

만성 허리통증 환자의 관성 센서 기반 허리 안정화 훈련이 몸통 근육 활성도와 두께에 미치는 영향

김상희^{1‡} · 이현주^{2‡} · 태기식^{3*}

¹괴산 연풍 보건지소, ²건양대학교 물리치료학과
³건양대학교 의공학과

Effect of IMU Sensor Based Trunk Stabilization Training on Muscle Activity and Thickness with Non-specific Chronic Low Back Pain

Sang Hee Kim^{1‡}, Hyun Ju Lee^{2‡} and Ki Sik Tae^{3*}

¹Goesan Yeonpung Health Branch, ²Department of Physical Therapy, Konyang University,
³Department of Biomedical Engineering, Konyang University

(Manuscript received 16 June 2022 ; revised 21 June 2022 ; accepted 21 June 2022)

Abstract: The purpose of this study was to present the IMU sensor based trunk stabilization exercise and to evaluate the changes in the muscle activity and thickness with non-specific low back pain patients (N=30). They were classified into two groups; lumbar stabilization exercise using IMU sensor (ILS), (n₁=20) and general lumbar stabilization exercise (GLS), (n₂=10). By comparing the difference between pre and post intervention via trunk muscle activity and muscle thickness, the significant differences were identified. Muscle activity was measured on external oblique (EO), internal oblique (IO), and multifidus (MF) by using surface electromyography (sEMG). Muscle thickness was measured on external oblique, internal oblique, transverse abdominis (TrA), and multifidus (MF) by using ultrasonography. sEMG activity was recorded at right side-bridge position. Each group performed the proposed lumbar stabilization exercise for 30 minutes a day, 5 times a week for 4 weeks. Trunk muscle activity was observed with a significant increase in the IO of ILS (p<.05) and a decrease in the MF of GLS (p<.05). Trunk muscle thickness was significantly increased in left EO and both IO of GLS (p<.05), and also significant increased right EO, both IO, both TrA, and both MF of the ILS (p<.05). In the future, a convergence approach of rehabilitation and engineering is needed to select a sensor suitable for rehabilitation purposes, study the validity and reliability of data, and produce appropriate rehabilitation contents.

Key words: Chronic low back pain, IMU sensor, Lumbar stabilization exercise, Muscle activity, Muscle thickness

1. 서 론

허리통증은 전세계적으로 산업화에 따라 인구의 80% 이상이 겪는 증상으로 의료적 및 사회경제적으로 큰 문제를 야기하고 있다. 허리통증으로 실제로 수술을 요하는 경우는 전체 요통의 2%로 보존적인 치료 방법으로 완화되는

경우가 대부분이다[1].

허리통증의 주요 원인 중 하나는 중심근육(core muscle)의 약화이다. 중심근육은 가로막(diaphragm)과 골반바닥근육(pelvic floor muscle), 배가로근(transverse abdominis)이 대표적이다. 중심근육이 약화되면 척추 분절의 불안정성이 발생하며 특히, 척추의 분절적 움직임이 감소하며 통증 부위 쪽의 뭇갈래근 두께가 감소한다[2]. 척추의 불안정성은 척추 주변의 인대가 느슨해지거나 손상됐을 때, 신경근 조절의 감소로 근육의 기능 부전과 불균형으로도 발생한다. 근육 불균형으로 인한 동원 수축 패턴의 변화는 척추의 불안정성을 악화 시키며 허리통증을 일으킨다[3]. 결국 척추의 불안정성과 중심근육의 약화는

*Corresponding Author : Ki Sik Tae
Dept. of Biomedical Engineering, Konyang University, 158
Gwanjeodong-ro, Seogu, Daejeon, 35365, Republic of Korea
Tel: *** - **** - **** +82-42-600-8518
E-mail: tae@konyang.ac.kr
[‡]Contributed equally to this work

허리, 골반, 엉덩관절 복합체의 기능 부전 및 불균형을 일으키며 만성허리통증을 야기하며 만성허리 통증이 있는 환자는 골반의 가쪽 안정성 근육의 약화를 보이며 허리네모근의 대상작용을 유도하여 비정상적인 골반의 가쪽기울임을 야기한다[4,5].

허리통증의 치료방법으로 보존적인 물리치료, 대체의학 테이핑요법[6], 도수교정[7], 근막이완술 및 마사지 요법[8] 등이 있다. 대부분의 허리통증의 치료방법들은 효과가 일시적인 경우가 많으나, 그 중 지속적인 운동은 통증을 감소시키고 비용이 들지 않으며 효과적인 치료 방법이다[9]. 특히, 중심근육의 약화로 인한 허리 통증을 위한 운동은 배바깥빗근이나 척추 주변의 표면 근육들의 수축을 최소화 하면서 배속빗근(internal oblique), 배가로근, 뭇갈래근(multifidus)을 활성화 시키는 것이 중요하다[10]. 중심근육 강화 운동 중 허리 안정화 운동은 임상적으로 널리 사용되고 있으며 몸통의 앞쪽, 뒤쪽 그리고 옆쪽 모두 강화해야 한다. 허리 안정화 운동은 볼이나 슬링과 같은 도구와 함께 사용하기도 하며 자세별로 다양하게 연구되고 있다[11,12].

