

Original Article

Open Access

## 몸통 안정화 근육과 보행요소의 상관관계

채정병 · 정주현†

마산대학교 물리치료과, <sup>1</sup>김해대학교 물리치료과

### Correlation between Trunk Stabilization Muscle Activation and Gait Parameters

Jung-Byung Chae · Ju-Hyeon Jung<sup>†</sup>

*Department of Physical Therapy, Masan University*

*<sup>1</sup>Department of Physical Therapy, Gimhae College*

Received: January 31, 2019 / Revised: February 21, 2019 / Accepted: February 21, 2019

© 2019 Journal of Korea Proprioceptive Neuromuscular Facilitation Association

This is an Open Access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution Non-Commercial License (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc/3.0>) which permits unrestricted non-commercial use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

#### | Abstract |

**Purpose:** This study aimed to investigate the correlation between trunk stabilization muscle activation and the parameters of gait analysis in healthy individuals.

**Methods:** Thirty healthy adults (15 male, 15 female) with no history of lower back pain (LBP) or current musculoskeletal and neurological injuries were studied. Trunk stabilization muscle activation (e.g., external oblique, internal oblique, transverse abdominis, erector spinae) were assessed using surface electromyography. To analyze gait, we measured temporal parameters (e.g., gait velocity, single support phase, double support phase, swing phase, and stance phase) and a spatial parameter (e.g., H-H base of support).

**Results:** A statistically significant correlation was found between the internal oblique, transverse abdominis, and erector spinae muscle activity and gait velocity, single support phase, double support phase, swing phase, and stance phase. No statistically significant correlation was found between the external oblique muscle activity and the gait velocity, single support phase, double support phase, swing phase, and stance phase. No statistically significant correlation was found between the external oblique, internal oblique, transverse abdominis, and erector spinae muscle activity and the spatial parameter.

**Conclusion:** This study demonstrated that a relationship exists between trunk stabilization muscle activation and temporal parameter (i.e., gait velocity, single support phase, double support phase, swing phase, and stance phase) during gait analysis. Therefore, the trunk's stabilizer muscles play an important role in the gait of healthy individuals.

**Key Words:** Muscle activity, Trunk stabilization muscle, Gait parameter

†Corresponding Author : Ju-Hyeon Jung (hyuni610@naver.com)

## I. 서론

안정성은 신체 분절에서의 크고 작은 움직임에 조절할 수 있는 능력을 말하며, 정적 안정성과 동적 안정성으로 구분할 수 있다(Chae, 2017). 정적 안정성은 고정된 기저면에서 흔들림 없이 서 있을 수 있는 능력을 말하며, 동적 안정성은 기저면이 움직이거나 외부로부터 자극이 주어졌을 때나 스스로 움직임을 수행할 때의 안정성을 말한다(Ragnarsdottir, 1996).

자세조절에서는 안정성과 운동성의 이중목적을 달성해야 하며, 불안정한 환경에서 신체를 안정화시키기 위해 기저면 내에 압력중심을 이동시켜 균형을 제어하는 반사적인 반응이 나타나야 한다(Shumway-Cook & Woollacott, 2001). 이러한 균형을 유지하기 위해 감각정보통합, 신경계처리, 생체역학적요인 그리고 근육뼈대계 사이의 적절한 조절이 요구된다(Horak, 2006; Shumway-Cook & Woollacott, 2001).

기능적 움직임의 조절에서 몸통은 팔과 다리의 움직임에 기본 중심되며 이로 인한 자세의 안정성은 움직임의 필수조건이자 다양한 동작의 변화를 위한 능력이 된다(Chae, 2017). 이러한 기능을 가진 몸통 근육의 활동으로 인해 자세조절과 균형유지 그리고 새로운 자세에 적응할 수 있는 기능적인 움직임을 만들 수 있다(Verheyden et al., 2007).

