조건으로 부과하였다.

추간판이 물리적 자극에 대한 수용체로서 추간판에서 발생하는 응력의 차이를 최소화도록 척추 주변 근육의 작용을 조정하여 특정 추간판에 응력이 집중됨으로 발생하는 부상을 방지하도록 한다는 가정¹¹하에 기계적 수용기가 가장 많이 분포되어 있는 것으로 알려진 추간판 섬유륜의 최외층 기저물¹⁷에서 발생하는 압력(Hydrostatic Pressure)을 계산하여 최적화 해석에 이용하였다. 주변 근육력과 흉요근막 인장력의 계산은 제시된 가정에 따르면 목적 함수 식(1)이 사용될 수 있다. 목적 함수의 계산 시 유합 분절에서의 기계적 응답은 발생하지 않는 것으로 가정하였다.

$$f = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (S_{p,i} - S_{p,ave})^2} \quad (1)$$

Subject to

$$LB \leq F_i \leq UB$$

$$|U_x| \leq 2 \text{ mm (erect standing posture)}$$

$$|\theta| \leq 0.01 \text{ rad (flexed posture)}$$

where

$S_{p,i}$: Average pressure of the annulus ground matrix at the outermost layer in i -th disc

$S_{p,ave}$: Average pressure of the annulus ground matrix at the outermost layer in all discs

n : Number of intact disc

F_i : i -th muscle force

LB : Lower bound of muscle force

UB : Upper bound of muscle force

U_x : Anterior-Posterior translation tolerance of the trunk mass center

θ : Trunk angle tolerance from desired posture

설계 변수로 설정된 근육력의 초기값은 기존의 실험 연구¹⁸에서 제시된 표면 근육력을 적용하였으며, 실험 측정 범위 내에 값이 존재하도록 최소값과 최대값의 범위를 설정하였다. 흉최장근과 요장능근, 다열근의 심층부 요소에 대해서는 표면근과 동일한 활성 레벨의 초기값을 설정하였고, 대요근과 요방형근 등 실험 데이터가 없는 근육의 경우에는 최대 근육력의 10%에 해당되는 값을 초기값으로 설정하였다. 근육력의 초기값을 적용한 유한 요소 해석의 결과가 최적화 해석에 입력되고 최적화 과정 중 새롭게 계산된 근육력이 유한 요소 해석에 재입력 되었다.

척추 주변 근육력 해석을 위한 유한 요소 해석은 ABAQUS (v6.10, Dassault System Simulia)를 이용하였으며, 최적화 해석은 VisualDOC(v7.2, VR&D, Inc.)와 연동하여 진행되었다. 최적화 알고리즘은 유용방향수정법(Modified Method of Feasible Direction)을 사용하였다.

Table 1 Calculated muscle activities. The muscle activities were normalized with respect to the maximum voluntary contraction (MVC). IT: Iliocostalis lumborum pars thoracis, LT: Longissimus thoracis pars thoracis, IL: Iliocostalis lumborum pars lumborum, LL: Longissimus thoracis pars lumborum, MF: Multifidus, PM: Psoas major, QL: Quadratus lumborum, RA: Rectus abdominis, EO: External oblique, IO: Internal oblique, DF: Fusion at L4-L5 segment, DD: Fusion at L4-L5 segment and additional disc degeneration of proximal adjacent segment (L3-L4)

Muscle	Model	MVC	Erect standing posture (% of MVC)		
			Intact	DF	DD
IT		328.2	15.2	18.4	18.5
LT		221.4	18.0	20.1	20.3
IL		379.8	7.5	7.4	7.5
LL		299.4	12.1	12.1	12.1
MF		693.4	15.1	15.1	15.1
PM		901.4	4.2	4.2	4.2
QL		178.0	5.7	5.7	5.7
RA		340.2	10.1	10.0	10.0
EO		402.6	6.0	6.0	6.0
IO		381.0	2.0	2.0	2.0