그러나 치료사에 의해 시행되는 허리 안정화 운동은 치료도중은 잘 수행하는 반면, 스스로 하는 운동이나 홈 프로그램으로 제시되는 운동은 동작을 평가해주는 사람이 없기 때문에 환자가 스스로 운동을 올바르게 수행하고 있는지 알지 못하여 환자의 집중도와 의지가 떨어진다[13].

이러한 단점을 보완하기 위해 재활분야에서 동작의 인식을 증가시켜 자세를 수정할 수 있도록 바이오피드백을 활용하고 있다. 그 중 시각적 피드백과 청각적 피드백은 게임을 활용한 재활치료나 가상현실 기반의 운동프로그램에서 활용되고 있으며, 대상자가 스스로 화면을 보고 움직임의 조절할 수 있어 정확하게 동작을 수행할 수 있게 하고, 집중력을 높여 주어 운동 수행의 동기부여에 탁월하다[14]. Porro 등[15]은 대상자들의 손가락 벌림력을 측정하였는데 움직임을 직접 시행하는 군과 상상하며 관찰하는 군에서 대조군보다 유의한 증가를 보였다. 특히, 관찰만 적용한 군에서도 직접 운동을 시행한 군과 큰 차이가 나지 않을 만큼 근력이 향상되었으며, 운동하지 않은 팔에서도 근력이 증가했음을 보고하였다. 이처럼 재활 연구분야에서 바이오피드백은 동기부여, 뇌 영역의 활성화로 인한 운동 효과의 증대, 운동하는 동작을 관찰하는 것만으로도 효과가 있어 활용 가능성이 크다.

한편, 간편하게 인체의 움직임을 분석하기 위해 작은 크기로 움직이는 동작을 분석하는 센서로 관성 측정 장치(inertial measurement unit: IMU)가 각광 받고 있다. 관성 측정 장치는 1990년대 들어서 나노기술의 발달과 MEMS (micro electro mechanical systems) 센서 기술이 발달하여 IMU에 사용되는 센서가 소형화, 경량화 되면서 10 mm 이하로 제작이 가능해 활용 분야가 넓어지고 있다. 특히, 재활 분야에

서는 인체의 동작을 측정하고 분석하는데 주로 사용한다[16]. 최근 사회적으로 휴대용 IT 기술이 증가하면서 재활 분야에서도 여러 센서 기반의 재활운동 장비들이 증가하고 있다. IT 재활 장비 중 움직임을 감지하는 센서가 컴퓨터 애니메이션을 통해 피드백을 제공하는 선행연구에서 대상자가 운동 수행 동안 집중도가 유의하게 증가하는 것을 보고하였다[17]. 그러나 휴대용 IT 재활장비는 도입 후 그 효과에 대한 연구들이 부족한 실정이나, 다양한 목적과 방법으로 운동효과를 유도하는 제품들은 끊임없이 출시되고 있다. 따라서 본 연구에서는 관성 센서 기반의 허리 안정화 운동이 일반적으로 임상에서 사용하는 허리 안정화 운동과 비교하여 중심근육에 미치는 영향을 알아보고자 하였다.

II. 연구방법

1. 연구대상 및 연구설계

본 연구는 단면적 연구(Cross-sectional study)로 만성허리통증을 호소하는 20대 성인을 대상으로 관성 센서 기반의 허리 안정화 운동과 일반적 허리 안정화 운동을 4주간 주 5회 하루 30분간 적용하였을 때 몸통 근육의 활성도와 두께를 근전도와 초음파 장비를 이용하여 비교 분석하였다. 실험은 건양대학교 기관생명윤리위원회(IRB: Institutional Review Board)의 승인(KYU-2016-046-01)을 받은 후 실시되었다. 모집 광고문을 통한 30명의 대상자들은 본 연구의 목적 및 내용을 이해하고 자발적인 참여에 동의하여 실시되었다. 대상자의 선정기준은 연구에 동의한 자 중 (1) 지난 3개월 간 허리 및 골반의 통증을 경험한 자, (2) 한 자세로 30분 이상 앉아 있을 때 자세성 허리 통증을 호소하는 자, (3) 인체를 측면이나 후면에서 바라보았을 때 척추부에 앞굽음, 뒤굽음, 옆굽음 등의 비정상적인 자세 정렬을 가진 자로 하였다. 제외 기준은 (1) 허리 부위의 X-ray 촬영에서 뼈의 이상 소견이 있는 자, (2) 허리 부위의 정형외과적 수술 경험이 있는 자, (3) 허리디스크와 같은 신경학적 질환이 있는 자, (4) 연구에 대한 이해와 의사소통이 어려운 자, (5) 센서를 부착하기에 부적합한 피부질환자로 하였다. 표 1은 본 연구에 참

표 1. 대상자의 일반적인 특성

Table 1. General characteristics of subjects

| Characteristics | Mean±SD | |
|-----------------|--------------------------|--------------------------|
| | ILS (n ₁ =20) | GLS (n ₂ =10) |
| Age (yrs) | 21.10±1.25 | 21.00±0.66 |
| Height (cm) | 168.00±8.50 | 159.69±16.05 |
| Weight (kg) | 61.82±9.92 | 55.30±10.49 |