한편, 몸통의 근육 활동은 걷기, 달리기, 공차기, 던지기과 같은 팔, 다리의 움직임에 관여하며, 예상하지 못한 외부적 동요, 척추의 갑작스런 부하와 움직임에 대한 조절에 관여한다(Richardson & Jully, 1995). 또한, 이러한 현상은 총체적으로 중추신경계의 조절을 필요로 한다(Barr et al., 2005; Winters & Cargo, 2000),

정상보행은 항중력근이 정상적 긴장성을 유지하는 동시에 상호신경지배에 의한 신경과 뼈대근이 총체적으로 사용되는 복잡한 과정으로 몸통 및 팔, 다리의 근력과 협응력, 운동감각, 고유수용감각, 관절 및 근육의 적절한 상호작용으로 인해 최소한의 에너지를 소모하고 효과적인 신체 무게중심의 이동을 가능하게

하는 것이다(Chae, 2017; Perry & Burnfield, 1992). 이러한 보행은 한쪽 다리로 신체의 안정된 상태를 유지하는 디딤기와 다른 한 다리가 몸을 앞으로 움직이게 하는 흔들기로 구성되어 연속적이고 반복적으로 일어난다(Perry & Burnfield, 1992).

보행 시 발걸음을 내딛는 시간동안의 약 80%는 한 발에 의한 신체의 지지능력이 요구되며 이때 신체의 무게중심 이 지지발의 바깥쪽으로 이동하여 불안정한 신체 상태에 노출되게 된다(Chae, 2017). 이러한 한발 서기의 반복적 순환은 동적 균형능력을 요구하며 한 발서기에서 몸통근육의 조절능력이 중요한 요소로 여겨진다(Grabiner et al., 1993). 또한 선행연구에서 보행을 하는 동안 몸통 근육은 몸통과 골반 사이의 동작 생성과 조절에 중요한 역할을 하며(Perry & Burnfield, 1992), 흔히 몸통 안정화 근육으로 불리는 복부 외측근육이 척추와 엉치엉덩관절에 안정성을 제공한다고 하였다(Hu et al., 2012).

배가로근(transverse abdominis)과 배속빗근(internal oblique), 배바깥빗근(external oblique)으로 구성되는 복부 외측근육은 팔, 다리를 움직일 때 몸통이나 허리뼈의 안정성을 제공하여 안정된 자세를 유지하도록 한다(Hodges & Richardson, 1999). 또한 많은 선행연구에서 근전도 분석을 통해 이러한 안정성 근육들이 선행적으로 작용되어야 함을 보고하고 있다(Hu et al., 2012; Tettamanti et al., 2013).

이와 같이 무게 중심을 조절하여 자세 또는 공간에서 몸통의 위치조절을 이루고 팔과 다리를 반복적으로 움직이는 보행은 근육뼈대계와 신경계의 손상 유무에 관계없이 재활환경에서 가장 최종적으로 획득되어야 할 최고의 기능수준으로 여겨진다. 이러한 보행을 효과적이고 효율적으로 작용하기 위해서는 움직임의 방향과 관계없이 몸통이나 허리뼈의 안정성을 제공하는 몸통 안정화 근육의 작용이 필수적으로 필요하다(Hodges & Richardson, 1999).

많은 선행연구들이 기능적 동작에서 배가로근, 배속빗근의 수축능력을 평가하였으나(Hodges & Richardson, 1999; Lehman et al., 2005), 보행 시 몸통

안정화 근육의 작용에 대한 연구가 많이 이루어지지 않았다(Hu et al., 2012). 또한 보행을 평가하는 시간적, 공간적 요소들과 몸통 안정화근의 활성화 사이에 상관성을 분석한 연구는 미흡한 실정이다.

따라서, 본 연구는 일반성인을 대상으로 몸통 안정화 근육과 보행요소 사이의 상관관계를 분석하여 재활과정에서 보행의 개선을 위한 선행 작업으로 임상에서 널리 적용되고 있는 몸통 안정화 근육훈련의 필요성에 대한 기초적 자료를 제공하고자 한다.

## II. 연구 방법

### 1. 연구 대상

본 연구의 대상자는 경남 ○○시 소재 20대에서 80대의 성인 남녀 30명을 대상으로 하였으며, 연구 대상자는 연구의 취지를 이해하고 참여에 동의한 대상으로 선정하였다. 모든 대상자는 근육·뼈대계 및 신경학적 질환과 관련된 소견을 보이지 않고, 외과적 수술을 받지 않은 자로 통증을 동반하지 않은 자로 선정하였다.

