

근골격계 모델을 이용한 요추전만 각도 변화가 요추관절에 미치는 영향 분석

Analysis on the Effect of Lordosis Changes at Lumbar Joint using 3-dimensional Musculoskeletal Model

배태수^{1,✉}, 김신기¹, 류제청¹, 문무성¹
Tae Soo Bae^{1,✉}, Shin Ki Kim¹, Je Chung Ryu¹ and Mu Seong Mun¹

1 재활공학연구소 (Korea Orthopedics & Rehabilitation Engineering Center)

✉ Corresponding author: bmebae@korec.re.kr, Tel: 032-500-0771

Manuscript received: 2009.4.21 / Accepted: 2009.6.30

It is important to consider lumbar lordotic angle for setup of training program in field of sports and rehabilitaton to prevent unexpected posture deviation and back pain. The purpose of this study was to analyze the biomechanical impact of the level of lumbar lordosis angle during isokinetic exercise through dynamic analysis using a 3-dimensional musculoskeletal model. We made each models for normal lordosis, excessive lordosis, lumbar kyphosis, and hypo-lordosis according to lordotic angle and inputted experimental data as initial values to perform inverse dynamic analysis. Comparing the joint torques, the largest torque of excessive lordosis was 16.6% larger and lumbar kyphosis was 11.7% less than normal lordosis. There existed no significant difference in the compressive intervertebral forces of each lumbar joint ($p>0.05$), but statistically significant difference in the anteroposterior shear force ($p<0.05$). For system energy, lumbar kyphosis required the least and most energy during flexion and extension respectively. Therefore during the rehabilitation process, more efficient training will be possible by taking into consideration not simply weight and height but biomechanical effects on the skeletal muscle system according to lumbar lordosis angles.

Key Words: Lumbar Lordosis (척추 전만), Musculoskeletal Model (근골격계 모델), Isokinetic Exercise (등속성 운동), Inverse Dynamic Analysis (역동역학 분석)

1. 서론

두 발로 서서 걸어다니는 인간의 경우 네발로 다니는 동물에 비해 척추에 상대적으로 큰 부하가 걸리게 마련이다. 이로 인해 사람은 보행 혹은 일상생활 중에서 체중심의 부하를 골고루 분산하기 위해 목부터 골반에 이르기까지 최적의 척추만곡(spinal curvature)을 가지고 있다. 과도한 척추운동으로부터 척추 인대를 보호하고,^{1,2} 갑작스런 힘에

대한 충격을 흡수하기 위해서는 정상적인 척추만곡의 유지가 매우 중요하다.³ 그러므로 척추 관절 가동범위(Range of Motion, ROM)과 더불어 임상적으로 척추기능(low back function)을 평가하는데 있어서 척추만곡 각도를 중요한 검사항목으로 정하고 있는 것도 그 이유 때문이다.^{4,5} 그 중에서도 요추전만(lumbar lordosis)은 물건을 들어올리거나 내릴 때 그리고 운동에 따른 유연성을 결정하는 중요한 요소로 알려져 있다.⁶

요추전만에 영향을 주는 요소들은 여러 가지이다. 기존 연구를 통해 요추전만 정도가 나이와 성별에 따라 영향을 받는 것으로 알려져 있고,⁷ 임신과 비만과 같이 신체변화 즉 체중심(center of mass, COM)의 이동을 통해서도 많은 영향을 받는다고 보고되고 있다.⁸ 임신이나 비만의 경우 시간이 지남에 따라 체간(trunk)의 체중심이 전방으로 이동되고, 이로 인해 고관절 모멘트가 증가하게 된다. 실제 임신부의 임신 전과 후의 고관절 모멘트를 비교해 보았을 때, 체중심의 이동으로 인해 고관절 모멘트가 8 배 이상 증가하는 것으로 보고되고 있다.⁹ 따라서 고관절에 걸리는 모멘트를 줄이기 위해 요추전만 정도를 증가시키므로 체중심을 보상하려는 반응이 나타나고, 이로 인해 과도한 요추전만(excessive lordosis or hyper lordosis)을 이루게 되는 것으로 알려져 있다. 이는 과체중이나 비만으로 인해 복부가 앞으로 처진 사람에게 동일하게 나타나는 반응이다. 여러 가지 요추전만에 영향을 주는 요소들로 인해 요추 전만 혹은 후만을 경험하는 임상보고는 많지만, 요추부위의 근골격계에 대한 복잡성으로 인해 요추전만 정도가 근골격계에 미치는 영향에 대한 정성적 연구는 미비한 실정이다.