ILS: IMU sensor based lumbar stabilization, GLS: General lumbar stabilization

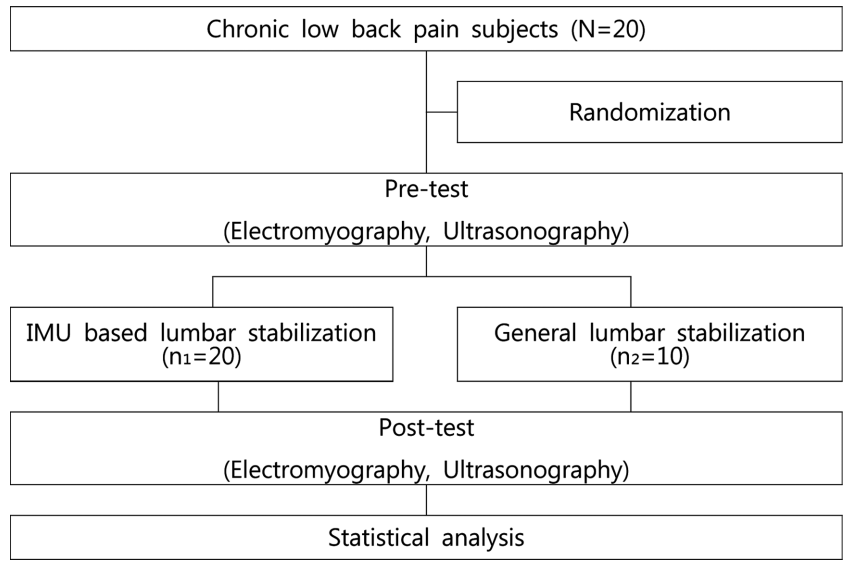


그림 1. 연구 절차
Fig. 1. Procedure for this study

여한 대상자의 정보를 보여주며, 군간 등분산 검정을 통해 동질성을 확인하였다.

실험군과 대조군에 무작위 배분하였으며 근전도 장비를 이용하여 중심근육의 활성도를 측정하였고, 초음파 장비를 이용하여 중심근육의 두께를 측정하였다. 그림 1은 실험 절차를 보여준다.

2. 실험도구

(1) 관성 측정 장치 (Inertial Measurement Unit: IMU)

본 연구의 센서 기반 재활운동을 위해 사용한 관성 측정 장치는 Valedo®(Hocoma, Switzerland) 제품으로 높이*너비*두께가 4.2 cm×3.2 cm×1.6 cm, 무게는 17 g으로 몸에 부착할 수 있을 만큼 가볍고 작아 센서를 기반으로 한 재활 운동 연구 분야에서 다양하게 활용되고 있다. 두 개의 관성 측정 장치는 대상자의 복사뼈 윗부분, 양쪽 위뒤엉덩뼈가시 (posterior superior iliac spine, PSIS)의 중앙에 다른 하나를 부착하였다(그림 2).

(2) 표면 근전도(surface electromyography, sEMG)

본 연구에서 몸통 근육의 활성도를 측정하기 위해 Noraxon사의 표면근전도 시스템 TeleMyo DTS, 2400R G2 instruments (Noraxon Inc., USA)를 사용하여 배속빗근, 배바깥빗근, 못갈래근의 활성도를 측정하였다. 피부에 부착하는 전극은 이중 표면 전극을 사용하였으며, 표면전극 부착 부위는 신호의 피부저항을 최소화하기 위해 털을 제거하고, 알콜솜으로 문질러 피부의 각질을 제거 하였다. 2개의 표면 전극을 근 섬유 방향과 수평이 되도록 부착하였으며, 전극 간 거리는 2 cm로 하였다. 전극 부착부위는 배바깥빗근(external oblique), 배속빗근, 못갈래근이며 오른쪽 교각자세에서 측정하였다[12]. 표면 근전도 신호의 수집은 표본추출률(sampling rate) 1,000 Hz, 대역통과필터(band-pass filter) 20~450 Hz, 그리고 노치필터(notch filter) 60 Hz로 하였으며, 근전도 신호의 처리와 저장, 분석은 Myoresearch XP Mater 1.07 (Noraxon Inc., USA)를 사용하였다. 근전도 신호의 측정 값을 정량화하기 위해 근육의 최대 등척성 수축(maximal

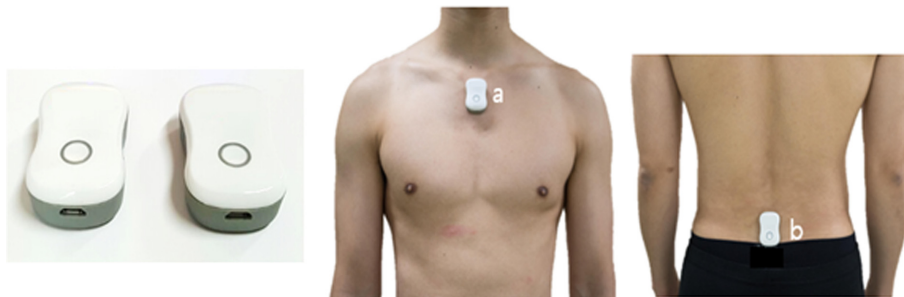


그림 2. 관성측정장치 및 부착위치(a: 복사뼈 윗부분, b: 양쪽 위뒤엉덩뼈가시)
Fig. 2. IMU sensor attachment region (a: superior part of sternum, b: center between PSIS)

voluntary isometric contraction; MVIC)을 기준으로 삼아 표준화 하는 % MVIC 방법을 적용하였다.