### 2. 측정 방법 및 절차

#### 1) 근육 활성화도

본 연구 참가자의 몸통 안정화 근육의 근활성을 알아보기 위하여 표면 근전도(MP150 WSW, BIOPAC System Inc., USA)를 이용하였으며 근전도 신호는 디지털 신호로 바꾼 다음, 개인용 컴퓨터에서 신호처리 소프트웨어(Acqknowledge 3.7.3, BIOPAC System Inc., USA)를 이용하여 필터링과 기타 신호처리를 하였다. 근전도 신호의 표본 추출률(sampling rate)은 1,000Hz로 설정하였고 증폭된 파형을 대역통과필터(band pass filter) 60~500Hz와 60Hz 노치 필터(notch filter)를 이용하여 필터링 하였다. 수집된 신호를 정량화하기 위해

실효평균값(root mean square, RMS)처리를 하였다.

몸통 안정화 근육으로는 배가로근, 배속빗근, 배바깥근, 척추세움근을 선택하였으며 대상자의 우세측에 전극을 부착하였다. 이들 근육에 대한 근전도 전극 부착부위는 척추세움근은 허리뼈 4번, 5번 가시돌기에서 바깥쪽으로 3cm 지점, 배바깥근은 두덩뼈결절(pubic tubercle)과 8번째 갈비뼈의 가상선에서 8번째 갈비뼈에서 2cm 아래 부분, 배속빗근의 아래가로부분의 근활성은 위앞엉덩뼈가시(anterior superior iliac spine)에서 내측으로 2cm에 위치하게 하였다(Cram et al., 1998; Park et al., 2013). 배속빗근의 전극은 바로 밑에 위치한 배가로근의 활동과 같이 기록되도록 하였다(Marshall & Murphy, 2003).

표면 근전도 신호에 대한 피부저항을 감소시키기 위하여 도자 부착부위를 제모 한 후 알코올 솜으로 깨끗이 닦아 피부저항을 최소화 하였으며, 접지전극(ground electrode)은 소량의 전해질 젤을 바른 표면전극을 자뼈의 경상돌기에 부착하였다. 표면 근전도 신호는 보행능력 측정과 동시에 이루어졌으며 5m의 거리를 왕복 보행하는 동안 근전도 신호를 수집하였으며 총 3회 동안 측정하였다.

#### 2) 보행능력

본 연구 참가자들에 대한 보행 측정은 보행의 시간적·공간적 요소를 컴퓨터를 이용하여 측정하고 평가하는 보행분석기(GaitRite System, MAP/CIP Inc., USA)를 사용하여 보행속도(gait velocity), 한다리 지지기(single support phase), 두다리 지지기(double support phase), 흔들기(swing phase), 디딤기(stance phase), 지지기저면(H-H base of support)을 측정하였다.

보행 측정에 필요한 참가자의 다리길이와 몸무게 측정은 재단용 줄자와 전자체중계를 사용하였으며 보행분석기의 자료 입력을 위한 다리길이 측정은 환자가 바로 누운 자세에서 양쪽 다리를 중립위로 하고 우세다리 위앞엉덩뼈가시에서부터 발목관절 내측과 까지 측정된 사실상 다리길이 값을 사용하였고, 보행

측정 방법은 모든 참가자들에게 평상시 보행을 하도록 설명하고 보행용 매트에서부터 2m 떨어진 거리에서 보행을 시작하여 3회 반복 실시하고 그 평균값을 수집하였다(Chae et al., 2010).

### 3. 자료 처리 및 분석

본 연구 참가자 30명으로부터 수집된 자료의 분석은 Window용 SPSS version 18.0을 사용하여 평균값(M)과 표준편차(SD)를 산출하였다. 참가자의 일반적인 특성은 기술통계와 빈도분석을 사용하였고, 건강한 성인의 몸통 안정화 근육의 활성도와 보행요소 간의 상관분석은 Kolmogorov-Smimov에 의한 정규성 검정을 충족하지 않으므로, Spearman의 상관분석을 실시하였다.

## III. 연구 결과

### 1. 연구 대상자의 일반적인 특성

본 연구에는 건강한 성인 30명(남자:15명, 여자:15

명)이 참가하였고, 평균 연령은 50.71 ± 27.58세, 평균 신장은 165.44 ± 3.14cm, 평균 체중은 60.06 ± 10.26kg 이었다(Table 1).