요추전만 이상에 대한 재활운동의 경우 주로 근력운동을 통하여 실시되며, 근력운동은 정적 근력운동과 동적 근력운동으로 분류되어 등척성(isometric) 및 등속성(isokinetic) 운동으로 실제화된다. 기존 연구자 중 요추전만이 선 자세(upright posture)의 정적근력과 관련되어 있을 뿐 동적근력과는 통계적으로 관계없다는 보고를 한 경우도 있지만,²⁰ 기존 연구에 의해 정적 근력이 통계적으로 관련없음이 보고됨에 따라 요추전만 이상에 대한 재활운동 역시 동적근력을 강화시키는 운동이 많이 행해지고 있다.¹⁰ 그러나 대다수의 근력강화 훈련장비를 사용한 훈련 지침들이 대상자의 몸무게와 키만을 고려할 뿐 나이와 성별을 고려한 요추전만 정도를 무시한 채 정해지고 수행되고 있는 실정이다. 따라서 요추전만을 고려하지 않은 훈련 프로토콜을 통해 오히려 적절하지 못한 근력강화 훈련을 수행하게 되었을 때 잘못된 자세정렬로 인한 예상치 못한 자세 변동(posture deviation)과 허리 통증이 유발될 가능성이 있다.^{11,12}

따라서 본 연구에서는 요추전만 굴곡에 따른 전신 근골격계 모델을 사용한 동역학 해석을 통해 동적근력 운동인 등속성 운동시 요추전만 굴곡정

도가 요추 관절과 근력에 미치는 생역학적 영향을 분석하고자 한다.

2. 실험방법

2.1 실험대상

본 연구에서는 4 명의 건강한 남자(171.8±4.0cm, 70.5±9.0kg)를 임의로 선정하였다. 신경계 및 근골격계에 병리학적 소견이 없으며, 정기적인 근력 강화 운동을 하지 않는 일반인으로 선정하였다.

2.2 근골격 모델 구현

각 피검자의 전신근골격 모델을 구현하기 위하여 각 피검자의 몸에 35 개(상지 16 개, 하지 19 개)의 반사마커(Helen Hayes marker set)을 부착한 뒤 정적 상태(static pose)의 모습을 촬영하였고, 그 후 변환 프로그램(Motion module, Motion analysis Inc., CA, USA)을 이용하여 각 피검자들에 대한 전신 근골격 모델을 얻었다(Fig. 1).

특히 연구의 목적상 전신근골격 구현시 경추(neck spine)과 요추(lumbar spine)의 경우 개별적으로 동작할 수 있도록 설정하였다. 또한 요추 주변의 근육은 굴곡근 1 쌍, 신전근 5 쌍, 총 6 쌍으로 구성하였다. 굴곡근으로는 rectus abdominis 을 선택하였으며, 신전근으로는 iliocostalis lumborum, longissimus thoracis, spinalis thoracis, quadratus lumborum(L1), quadratus lumborum(L2)을 각각 선택하였다.

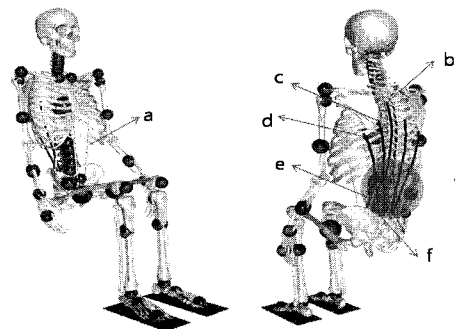


Fig. 1 Fullbody model with back muscles and lumbosacral joint model. a. rectus abdominis(mid), b. spinalis thoracis, c. longissimus thoracis, d. iliocostalis lumborum, e. quadratus lumborum (L1), f. quadratus lumborum(L2)