(3) 진단 초음파(ultrasonography system, US)

중심근육 중 배가로근, 배속빗근, 배바깥빗근, 못갈래근의 두께를 측정하기 위해 초음파 장비(GE Logiq Book Xp, USA)를 사용하였다. 탐촉자는 3.96-8.4/D6.3 MHz의 선형 모양(8L-RS, GE Parallel Design Inc., USA)을 사용하였으며, B mode에서 측정하였다. 측정 시 대상자는 자연스러운 호흡 중 날숨을 유지한 상태로 통제하였다[18]. 근육이 이완하였을 때(rest)와 수축하였을 때(active)의 두께를 측정하였으며, 근육의 두께를 표준화하기 위하여 변화량을 산출하였다. 근육 두께의 변화량 산출 공식은 식 (1)과 같다 [19].

$$\text{Muscle thickness (\%)} = \frac{\text{active} - \text{rest}}{\text{rest}} \times 100 \quad (1)$$

근육의 두께는 3회 측정 후 변화량의 평균값을 산출하여 측정값으로 이용하였다. 각 근육의 측정은 초음파 장비의 화면상 근육 이미지가 출력될 때까지 변환기를 이동하여 측정하였다. 배근육인 배바깥빗근, 배속빗근, 배가로근의 두께 측정은 배가로근 안쪽 근막 시작점에서 주행방향으로 1.5 cm 깊이에서 각각 수직선상의 직경을 측정하였으며[20], 못갈래근의 두께는 다섯 번째 허리뼈와 첫 번째 엉치뼈 사이의 척추사이관절로부터 피하밀 지방조직 전까지의 두께를 측정하였다[21](그림 3).

측정 자세로서 배근육의 근육 두께 측정은 양쪽 무릎을 90° 구부리고 바로 누운 자세에서 몸통의 가쪽 끝과 배꼽 사이의 중앙에 변환기를 수직으로 접촉하여 상하로 이동하며 이미지를 확보해 측정하였다. 못갈래근은 엎드려 누운 자세에서 측정하였으며, 측정 다리를 지면으로부터 15 cm 들어 올

렸을 때의 근육 두께를 수축기 두께로 하였다.

3. 중재방법

(1) 관성 센서 기반 허리 안정화 운동군

센서 기반 허리 안정화 운동군은 Valedo 소프트웨어에서 제공되는 자세 중 몸통과 골반의 운동인 선 자세에서의 몸통 굽힘, 몸통 펴, 몸통 가쪽 굽힘, 골반 앞기울임, 골반 뒤기울임, 골반 가쪽기울임, 네발기기 자세에서의 골반 가쪽기울임, 허리 구부리기로 운동을 구성하였다. 각 동작은 5분 동안 Valedo 어플리케이션을 통해 수행하게 되며, 운동 시간은 몸통 굽힘, 몸통 펴 그리고 몸통 가쪽굽힘의 조합 운동 5분, 몸통 회전 운동 5분, 골반 앞기울임과 뒤기울임 운동 5분, 골반 가쪽기울임 운동 5분, 네발기기 자세에서 골반 앞기울임과 뒤기울임 운동 5분으로 총 30분 운동프로그램으로 구성하였다. 대상자들은 개인의 스마트폰, 스마트패드 등의 출력 장치를 이용하여 화면을 주시하며 시각적 피드백을 제공 받았으며, 기기 내의 음향을 이용하여 청각적 피드백을 제공 받으며 운동을 수행하였다.

동작의 수준은 Valedo 소프트웨어에서 1~5 단계로 나누어 설정이 가능하여 한 주가 경과할 때마다 난이도를 1 단계씩 증가시켰다.

(2) 일반적 허리 안정화 운동군

일반적으로 수행하는 허리 안정화 운동군은 선 자세로 몸통 굽힘, 몸통 펴, 몸통 가쪽굽힘, 골반 앞기울임, 골반 뒤기울임, 짐볼 위에 앉은 자세에서 골반 앞기울임, 뒤기울임 그리고 가쪽기울임으로 구성하여 센서 기반 허리 안정화 운동과 동일하게 동작에 따라 5분간 총 30분의 운동시간으로 수행하였다. 두 그룹은 운동 중 골반의 기울임 동작을 제외한 몸통의 운동에서는 골반을 중립상태로 유지한 채로 운동을