Muscle	Model	MVC	60° Flexed posture (% of MVC)		
			Intact	DF	DD
IT		328.2	29.5	36.2	34.2
LT		221.4	30.7	34.5	29.6
IL		379.8	40.3	34.3	41.0
LL		299.4	33.8	30.8	32.5
MF		693.4	42.9	43.6	42.2
PM		901.4	11.9	13.2	10.3
QL		178.0	8.5	10.0	8.8
RA		340.2	6.0	6.0	6.0
EO		402.6	4.0	4.0	4.0
IO		381.0	2.0	2.0	2.0

3. 해석 결과

요추 분절의 유합과 상위 인접 분절의 퇴화를 적용한 모델에 대해서도 척추 주변 근육력은 정상 상태에서의 상체 굽힘 각도를 유지하며 추간판에서의 부상을 최소화 하는 방향으로 Table 1과 같이 계산되었다. 제시된 결과는 각 근육에서 발생 가능한 최대 근육력에 대한 최적화 해석을 통해 얻은 근육력의 비율을 보여주고 있다. 기립 자세와 60° 굽힘 자세에서 모두 흉최장근(Longissimus Thoracis Pars Thoracis, IT)과 요장늑근(Iliocostalis Lumborum

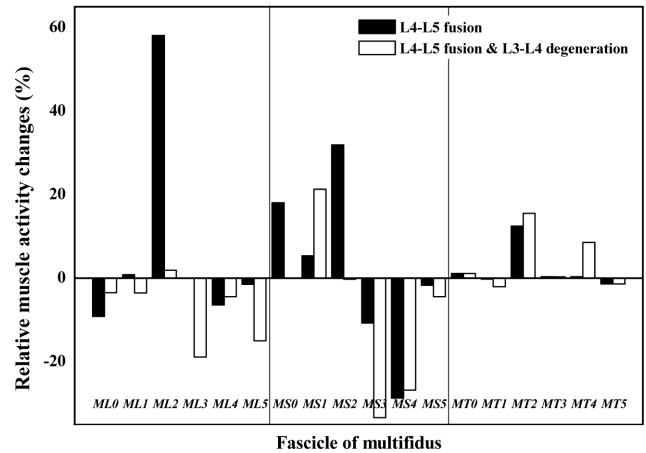


Fig. 4 Relative muscle activity changes of multifidus fascicles in the fused model with respect to intact model. ML: Multifidus in deep layer, MS: Multifidus in intermediate layer, MT: Multifidus in superficial layer

Pars Thoracis, LT)의 표면근의 활성도가 증가하였다. 기립 자세의 경우 요추 분절의 유합과 인접 분절의 퇴화에도 불구하고 IT와 LT이외의 근육에서의 변화는 매우 미미하였다. 반면 60° 굽힘 자세에서는 표면근 외에도 심층근의 작용이 변화되는 것을 확인할 수 있었다. 추골에서 장골능으로 부착된 심층근인 흉최장근(Longissimus Thoracis Pars Lumborum, LL)과 요장늑근(Iliocostalis Lumborum Pars Lumborum, IL)의 평균 근육 활성도는 DF 모델에서 각각 34.3%와 30.8%로 감소하였으며 DD 모델에서는 41.0%와 32.5%로 비슷한 활성도를 보였다.

다열근의 경우 전체 평균 활성도는 정상 상태와 유합 모델, 퇴화 모델에서 각각 42.9%, 43.6%, 42.2%로 1% 이내의 활성도 변화를 보였으나 추골 사이에 부착된 근육에서 큰 변화가 발생하였다. 근육의 위치에 따른 다열근의 변화는 Fig. 4와 같다. DF 모델에서는 정상 상태를 기준으로 ML2, MS2, MT2가 각각 58.09%, 31.86%, 12.48% 증가하였고, ML4, MS3, MS4가 각각 6.44%, 10.75%, 28.74% 감소하였다. DD 모델의 경우 MT2에서 15.46% 증가한 반면 ML3, MS3, MS4에서 각각 18.94%, 33.39%, 27.87% 감소하였다. 복근 요소인 RA, EO와 IO는 요추의 유합과 인접 분절의 퇴화에도 불구하고 근육의 작용이 변하지 않았으나 흉요근막 인장력의 크기는 큰 변화를 보였다. 60° 굽힘 자세에서 계산된 흉요근막의 횡방향으로의 인장력 합은 정상 상태에서 208.3 N으로 계산되었으며 DF 모델과 DD 모델에서의 작용은 정상 상태를 기준으로 각각 27.8%, 19.9% 감소한 결과를 보였다.