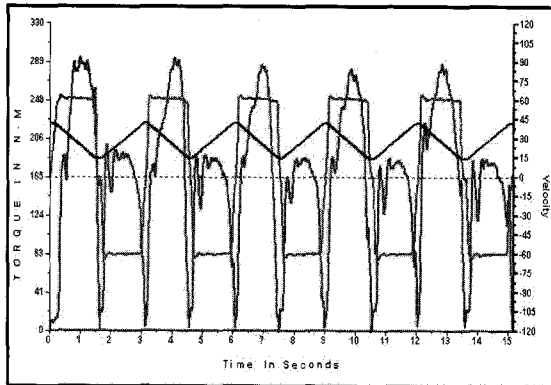


Fig. 2 Lumbar Joint torque(red), lumbar angle(purple), and angular velocity(green) during isokinetic exercise

각 근육들은 Hill-type 함수로 구성된 지배방정식을 적용하였으며, 각 근육 변수들은 기존 연구 자료를 이용하였다.^{13,14} 또한 근육의 활성화기전(activation mechanism)을 적용하기 위하여 일차미분방정식으로 모델링하였으며, 근육 활성화도(muscle activation)를 등속성 운동에 맞게 각각 최대값을 설정하였다.

2.3 등속성 근력 측정

동적이거나 정적인 하중 조건에서 근력을 측정하기 위해서 개발된 Multi-Joint System 3 pro (BIODEX, U.S.A.)를 사용하여 요추관절에 대한 등속성 근력 측정을 수행하였다. 피검자는 의자를 평행하게 놓은 상태에서 요추관절의 운동(isolated lumbar motion)을 구현하기 위해 고정장치를 통해 무릎관절의 움직임과 대퇴관절이 회전하는 것을 방지하도록 하였다. 피검자를 의자에 고정 한 후 60 deg/sec 각속도로 등속성 운동을 실시하였으며, 실시간으로 요추관절에 걸리는 토크와 각속도, 그리고 요추 굴곡 및 신전 각도를 측정하였다. 5 회 3set 반복실험을 수행하였으며, set 실험간 5 분의 휴식시간을 주도록 하였다(Fig. 2).

2.4 요추전만 모델 구현

요추전만은 요추 L1 상단면과 천추 S1 상단면 사이의 각도로 정의하며, 과도한 전만(excessive-lordosis, EL)은 70°이상, 정상전만(normal lordosis, NL)은 31°~50°, 11°~30°일 경우는 저전만(hypolordosis, HL), 그리고 10°이하일 경우는 요추후만

(lumbar kyphosis, LK)으로 분류한 후 각각의 경우에 대한 요추 전만 근골격 모델을 구현하였다. 이 때 요추전만에 따른 골반 움직임에 따른 영향을 고려해 주기 위해 요추 L5 에 대한 골반의 움직임에 3 자유도를 추가하여 골격부위를 재정의하였다(Fig. 3).

2.5 역동역학 분석 및 모델 검증

전신근골격 모델을 이용하여 동역학 해석을 하기 위해 피검자의 신장과 대퇴, 하퇴 그리고 다리에 대한 길이와 몸무게를 측정하고, 기존 연구 결과를 참고하여 동역학 해석시 필요한 각 신체 부위에 대한 동역학 변수인 질량과 질량 중심, 그리고 관성모멘트를 계산하였다.¹³

피검자 각 부위에 대한 동역학 변수들을 각각 입력해 주고, 각 관절에 대한 가동범위(range of motion)은 적절히 수정한 다음 Dynamic Pipeline Module(Ver3.2.1, Motion Analysis, USA)과 기계시스템의 동역학 해석프로그램인 SD/FAST(B2.8, PTC Inc, USA)를 이용하여 운동방정식을 유도하였다.¹⁵

모든 관절에 대한 초기값은 등속성 운동시 피검자의 각 관절 각도로 정하였으며, 등속성 운동에 대한 분석인 만큼 시상면(sagittal plane)에서 척추관절을 제외한 나머지 관절의 움직임을 구속하였다. 또한 등속성 운동시 시간에 따라 측정된 요추관절의 평균 관절각도(굴곡 -25°~신전 40°)와 각속도(60deg/sec)를 주어진 동작(prescribed motion)으로 입력해 준 후 주어진 동작에 필요한 요추관절의 관절토크와 힘을 얻고자 역동역학 모의실험을 수행하였다.