180

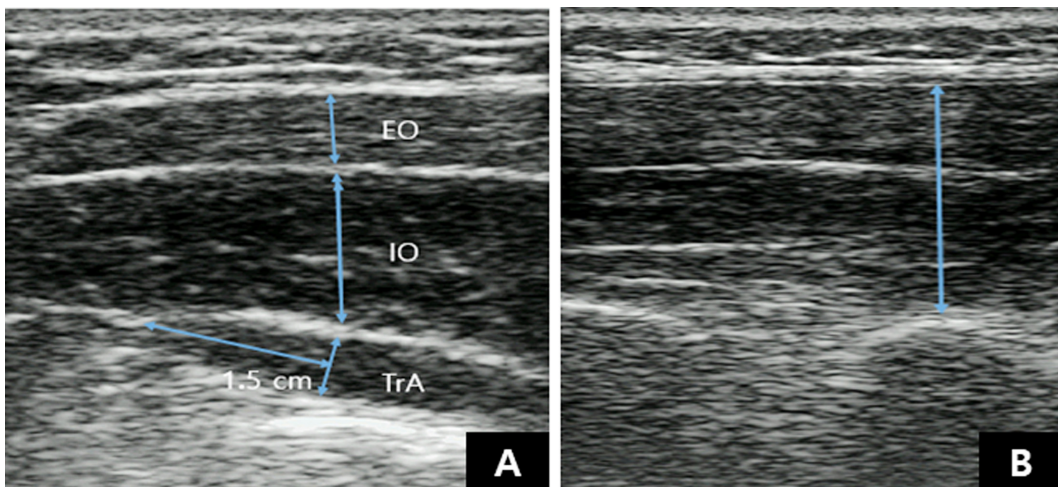


그림 3. 근육 두께 측정(A: 배바깥빗근, 배속빗근, 배가로근, B: 못갈래근)
Fig. 3. Muscle thickness measurement(A: EO, IO, and TrA, B: MF)

수행하게 하였으며, 운동 중 배 근육에 긴장(abdominal drawing-in maneuver)을 유지하도록 통제하였다. 센서 기반 허리 안정화 운동과 일반적 허리 안정화 운동은 몸통의 굽힘, 몸통 펴, 몸통 가쪽굽힘의 운동 18%, 몸통 돌림 운동 18%, 골반 앞기울임과 뒤기울임 운동 32%, 골반 가쪽기울임 운동 32%로 각 동작이 차지하는 비율을 동일하게 하였다.

4. 통계분석

본 연구에서 수집된 자료들은 SPSS Statistics ver. 20 (IBM Corp., Armonk, USA)을 이용하여 통계처리 하였다. 대상자들의 일반적인 특성을 비교하기 위해 독립 t 검정을 사용하였으며, 대상자의 정규성을 검정하기 위해 Kolmogorov-Smirnov test를 사용하였다. 군 간 동질성 검정하기 위해 Levene의 등분산 검정을 시행하였다. 두 군의 집단 내 중재 전·후 몸통근육의 활성도와 두께를 분석하기 위해 대응 표본 T검정을 사용하였다. 통계학적 유의수준은 α 는 0.05로 하였다.

III. 연구 결과

1. 센서 기반 허리 안정화 운동군과 일반적 허리 안정화 운동군의 중재 전·후 중심근육 활성도 비교

센서 기반 허리 안정화 운동군과 일반적 허리 안정화 운동군의 중재 전과 후에 각 중심근육의 활성도를 비교하였다. 중재 후 배바깥근과 배속빗근에서 근활성도의 증가와 못갈래근의 감소 경향이 있었으나 통계학적으로 유의한 변화는 오른쪽 배속빗근에서만 나타났다($p<0.05$). 일반적인 허리 안

정화 운동군에서는 배바깥근에서 중재 후 증가 추이가 있었으나 통계학적으로 유의하지 않았으며, 못갈래근에서 유의한 감소를 보였다($p<0.05$)(Table 2).

2. 센서 기반 허리 안정화 운동군과 일반적 허리 안정화 운동군의 중재 전·후 중심근육 두께 비교

센서 기반 허리 안정화 운동군과 일반적인 허리 안정화 운동군의 중재 전과 후에 각 중심근육의 두께 변화를 비교 하였다.

중재 후 오른쪽 배바깥근을 제외한 왼쪽 배바깥근과 양쪽 배속빗근, 배가로근, 못갈래근 모두에서 통계학적으로 유의한 근 두께의 증가가 있었다($p<0.05$). 반면 일반적인 허리 안정화 운동군에서는 왼쪽 배바깥근과 왼쪽 배속빗근에서만 통계적으로 유의한 근 두께의 증가가 있었다($p<0.05$)(Table 3).

IV. 고찰 및 결론

본 연구는 만성허리통증을 호소하는 20대 성인을 대상으로 센서 기반 허리 안정화 운동과 일반적으로 시행하는 허리 안정화 운동을 4주간 적용하였을 때 몸통근육에 미치는 영향을 근활성도 및 근 두께 변화를 통해 확인하고자 하였다. 실험 결과 센서 기반 허리 안정화 운동군의 오른쪽 배속빗근에서만 통계적으로 의미있는 근활성도의 증가를 보여 중심근육에 효과적임을 확인하였다. 허리 안정화 운동에 의한 몸통근육의 두께 변화에서는 센서 기반 허리 안정화 운동군의 경우 배바깥근, 배속빗근, 배가로근, 못갈래근에서, 일반적 허리 안정화 운동군은 배바깥근과 배속빗근에서 유의