Table 1. General characteristics of subjects (n=30)

Variable	Mean±SD
Age (years)	50.71±27.58
Height (cm)	165.44±3.14
Body weight (kg)	60.06±10.26
Sex (male/female)	15/15

Mean±SD

### 2. 보행의 시간적 요소와 몸통 안정화 근육 활성도의 상관분석

보행의 시간적 요소인 보행속도는 배속빗근 및 배가로근( $r=-0.58, p<0.01$ ) 그리고 척추세움근( $r=-0.42, p<0.01$ )과 유의한 음의 상관성을 보였으나, 배바깥빗근( $r=0.14, p>0.05$ )과는 유의한 상관성을 보이지 않았다.

한다리 지지기는 배속빗근 및 배가로근( $r=-0.39, p<0.01$ )과 유의한 음의 상관성을 보였으나, 배바깥빗근( $r=0.15, p>0.05$ )과 척추세움근( $r=-0.19, p>0.05$ )은 유

Table 2. Correlation between the trunk stabilization muscle activation and temporal & spatial parameters of gait

	EO	TrA/IO	ES	Gait velocity (sec)	Single support phase (%)	Double support phase (%)	Swing phase (%)	Stance phase (%)	H-H base of support (cm)
EO	1								
TrA/IO	-0.03	1							
ES	0.10	0.48**	1						
Gait velocity	0.14	-0.58**	-0.42**	1					
Single support phase	0.15	-0.39**	-0.19	0.68**	1				
Double support phase	-0.17	0.31**	0.16	-0.68**	-0.94**	1			
Swing phase	0.16	-0.39**	-0.19	0.68**	1.00	-0.94**	1		
Stance phase	-0.13	0.39**	0.21	-0.70**	-0.92**	0.89**	-0.92**	1	
H-H base of support	0.08	0.05	-0.05	-0.02	-0.28*	0.29*	-0.28*	0.27*	1

\*p<0.05, \*\*p<0.01

EO: external oblique, TrA/IO: internal oblique and transverse abdominis, ES: erector spine

의한 상관성을 보이지 않았으며, 두다리 지지기는 배속빚근 및 배가로근( $r=0.31, p<0.01$ )과 유의한 양의 상관성을 보였으나, 배바깥빗근( $r=-0.17, p>0.05$ )과 척추세움근( $r=0.16, p>0.05$ )은 유의한 상관성을 보이지 않았다.

흔들기는 배속빚근 및 배가로근( $r=0.39, p<0.01$ )과 음의 상관성을 보였으나, 배바깥빗근( $r=-0.16, p>0.05$ )과 척추세움근( $r=-0.19, p>0.05$ )과는 유의한 상관성을 보이지 않았으며, 디딤기는 배속빚근 및 배가로근( $r=0.39, p<0.01$ )과 양의 상관성을 보였으나, 배바깥빗근( $r=-0.13, p>0.05$ )과 척추세움근( $r=0.21, p>0.05$ )과는 유의한 상관성을 보이지 않았다(Table 2).

### 3. 보행의 공간적 요소와 몸통 안정화 근육 활성도의 상관분석

보행의 공간적 요소에서 양뒤꿈치의 중심간 거리인 지지 기저면은 배바깥빗근( $r=0.08, p>0.05$ ), 배속빚근 및 배가로근( $r=0.05, p>0.05$ ) 그리고 척추세움근( $r=-0.05, p>0.05$ )과 유의한 상관성을 보이지 않았다 (Table 2).

## IV. 고찰

몸통 안정화는 몸통 근육과 엉덩관절, 골반 근육이 척추와 신체의 안정화를 위해 코르셋 역할을 하여 기능적 자세와 움직임에 중심역할을 하며 팔, 다리 움직임의 기초와 원동력이 된다(Akuthota & Nadler, 2004).

몸통의 안정성에 관련된 근육은 광역 근육계(global muscle system)와 국소 근육계(local muscle system)로 구분되며, 광역 근육계로 분류되는 배바깥빗근, 배곧은근, 척추 주위근과 국소 근육계로 분류되는 배속빚근, 배가로근, 뒷갈래근의 상호 유기적인 조절능력에 따라 척추만곡 유지, 척추 전·후방 및 측방의 외력에 대한 안정성을 유지하게 하고 척추의 비틀림에 대한 척추정렬 유지할 수 있게 한다(Akuthota & Nadler, 2004; Hides et al., 1994).