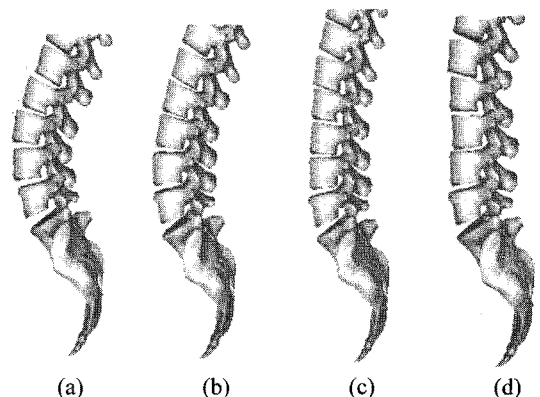


Fig. 3 Lumbosacral Joint model with respect to lordosis (a) EL, (b) NL, (c) HL (d) LK

3. 실험결과

3.1 관절 토크와 힘(Joint torque and force)

체간 전체를 굴곡시켰다가 신전시킬 때 L1 에서 S1 까지 전체 요추부를 구성하는 근육들이 굴곡/신전 운동시 발생시키는 요추관절 토크를 비교해 보았을 때, EL 일 경우 가장 큰 관절토크가 생성되고, NL, HL, LK 순으로 관절토크가 걸리는 것으로 나왔다. EL 의 경우 NL 에 비해 약 16.6%가 더 큰 토크가 나타났고, LK 는 NL 에 비해 11.7% 적은 토크가 계산되었다(Fig. 4).

수직방향의 압축 힘(compressive force)과 전후방향의 전단 힘(shear force)을 각각 계산해 본 결과에서는 수직방향에서 각 관절 내 압축 힘의 경우 각 전만 각도에 따라 유의한 차이가 나타나지 않는 것으로 나타났다($p>0.05$). 또한 전후방향의 전단힘에서는 LK 가 모든 요추 관절내에서 가장 큰 전단힘을 나타내었으며, HL, EL, 그리고 NL 순으로 NL 에서 가장 낮은 전단힘이 나타났고 통계적으로 유의한 차이가 나타났다($p<0.05$). 그러나 골반-L5 에서는 압축 힘과 전단 힘 모두에서 통계적으로 유의한 차이가 나지 않았다(Fig. 5).

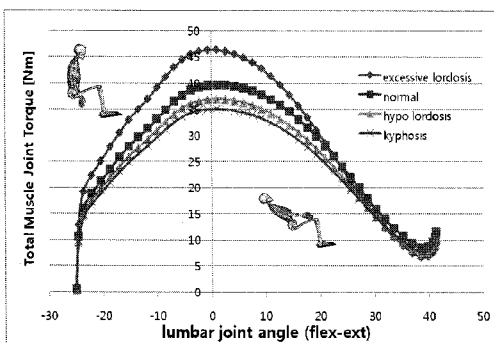


Fig. 4 Total lumbar muscle joint torque as lordosis angle

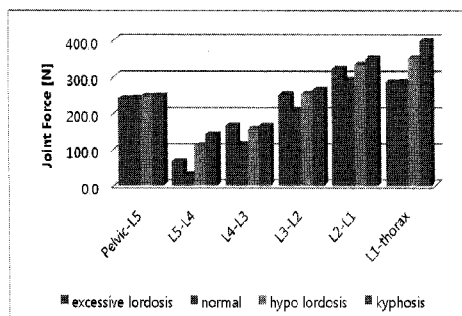


Fig. 5 Anterioposterior shear force as lordosis angle

3.2 운동에 따른 에너지 소모(system energy)

체 굴곡시에는 LK 가 가장 낮은 에너지를 요구하는 것으로 나왔으나, 통계적으로 유의한 차이가 나지 않는 것으로 나타났고($p>0.05$), 체간 신전시에는 NL 과 HL 에서 가장 낮은 에너지를, LK 에서 가장 높은 에너지가 요구되는 것으로 나왔으며, 통계학적으로 유의한 차이가 있음을 확인하였다 (Fig. 6, $p<0.05$).