척추 주변 근육력과 흉요근막 인장력의 변화로 인하여 추간판에서 발생하는 수핵 내 압력과 운동 분절의 운동량이 변화하였다. 기립 자세의 정상 상태에서 L3-L4 추간판의 압력은 646.6 kPa로 계산되었고, DF와 DD 모델에서 각각 1.4%와 1.7%가 증가하였다. 반면 L3-L4를 제외한 모든 추간판의 압력은 감소하였다. 60° 굽힘 자세의 경우 유합 분절 이외의 모든 분절에서 추간판 압력이 증가하였고, 특히 L3-L4 분절의 추간판에서 DF와 DD 모델

Table 2 Nucleus pressure in each disc (kPa). DF: Fusion at L4-L5 segment, DD: Fusion at L4-L5 segment and additional disc degeneration of proximal adjacent segment(L3-L4)

Disc level	Model Erect standing posture			60°flexed posture		
	Intact	DF	DD	Intact	DF	DD
L1-L2	839.7	834.6	832.2	1566	1584	1572
L2-L3	697.7	679.7	675.6	1453	1464	1462
L3-L4	646.6	655.7	657.5	1395	1434	1441
L4-L5	609.9	-	-	1343	-	-
L5-S1	685.4	659.3	659.9	1380	1437	1392

Table 3 Intersegmental rotation at the 60° flexed posture from the erect standing posture(degree). DF: Fusion at L4-L5 segment, DD: Fusion at L4-L5 segment and additional disc degeneration of proximal adjacent segment(L3-L4)

Disc level	Model		
	Intact	DF	DD
L1-L2	7.1	8.8	8.4
L2-L3	9.9	10.7	10.6
L3-L4	7.9	7.9	9.2
L4-L5	4.4	1.2	1.2
L5-S1	4.3	6.0	5.4

에서 각각 2.8%, 3.3%가 증가하였다. Table 2는 각 위치에서 발생된 추간판 수핵의 압력을 보여주고 있다.

Table 3은 60° 굽힘 자세에서 각 모델의 운동 분절에서 발생된 운동량을 보여주고 있다. L4-L5 분절의 유합으로 인해 손실된 운동량은 유합 이외의 운동 분절의 운동량 증가로 인해 보상되고 있다. 특히 DD 모델의 경우 퇴화된 L3-L4 분절에서 운동량의 증가가 크게 발생하였다. 그러나 L1 추체의 상단에서 S1의 상단이 이루는 요추 전만각(Lordotic Angle)은 유지되는 결과를 보였다. 기립 자세의 정상 상태의 경우 53.9°로 계산되었고, DF과 DD 모델의 경우 각각 54.7°와 54.9°로 계산되었다. 굽힘 자세의 정상 상태는 20.2°, DF과 DD 모델에서 각각 20.2°와 20.1°로 계산되어 요추 분절의 유합과 인접 분절에 발생한 경미한 퇴화에도 불구하고 요추 전만각의 변화가 매우 미미하였다.