표 2. 실험군과 대조군 간의 근육 활성도 비교

Table 2. Comparison of muscle activities between ILS and GLS groups

| Groupo | Muscle | | Pre | Post | t |
|------------------------------|--------|-----|-------------|-------------|--------|
| ILS (n ₁ = 20) | EO | Lt. | 22.60±17.60 | 23.21±23.40 | -.14 |
| | | Rt. | 50.57±35.43 | 60.14±41.91 | -1.22 |
| | IO | Lt. | 24.28±20.82 | 26.44±24.44 | -.41 |
| | | Rt. | 39.28±22.30 | 57.08±43.60 | -2.30* |
| | MF | Lt. | 11.34±9.91 | 10.51±8.88 | .32 |
| | | Rt. | 25.49±18.72 | 22.61±12.80 | .76 |
| GLS (n ₂ = 10) | EO | Lt. | 15.98±15.06 | 16.00±16.11 | -.01 |
| | | Rt. | 54.92±46.30 | 76.23±52.91 | -1.58 |
| | IO | Lt. | 21.73±29.74 | 12.56±8.76 | 1.19 |
| | | Rt. | 56.71±48.38 | 56.46±43.25 | .02 |
| | MF | Lt. | 11.14±9.77 | 10.69±8.97 | .47 |
| | | Rt. | 34.40±23.31 | 23.75±14.09 | 2.84* |

ILS : IMU sensor based lumbar stabilization, GLS : General lumbar stabilization, EO : External oblique, IO : Internal oblique, MF : Multifidus

*: p<.05

표 3. 실험군과 대조군 간의 근육 두께 비교
Table 3. Comparison of muscle thickness between ILS and GLS groups

| Group | Muscle | | Pre | Post | t |
|-----------------------------|--------|-----|-------------|---------------|--------|
| ILS (n ₁ =20) | EO | Lt. | 3.16±13.16 | 24.06±18.86 | -5.16* |
| | | Rt. | 11.25±15.84 | 13.58±20.24 | -.49 |
| | IO | Lt. | 26.59±21.54 | 44.95±18.74 | -4.52* |
| | | Rt. | 28.75±23.80 | 49.15±33.83 | -3.76* |
| | TrA | Lt. | 29.57±20.32 | 65.63±24.37 | -6.41* |
| | | Rt. | 33.36±22.59 | 77.87±35.65 | -7.07* |
| | MF | Lt. | 24.92±11.49 | 37.00±14.08 | -3.27* |
| | | Rt. | 21.57±7.72 | 38.54±13.71 | -4.90* |
| GLS (n ₂ =10) | EO | Lt. | 13.11±22.53 | 34.85±21.96 | -5.16* |
| | | Rt. | 16.64±17.85 | 33.107±14.307 | -.49 |
| | IO | Lt. | 10.92±11.68 | 32.34±20.29 | -4.52* |
| | | Rt. | 11.97±12.31 | 33.46±28.10 | -3.76 |
| | TrA | Lt. | 27.21±30.87 | 32.37±14.65 | -6.41 |
| | | Rt. | 26.77±21.82 | 43.25±32.67 | -7.07 |
| | MF | Lt. | 25.12±9.79 | 27.01±9.95 | -3.27 |
| | | Rt. | 21.05±7.83 | 24.01±9.46 | -4.90 |

ILS : IMU sensor based lumbar stabilization, GLS : General lumbar stabilization, EO : External oblique, IO : Internal oblique, TrA : Transverse abdominis, MF : Multifidus

*: p<.05

한 근 두께의 증가를 확인하였다. Ko 등의 연구에서 8주간의 일반적인 허리 안정화 운동을 통해 노인의 배가로근과 못갈래근의 중심근육에서 두께 증가를 보였다고 하였으나[22], 본 연구에서는 배바깥빗근과 배속빗근에서만 증가를 보여 일부 중심근육의 변화가 있었다는 점에서 부분적 해석이 가능하였다. 반면 센서 기반 허리 안정화 운동군에서는 모든 중심근육에서의 근 두께 증가를 보였기 때문에 허리 안정화 운동의 효과 뿐만 아니라 센서 기반 운동의 효과를 확인할 수 있었다. Kang 등의 연구에서는 몸통안정화 운동이 배바깥빗근과 배속빗근을 제외한 배가로근의 두께에서만 유의한 차이를 나타내었다고 하였는데[23], 환자군이 아닌 일반인을 대상으로 하여 즉각적인 효과를 확인한 점에서 본 연구와 설계가 다른 부분이 있었다. 본 연구는 만성요통이 있는 환자군을 대상으로 4주간의 허리 안정화 운동을 하였기 때문에 중심근육 모두에서 의미있는 두께 증가가 나타난 것으로 추측된다. 다만 일반적인 허리 안정화 운동군에 비해 센서 기반 허리 안정화 운동군에서 좀 더 많은 중심근육의 변화가 있었다는 점에서 긍정적인 해석이 가능하였다.