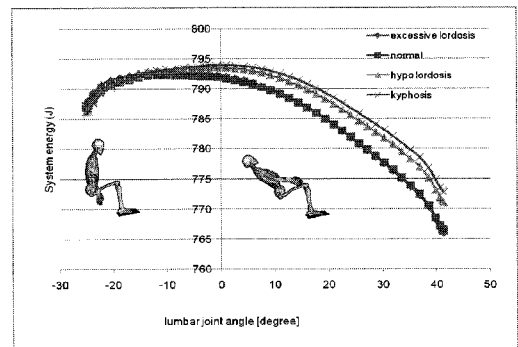


Fig. 6 System energy as lordosis angle

4. 토론

허리통증을 유발하는 이유 중 대다수의 경우 잘못된 자세에서 비롯된다고 한다. 이처럼 잘못된 자세 즉 자세 변동(posture deviation)은 주로 골격을 둘러싸고 있는 근육들이 시간에 따라 근육길이와 그에 따른 근력의 변화로 인해 발생하는 것으로 알려져 있다. 근육길이의 변화는 자세 정렬에 직접적인 영향을 미치고, 이로 인해 과도한 요추전만, 측만, 후만 등과 같은 자세 변동을 유발하는 것으로 알려져 있다.¹⁶ 이러한 요추전만 각도의 변화는 시간이 지남에 따라 허리통증으로 이어지지만, 척추관련 평가시 대다수의 물리치료사들의 경우 체간 근력 평가를 하지 않는 경향이 있다. 왜냐하면 체간 근력이 좋다고 해서 반드시 환자의 척추 기능이 좋다고 단정지을 수 없다고 여기기 때문이다.¹⁷ 하지만 본 연구의 결과 EL, HL, 그리고 LK 의 경우가 NL 에 비해 전후방 척추내 전단력, 시스템에너지, 그리고 일부 신전근에서 통계적으로 유의한 차이를 나타낸다는 결과를 고려해 볼 때, 요추관절의 비정상적인 요추전만 각도로 인해 근골격계 질환의 발생할 가능성이 있음을 예측해 볼 수 있다. 따라서 대다수의 근력강화 훈련 장비에서 프로그램 설정시 요추전만 각도를 고려하지

않을 경우, 시간이 지남에 따라 요추운동에 따른 추가적인 근골격계 문제가 발생할 가능성이 있게 된다.

본 연구를 수행함에 있어서 제한점은 무엇보다 실험 대상자의 선정문제라 할 수 있다. 요추전만 각도에 따른 실제 피검자를 대상으로 실험하고 검증하는 것이 가장 좋은 모델이지만, 요추전만 각도의 범위를 고려해 볼때, 그에 맞는 대상자를 찾는 것은 매우 어려운 일이다. 또한 정상 요추전만 각도에서 벗어나 있는 피검자의 경우 다양한 운동시 다양한 통증이 발생할 가능성을 배제할 수 없기 때문에 본 연구에서는 다양한 요추전만 각도를 임의로 조절가능한 전신 근골격 모델을 사용하고 하였다. 그러나 요추 주변의 모든 근육들을 다 표현하지 못함으로 인해 검증 비교적 전체적인 요추굴곡 및 신전 토크의 경향은 비슷하게 나타났지만, 정량적으로는 실험결과와 계산된 결과간의 차이가 발생하였다. 향후 보다 정교한 요추주변 근육을 모델함으로 보다 사실성을 높이는 것이 필요하며, 또한 요추전만 각도의 이상에 대한 다양한 임상 결과를 비교함으로 보다 체계적인 검증과정이 필요할 것으로 사료된다. 또한 정상인이 아닌 요추전만 혹은 측만 환자들에 대한 근골격계 모델을 통하여 전만과 측만과 같은 비대칭적인 자세가 척추주변에 근육에 미치는 영향에 대한 연구도 필요할 것으로 사료된다.