4. 토의

본 연구에서 제시된 근골격계 모델을 이용한 정상 상태에서의 해석 결과는 기존의 In-Vivo 상태에서 측정된 척추 주변 근육의 작용과 추간판 중심부에서 발생하는 압력에 대한 측정된 결과와 매우 일치되는 경향을 보여주고 있다. Arjmand 등¹⁸이 측정한 기립 자세에서 표면근의 EMG 측정 결과는 흉최장근과 요장늑근에 대해 각각 17±6%와 14±7%로 나타났으며, 다열근은 15±5%의

결과를 보였다. 본 연구에서 계산된 해석 결과와 비교하여 보면 기립 자세의 정상 상태 모델의 표면근에 대해 흉최장근은 18.0%, 요장늑근은 15.2%로 측정되었으며, 다열근은 15.2%의 평균 활성도로 실험에서 측정된 결과의 평균값과 유사한 결과를 보였다. 상체 굽힘 자세에서 측정된 표면근의 EMG 결과는 40° 굽힘 자세까지 증가하였으나 그 이상의 굽힘 각도에서는 근육의 활성도가 유지되는 결과를 보였다. 본 연구에서 계산된 해석 결과는 정상 상태에서의 흉최장근과 요장늑근의 표면근에서 각각 30.7%과 29.5%의 활성도를 보였고, 다열근의 경우 44.3%의 근육 활성도를 보였다. 이러한 결과는 실험 측정 결과를 이용하여 추정된 60° 굽힘 자세에서의 EMG 측정 결과의 범위 내에 부합되는 결과이다. Wilke 등¹⁹이 측정한 In-Vivo상태의 L4-L5추간판 중심에서의 압력은 기립자세에서 0.5 MPa, 60° 굽힘 자세에서 1.1 MPa로 보고되었다. 본 연구의 계산 결과는 두 자세에서 각각 0.6 MPa과 1.3 MPa로 실험 결과에 가까운 결과를 보여주고 있다.

지금까지 요추 분절 유합의 영향을 규명하기 위해 사체 시편을 이용한 In-Vitro 실험과 요추의 유한 요소 모델 일부를 활용한 연구들이 다양하게 시도 되어왔다. 기존의 연구자들에 의해 제안된 결과는 요추 분절의 유합으로 인해 척추의 강성도가 증가하게 되고 이로 인해 인접 분절에서의 과도한 운동량 변화가 발생되며 유합 인접 분절에서의 응력이 증가하게 된다. 기존 연구자들은 이러한 결과를 바탕으로 인접 상위 분절의 추간판에 야기되는 추가적 변형을 설명하였다. 그러나 기존의 실험과 해석 모델을 이용한 분석은 척추의 안정화에 기여하고 있는 척추 주변 근육 사이의 상호적인 작용이 고려되지 않은 상태에서 중동력(Follower Load)과 단순 모멘트(Pure Moment)를 이용한 단순화된 하중 조건이 이용되었다.

본 연구의 기립 자세의 경우 DF과 DD 모델에서 모두 흉최장근과 요장늑근의 표면근이 증가하는 결과를 보였다. 반면, 두 근육을 제외한 심층근과 복근의 경우에는 그 변화가 매우 미미하였다. 굽힘 자세에서 DF 모델의 경우 흉최장근과 요장늑근이 각각 34.5%와 36.2%로 정상 상태에 비해 3.8%, 6.7%가 증가하였고, DD 모델의 경우 흉최장근이 1.1% 감소한 반면 요장늑근은 4.7% 증가하였다. 기립 자세와 굽힘 자세에서 공통적으로 척추 기립근의 표면근에서 근육의 활성도가 증가하는 것은 요추 분절의 유합으로 인해 증가하는 유합 상위 분절의 운동량을 잡아주기 위해 모멘트 암이 큰 표면근의 활성도가 증가된 것으로 여겨진다.