Richardson 등은 인체의 몸통에 안정성에 기여하는 작은 근육들에 비해 큰 근육을 과도하게 강화하였을 때 척추에 가해지는 스트레스가 증가하여 허리통증에 부정적인 영향을 미친다고 하였으며[24], 기능적인 움직임과 함께 운동 조절을

통해 중심근육을 훈련할 것을 제안하였다. 본 연구에서는 허리 안정화 운동을 수행할 때 아무런 저항 없이 맨손 운동으로 하였으며, 지속적으로 배근육에 긴장감(abdominal drawing-in maneuver)을 유지하도록 통제하였기에 작은 근육들이 선택적으로 훈련이 됐을 것으로 생각된다. 본 연구에서 두 가지 허리 안정화 운동 중 특히 센서 기반의 허리 안정화 운동군에서 유의한 근육 두께 상승을 보인 가장 큰 이유는 적절한 운동 강도와 바이오피드백을 통한 자세교정 및 대상자의 동기부여에 있다. Lange 등은 게임을 통해서 대상자에게 피드백을 제공하여 운동을 유도할 수 있다고 하였다[25]. Lim & Lee는 게임을 통한 재활 운동 시 대상자의 동기부여에 효과적이며 운동에 집중력을 높일 수 있다고 하였으며[26], 생체신호를 이용하여 대상자의 상태를 기기가 파악하여 운동의 강도를 조절해 주기 때문에 즐기면서 점진적으로 운동 강도를 올려나갈 수 있다고 하였다. Bang 등은 만성뇌졸중 환자에게 관찰훈련과 과제지향훈련의 효과를 비교하였고[27], 두 가지 훈련 모두 효과적이라고 하였다. An 등(2011)은 재활 훈련의 과제지향 훈련에 있어 무작정 반복하는 과제 보다는 피드백을 주는 과제가 더욱 효과적이라고 하였다[28]. 또한, Proffitt & Lange은 집에서 하는 가상현실 기반의 재활 운동이 동기부여에 효과적이라고 하였으며[29], Levin 등은 가상현실 기반의 운동프로그램은 운동 조절과 운동 학습에

긍정적인 영향을 미친다고 하였다[30]. 본 연구의 관성 센서 기반의 허리 안정화 운동은 어플리케이션을 통해서 사용자의 스마트폰과 관성 센서만 있으면 언제 어디서든 시행할 수가 있으며, 게임화 형식으로 구성된 재활운동 프로그램으로써 사용자가 실시간으로 시각적, 청각적 피드백을 제공받으며 동작을 수정하며 몰입된 훈련이 가능하였고, 출력 장치에서 비춰지는 아바타를 통해 거울신경시스템의 활성화와 관찰훈련의 효과가 있었을 것이라 사료된다. 또한, 무작정 시행하는 반복적 운동이 아닌 게임화된 프로그램에서 제공되는 실시간 과제지향적 바이오피드백 시스템으로 대상자의 동기부여에도 큰 영향을 미쳤을 것이라 생각된다.

연구 결과, 센서 기반의 허리 안정화 운동은 몸통 중심근육을 활성화 시키는데 뛰어나며 특히, 중심 근육의 두께 변화 향상에 있어 효과적이라는 것을 알 수 있었다. 허리 안정화 운동을 수행함에 있어 대상자가 바이오피드백을 실시간으로 제공받으며 동작을 수행할 수 있도록 관성 센서를 활용하는 것이 운동 효과를 증대시키는데 도움이 될 것이다. 향후 재활 운동을 위한 센서 도입으로 대상자에게 정확한 운동 제공, 적절한 강도와 시간으로 몰입감있는 운동 수행, 게임화 요소를 더해 동기부여를 제공할 수 있도록 하고, 움직임에 적절한 센서의 선택, 인식 센서의 타당도 및 신뢰도 확보, 목적에 맞는 콘텐츠의 다양화가 필요할 것으로 보인다.