5. 결론

등속성 훈련시 요추전만 각도가 요추관절 부위의 근골격계에 미치는 생체역학적 영향을 살펴보기 위해 EL, NL, HL, LK 에 대한 전신 근골격 모델을 이용하여 역동역학 모의실험을 수행하였다. 요추관절의 신전근과 굴곡근에 의해 생성되는 요추관절 토크에서는 EL, NL, HL, 그리고 LK 순으로 높은 값을 보였지만, 각 요추관절간(S1~L1)의 전후 전단힘에 있어서는 LK 가 모든 관절내에서 가장 큰 전단힘을 보였고, HL, EL, 그리고 NL 순으로 그 값을 보였다. 하지만 요추 관절내 압축힘에 있어서는 요추전만 각도에 영향을 받지 않는 것으로 나타났다. 또한 에너지 측면에서도 EL 보다는 HL 과 LK 가 더 많은 에너지 소모가 필요한 것으로 나타났다. 따라서 재활훈련시 몸무게와 키를 이용한 단순설정이 아니라 요추전만 각도에 따른 근골격계의 영향을 고려하는 함으로 보다 효율적인 재

활훈련을 할 수 있을 것으로 사료된다.

후 기

위 논문은 문화체육관광부의 스포츠 산업기술 개발사업에 의거 국민체육진흥기금을 지원 받아 연구되었습니다(과제번호 #S07-2008-03).

참고문헌

1. Cyriax, J., "Textbook of orthopedic medicine Vol. 1. Diagnosis of soft tissue lesions 7th ed.," Baillière Tindall, pp. 711-725, 1978.
2. McKenzie, R. A., "The lumbar spine: Mechanical diagnosis and therapy," Spinal Publications, pp. 17-36, 1981.
3. Hultman, G., Saraste, H. and Ohlson, H., "Anthropometry, spinal canal width, and flexibility of the spine and hamstring muscles in 45 55-year-old men with and without low back pain," J. Spinal Disord, Vol. 5, No. 3, pp. 245-253, 1992.
4. Waddell, G. and Main, C. J., "Assessment of severity in low-back disorders," Spine, Vol. 9, No. 2, pp. 204-208, 1984
5. Christie, H. J., Kumar, S. and Warren, S. A., "Postural aberrations in low back pain," Arch. Phys. Med. Rehabil., Vol. 76, No. 3, pp. 218-224, 1995.
6. Farfan, H. F., "The biomechanical advantage of lordosis and hip extension for upright activity," Spine, Vol. 3, No. 4, pp. 336-342, 1978.
7. Schenkman, M., Shipp, K. M., Chandler, J., Studenski, S. A. and Kuchibhatla, M., "Relationships between mobility of axial structures and physical performance," Physical Therapy, Vol. 76, No. 3, pp. 276-285, 1996.
8. White, A. A. and Panjabi, M. M., "Clinical Biomechanics of the Spine," Lippincott Williams & Wilkins, pp. 754-774, 1990.
9. Whitcome, K. K., Shapiro, L. J. and Lieberman, D. E., "Fetal Load and the evolution of lumbar lordosis in bipedal hominins," Nature, Vol. 450, No. 7172, pp. 1075-1078, 2007.
10. Walker, M. L., Rothstein, J. L., Finucane, S. D. and Lamb, R. L., "Relationships between lumbar lordosis, pelvic tilt, and abdominal muscle performance,"

- Physical Therapy, Vol. 67, No. 4, pp. 512-516, 1987.
11. Flint, M. M., "Relationship of the Gravity Line Test to Posture, Trunk Strength, and Hip-Trunk Flexibility of Elementary School Girls," *Research Quarterly*, Vol. 35, pp. 141-146, 1964.
 12. Zatsiorsky, V. M., "Science and Practice of Strength Training," Human Kinetics Publishers, pp. 137-154, 1995.
 13. Winters, D. A., "Biomechanics and Motor Control of Human Movement," John Wiley & Sons, pp. 51-74, 1990.
 14. Schutte, L. M., Hayden, S. W. and Gage, J. R., "Lengths of hamstrings and psoas muscles during crouch gait: effects of femoral anteversion," *J. Orthop. Res.*, Vol. 15, No. 4, pp. 615-621, 1997.
 15. Bae, T. S., Kim, S. K. and Mun, M. S., "A Musculoskeletal model for biomechanical analysis of transfemoral amputees climbing stairs," *International J. Prec. Eng. Manuf.*, Vol. 9, No. 1, pp. 30-33, 2008.
 16. Winters, J. M., "Hill-based muscle models: A systems engineering perspective," Springer-Verlag, pp. 69-93, 1990.
 17. Janda, V., "Muscle strength in relation to muscle length, pain, and muscle imbalance," Churchill Livingstone, pp. 83-91, 1993.