굽힘 자세에서 DF와 DD 모델 모두 근육의 부착 위치에 따라 다열근의 작용이 크게 변화된다. DF 모델의 경우 L2 추골에서 L4, L5 또는 천골능으로 연결되는 다열근(ML2, MS2, MT2)의 활성도는 증가한 반면 유합 된 분절인 L4 추골에서 천골능으로 연결되는 다열근(ML4, MS4)의 활성도가 크게 감소하였다. DD 모델의 경우 L4 추골에서 천골능으로 연결되는 다열근(ML4, MS4)뿐만 아니라 L3 추골에서 L5 또는 천골능으로 연결되는 다열근(ML3, MS3)이 크게 감소하였다. 이는 요추 분절의 유합 후 다열근의 단면적이 감소하는 여러 임상적 추적 관찰을 통해 얻은 결과에 부합되는 결과이다. Motosuneya 등²⁰이 요추 분절의 유합

수술 후 1년 이상 경과된 환자의 MRI 측정을 통해 수술 전후의 근육의 상태를 측정할 결과 등 근육(Back Muscle)에서 12% 이상 위축이 발생한 것을 확인 하였으며, Fan 등²¹이 관찰한 요추부 후방 유합 시술 환자의 경우에도 다열근의 단면적이 감소하는 것을 확인하였다. 반면 본 연구의 해석 결과에서 보이는 유합 상위 분절에 부착된 다열근의 활성도 증가는 표면근의 증가와 마찬가지로 유합으로 인해 증가하는 상위 분절의 운동량과 추간판 수핵의 압력을 균일화하여 척추의 안정화를 유지하기 위한 작용으로 판단된다.

기존의 In-Vitro 실험 및 해석 연구 결과^{22,23}에서는 유합 후 굴곡(Flexion) 모멘트를 부과하였을 때 유합 상, 하위 분절의 운동량과 추간판에서 발생하는 압력이 크게 증가하는 결과를 보였다. 그러나 본 연구의 계산 결과는 DF 모델의 경우 인접 상위 분절의 운동량이 정상 상태에 비해 감소하였고, DD 모델에서의 운동량은 증가하는 결과를 보였다. 두 모델의 L3-L4 추간판의 압력은 정상 상태에 비해 모두 증가하였으나 두 모델의 압력 차이는 크지 않음을 알 수 있었다. 본 연구에서 제안된 근골격계 모델에서는 흉곽에서 골반으로 연결된 척추 주변 근육의 표면근뿐만 아니라 추골 사이를 연결하는 심층근과 흉요근막 인장력 등을 적용하여 보다 실제적인 척추 주변 근육의 작용을 모사하였다. 이들 근육의 작용으로 인해 추골의 움직임이 조정되어 각 운동 분절의 운동량이 조정되고, 추간판의 압력이 증가된 것으로 판단된다. 이러한 결과로 유합 인접 분절의 퇴화 여부와 상관 없이 유합 후 척추 주변 근육의 작용은 인접 분절의 압력을 증가시키고, 이로써 추가적 변성이 야기될 것으로 보인다. 유합 인접 상위 분절에 경미한 퇴화가 존재할 경우 해당 분절을 유합 한다면 정상 상태에 있는 상위 추간판에도 추가적 변성의 가능성이 존재하게 될 것이다. 따라서 유합 인접 분절에 경미한 퇴화가 존재하더라도 해당 분절을 유합하지 않는 것이 보다 나은 임상적 결과를 도출할 수 있을 것으로 판단된다.

본 연구에서 제안된 방법을 통해 각 모델에서 요추 분절의 유합과 인접 상위 분절에 경미한 퇴화가 발생한 경우 이로 인해 증가하는 인접 분절의 운동량을 조정하는 근육력을 계산할 수 있었다. 그러나 요추 분절의 유합으로 인해 손실된 운동량이 커질 경우 인접 분절의 보상만으로는 요구되는 자세를 형성할 수 없을 것이다. 유합 길이가 증가할 경우 요추부의 회전뿐만 아니라 골반의 추가적인 회전을 통해 상체의 각도가 형성될 것으로 예상되고 있다. 유합 길이에 따른 요추 분절의 운동량 변화와 골반 회전에 대한 추가적인 연구가 수행된다면 유합 시술 환자들의 척추 안정화를 위한 근육과 척추 요소의 상호 작용을 명확히 분석할 수 있을 것으로 판단된다.