References

- [1] Wheeler AH. Diagnosis and management of low back pain and sciatica. *Am Fam Physician*. 1995;52(5):1333-1341.
- [2] Hides J, Stanton W, McMahon S, Sims K, Richardson C. Effect of stabilization training on multifidus muscle cross-sectional area among young elite cricketers with low back pain. *Journal of orthopaedic & sports physical therapy*, 2008;38(3): 101-108.
- [3] Reeves NP, Cholewicki J, Milner TE. Muscle reflex classification of low-back pain. *J Electromyogr Kinesiol*. 2005;15(1): 53-60.
- [4] Arab AM, Nourbakhsh MR. The relationship between hip abductor muscle strength and iliotibial band tightness in individuals with low back pain. *Chiropr Osteopat*. 2010;18(1):1.
- [5] Comerford MJ, Mottram SL. Movement and stability dysfunction-contemporary developments. *Man Ther*. 2001;6(1):15-26.
- [6] Alvarez-Alvarez S, Jose FG, Rodriguez-Fernandez AL, Gueita-Rodriguez J, Waller BJ. Effects of kinesio(R) tape in low back muscle fatigue: randomized, controlled, double-blinded clinical trial on healthy subjects. *J Back Musculoskelet Rehabil*. 2014;27(2):203-212.
- [7] Selhorst M, Selhorst B. Lumbar manipulation and exercise for the treatment of acute low back pain in adolescents: a randomized controlled trial. *J Man Manip Ther*. 2015;23(4):226-233.
- [8] Ajimsha MS, Daniel B, Chithra S. Effectiveness of myofascial release in the management of chronic low back pain in nursing professionals. *J Bodyw Mov Ther*. 2014;18(2):273-281.
- [9] Hodges PW. Core stability exercise in chronic low back pain. *Orthop Clin North Am*. 2003;34(2):245-254.
- [10] Henry SM, Westervelt KC. The use of real-time ultrasound feedback in teaching abdominal hollowing exercises to healthy subjects. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2005;35(6):338-345.
- [11] Cynn HS, Oh JS, Kwon OY, Yi CH. Effects of lumbar stabilization using a pressure biofeedback unit on muscle activity and lateral pelvic tilt during hip abduction in sidelying. *Arch Phys Med Rehabil*. 2006;87(11):1454-1458.
- [12] Imai A, Kaneoka K, Okubo Y, Shiina I, Tatsumura M, Izumi S, Shiraki H. Trunk muscle activity during lumbar stabilization exercises on both a stable and unstable surface. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2010;40(6):369-375.
- [13] Hugli AS, Ernst MJ, Kool J, Rast FM, Rausch-Osthoff AK, Mannig A, Oetiker S, Bauer CM. Adherence to home exercises in non-specific low back pain. A randomised controlled pilot trial. *J Bodyw Mov Ther*. 2015;19(1):177-185.
- [14] Lim JH, Lee JJ. Development of Medical Rehabilitation Game and Rehabilitation Possibility Using EMG and Gyroscope Signal. *The Journal of Korean Institute of Communications and Information Sciences*. 2015;40(1):171-182.
- [15] Porro CA, Facchin P, Fusi S, Dri G, Fadiga L. Enhancement of force after action observation: behavioural and neurophysiological studies. *Neuropsychologia*. 2007;45(13):3114-3121.
- [16] O'Donovan KJ, Kamnik R, O'Keefe DT, Lyons GM. An inertial and magnetic sensor based technique for joint angle measurement. *J Biomech*. 2007;40(12): 2604-2611.
- [17] Nitzsche N, Schulz H. Zur Durchführbarkeit eines regelmäßigen Trainings mit der Nintendo Wii Fit Plus bei Frauen nach der Schwangerschaft. *Journal für Gynäkologische Endokrinologie*. 2011;5(1):32-36.
- [18] Whittaker JL. Ultrasound imaging of the lateral abdominal wall muscles in individuals with lumbopelvic pain and signs of concurrent hypocapnia. *Man Ther*. 2008;13(5):404-410.
- [19] Teyhen DS, Williamson JN, Carlson NH, Suttles ST, O'Laughlin SJ, Whittaker JL, Goffar SL, Childs JD. Ultrasound characteristics of the deep abdominal muscles during the active straight leg raise test. *Arch Phys Med Rehabil*. 2008;90(5): 761-767.
- [20] McMeeken J, Beith I, Newham D, Milligan P, Critchley D. The relationship between EMG and change in thickness of transversus abdominis. *Clin Biomech*. 2004;19(4):337-342.
- [21] Koppenhaver SL, Hebert JJ, Fritz JM, Parent EC, Teyhen DS, Magel JS. Reliability of rehabilitative ultrasound imaging of the transversus abdominis and lumbar multifidus muscles. *Arch Phys Med Rehabil*. 2008;90(1):87-94.
- [22] Ko DS, Kim GY, Lee CG, Lee KI, Kim CK, Jeong DI. Changes in balance ability and muscle thickness of the transverse abdominis and multifidus of elderly females after eight weeks of the lumbar stabilization exercise. *Korean Journal of Sport Biomechanics*. 2008;19(4):689-696.
- [23] Kang JH, Sim JH, Chon SC. The Effect of Five Different Trunk Stabilization Exercise on Thickness of Abdominal Muscle Using an Ultrasonography Imaging in Normal People. *Physicah Therapy Korea*. 2012;19(3):1-10.
- [24] Richardson C, Jull G, Hodges P, Hides J, Panjabi MM. Therapeutic exercise for spinal segmental stabilization in low back pain: scientific basis and clinical approach: Churchill Living-

- stone Edinburgh. 1999:61-76.
- [25] Lange B, Chang CY, Suma E, Newman B, Rizzo AS, Bolas M. Development and evaluation of low cost game-based balance rehabilitation tool using the Microsoft Kinect sensor. Annual International Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc. 2011:1831-1834.
- [26] Lim JH, Lee JJ. Development of Medical Rehabilitation Game and Rehabilitation Possibility Using EMG and Gyroscope Signal. JKICS. 2015;40(1):171-182.
- [27] Bang DH, Kang TW, Oh DW. Comparison of the effect of Action Observational training and Task-oriented training on Upper Limb Function and activities of daily living in People with Chronic stroke. J digital policy&management. 2012;10(9): 409-416.
- [28] An MH, An CS. Comparison of effects of Feedback vs Repeative task training on lower extremity function in patients with chronic hemiplegia. The Korean Society of Physical Medicine. 2011;6(1):9-17
- [29] Proffitt R, Lange B. Feasibility of a Customized, In-Home, Game-Based Stroke Exercise Program Using the Microsoft Kinect? Sensor. Int J Rerehabil. 2015;7(2): 23-34.
- [30] Levin MF, Weiss PL, Keshner EA. Emergence of virtual reality as a tool for upper limb rehabilitation: incorporation of motor control and motor learning principles. Phys Ther. 2015;95(3):415-425.