5. 결론

요추 분절의 유합과 추가적으로 인접 상위 분절에 경미한 퇴화가 존재하는 경우에 대해 기립 자세와 60° 굽힘 자세에서 척추

안정화를 유지하기 위한 척추 주변 근육력과 흉요근막 인장력의 변화를 계산하였다. 유합 분절에 작용하는 심층근의 활성도가 감소한 반면 인접 분절에 작용하는 심층근의 활성도는 증가되었다. 인접 분절에 퇴화가 존재하는 경우에는 퇴화된 분절에 작용하는 심층근의 활성도가 감소하는 결과를 보였다. 또한 유합과 퇴화 모델에서 흉요근막 인장력의 작용이 감소하였다. 이러한 척추 주변 근육의 적절한 작용을 통해 요추 분절이 유합되거나 추간판에 추가적인 퇴화가 존재함에도 불구하고 상체의 자세와 요추 전만 각도를 유지하는 결과를 얻을 수 있었다. 이와 같은 해석을 활용하여 척추 유합 위치 및 길이, 장치의 종류에 따른 변화 등 다양한 조건에서의 척추 안정성 해석을 수행할 수 있을 것으로 기대된다.

ACKNOWLEDGEMENT

본 연구는 2017년도 정부(미래창조과학부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 기초연구사업임(No. 2015R1A2A2A01008329).

REFERENCES

1. Lee, C. K., "Accelerated Degeneration of the Segment Adjacent to a Lumbar Fusion," *Spine*, Vol. 13, No. 3, pp. 375-377, 1988.
2. Ghiselli, G., Wang, J. C., Bhatia, N. N., Hsu, W. K., and Dawson, E. G., "Adjacent Segment Degeneration in the Lumbar Spine," *The Journal of Bone and Joint Surgery*, Vol. 86, No. 7, pp. 1497-1503, 2004.
3. Park, J. Y., Chin, D. K., and Cho, Y. E., "Accelerated L5-S1 Segment Degeneration after Spinal Fusion on and above L4-5: Minimum 4-Year Follow-Up Results," *Journal of Korean Neurosurgical Society*, Vol. 45, No. 2, p. 81, 2009.
4. Bastian, L., Lange, U., Knop, C., Tusch, G., and Blauth, M., "Evaluation of the Mobility of Adjacent Segments after Posterior Thoracolumbar Fixation: A Biomechanical Study," *European Spine Journal*, Vol. 10, No. 4, pp. 295-300, 2001.
5. Dekutoski, M. B., Schendel, M. J., Ogilvie, J. W., Olsewski, J. M., Wallace, L. J., et al., "Comparison of In Vivo and In Vitro Adjacent Segment Motion after Lumbar Fusion," *Spine-Hagerstown*, Vol. 19, No. 15, pp. 1745-1751, 1994.
6. Park, P., Garton, H. J., Gala, V. C., Hoff, J. T., and McGillicuddy, J. E., "Adjacent Segment Disease after Lumbar or Lumbosacral Fusion: Review of the Literature," *Spine*, Vol. 29, No. 17, pp. 1938-1944, 2004.
7. Shono, Y., Kaneda, K., Abumi, K., McAfee, P. C., and Cunningham, B. W., "Stability of Posterior Spinal Instrumentation and Its Effects on Adjacent Motion Segments in the Lumbosacral Spine," *Spine*, Vol. 23, No. 14, pp. 1550-1558, 1998.

8. Battié, M. C., Videman, T., and Parent, E., "Lumbar Disc Degeneration: Epidemiology and Genetic Influences," *Spine*, Vol. 29, No. 23, pp. 2679-2690, 2004.
9. Lee, J. C. and Choi, S.-W., "Adjacent Segment Pathology after Lumbar Spinal Fusion," *Asian Spine Journal*, Vol. 9, No. 5, pp. 807-817, 2015.
10. Lee, C. S., Hwang, C. J., Lee, S.-W., Ahn, Y.-J., Kim, Y.-T., et al., "Risk Factors for Adjacent Segment Disease after Lumbar Fusion," *European Spine Journal*, Vol. 18, No. 11, pp. 1637-1643, 2009.
11. Kim, Y. E. and Choi, H. W., "Paraspinal Muscle Activation in Accordance with Mechanoreceptors in the Intervertebral Discs," *Proc. of the Institution of Mechanical Engineers*, Vol. 227, No. 2, pp. 138-147, 2013.
12. Kim, Y. E. and Choi, H. W., "Effect of Disc Degeneration on the Muscle Recruitment Pattern in Upright Posture: A Computational Analysis," *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, Vol. 18, No. 15, pp. 1622-1631, 2015.
13. Kim, Y. E. and Choi, H. W., "Does Stabilization of the Degenerative Lumbar Spine Itself Produce Multifidus Atrophy?" *Medical Engineering and Physics*, Vol. 49, pp. 63-70, 2017.
14. Choi, H. W., Kim, Y. E., and Chae, S.-W., "Effects of the Level of Mono-Segmental Dynamic Stabilization on the Whole Lumbar Spine," *International Journal of Precision Engineering and Manufacturing*, Vol. 17, No. 5, pp. 603-611, 2016.
15. Choi, H. W. and Kim, Y. E., "Analysis of the Role of Thoracolumbar Fascia for Lumbar Spinal Stability," *Journal of the Korean Society for Precision Engineering*, Vol. 34, No. 11, pp. 1-6, 2017.
16. Granata, K. P. and Sanford, A. H., "Lumbar-Pelvic Coordination is Influenced by Lifting Task Parameters," *Spine*, Vol. 25, No. 11, pp. 1413-1418, 2000.
17. Roberts, S., Eisenstein, S. M., Menage, J., Evans, E. H., and Ashton, I. K., "Mechanoreceptors in Intervertebral Discs. Morphology, Distribution, and Neuropeptides," *Spine*, Vol. 20, No. 24, pp. 2645-2651, 1995.
18. Arjmand, N. and Shirazi-Adl, A., "Model and In Vivo Studies on Human Trunk Load Partitioning and Stability in Isometric Forward Flexions," *Journal of Biomechanics*, Vol. 39, No. 3, pp. 510-521, 2006.
19. Wilke, H.-J., Neef, P., Hinz, B., Seidel, H., and Claes, L., "Intradiscal Pressure Together with Anthropometric Data—A Data Set for the Validation of Models," *Clinical Biomechanics*, Vol. 16, pp. S111-S126, 2001.
20. Motosuneya, T., Asazuma, T., Tsuji, T., Watanabe, H., Nakayama, Y., et al., "Postoperative Change of the Cross-Sectional Area of Back Musculature after 5 Surgical Procedures as Assessed by Magnetic Resonance Imaging," *Clinical Spine Surgery*, Vol. 19, No. 5, pp. 318-322, 2006.
21. Fan, S., Hu, Z., Zhao, F., Zhao, X., Huang, Y., et al., "Multifidus Muscle Changes and Clinical Effects of One-Level Posterior Lumbar Interbody Fusion: Minimally Invasive Procedure Versus Conventional Open Approach," *European Spine Journal*, Vol. 19, No. 2, pp. 316-324, 2010.
22. Jin, Y. J., Kim, Y. E., Seo, J. H., Choi, H. W., and Jahng, T.-A., "Effects of Rod Stiffness and Fusion Mass on the Adjacent Segments after Floating Mono-Segmental Fusion: A Study Using Finite Element Analysis," *European Spine Journal*, Vol. 22, No. 5, pp. 1066-1077, 2013.
23. Akamaru, T., Kawahara, N., Yoon, S. T., Minamide, A., Kim, K. S., et al., "Adjacent Segment Motion after a Simulated Lumbar Fusion in Different Sagittal Alignments: A Biomechanical Analysis," *Spine*, Vol. 28, No. 14, pp. 1560-1566, 2003.