한편, 머리, 팔, 몸통 분절로 구성된 보행의 전달요인은 반복적으로 작용하게 되어 외력을 만들고 몸통의 돌림을 통해 먼쪽 분절의 에너지를 상쇄하거나 전환하게 한다(Collins, 2009; Hoogenboom et al., 2014; Perry & Burnfield, 1992). 이때 몸통의 안정성 확보는 원위부 움직임과 보행의 질에 깊은 관여를 하게 되고, 몸통의 안정화 근육에 유기적인 작용이 필요하다(Bruijn et al., 2008; Hoogenboom et al., 2014).

따라서 본 연구는 몸통의 안정화 근육이 임상에서 보행분석에 사용되는 보행요소에 미치는 영향을 알아보고자 하였고, 몸통 안정화근육인 배속빚근, 배바깥빗근, 배가로근, 척추세움근의 활성도와 보행의 시간적 요소인 보행속도, 한다리 지지기, 두다리 지지기, 흔들기, 디딤기 그리고 보행의 공간적 요소인 지지 기저면의 상관관계에 대해 알아보았다.

본 연구의 몸통 안정화근육과 시간적요소의 결과에서 보행속도는 배속빚근 및 배가로근에서 유의한 음의 상관관계를 보였고, 척추세움근도 유의한 음의 상관관계를 보였다. 이러한 결과는 보행의 속도를 목표지점까지 도달한 시간의 결과 값과 몸통 근육의 활성도의 상관관계를 분석한 결과로 대상자가 목표지점에 도달하는 시간이 빨라질수록 결과 값의 수치는 작아지게 되고 몸통 안정화 근육이 몸통의 안정성을 유지하기 위해 활성도가 증가함으로써 음의 상관관계를 보여주고 있다. 이러한 연구의 결과는 선행연구에서 실제 대상자의 보행속도를 확인결과와 본 연구의 결과수치를 직접적으로 비교를 할 수 없지만 목표지점까지의 단축된 시간이 속도가 증가한 것으로 예측할 수 있으며, 보행속도의 증가가 외측복부 근육의 활성도를 증가시킨다는 Hu 등(2012)의 연구결과와 유사한 결과라고 판단할 수 있다. 한편, 선행연구에서는 보행속도가 증가함에 따라 시상면에서 엉덩관절의 굽힘과 펴 동작이 반복적으로 일어나는 동시에 수평면에서 장축을 중심으로 몸통 및 엉덩관절의 회전이 일어난다고 보고하고 있다(Bruijn et al., 2008). 또한, 이러한 현상으로 인해 몸통에 발생하는 흔들림 모멘트를 능동적으로 상쇄하여 몸통의 안정성을 유지할 목적으로

몸통 안정화 근육이 필수적으로 작용되어야 한다고 주장하고 있다(Hu et al., 2012). 본 연구의 결과에서도 몸통 안정화 근육들 사이에 적절한 조절이 보행의 질을 향상시킬 수 있음을 간접적으로 보여주고 있다.

또한, 본 연구의 시간적 요소 결과 중 흔들기는 배속빋근 및 배가로근과 유의한 음의 상관관계를 보여주었고, 디딤기는 배속빋근과 배가로근과 유의한 양의 상관관계를 보여주었다. 이러한 결과는 보행을 수행할 때 흔들기가 시작되는 다리의 반대측 배속빋근과 배가로근이 수축함으로써 몸통의 바깥굽힘이 일어나게 되고 동시에 흔들기가 시작되는 쪽 배바깥빋근은 몸통의 균형을 유지하기 위해 신장수축이 이루어진다는 선행연구에서 근거를 확인할 수 있다(Lamoth et al., 2004). 본 연구의 결과에서 흔들기가 진행되는 쪽 하지의 배속빋근과 배가로근의 수축은 감소함으로써 음의 상관관계를 보인 것으로 여겨진다. 반면에, 디딤기가 진행될 시기에 배속빋근과 배가로근의 활성도가 증가함으로써 양의 상관관계를 보인 것으로 해석된다.

한편, 보행에서 몸통의 회전은 반복적으로 일어나게 되며 체중심의 이동을 위해 시상면을 기준으로 굽힘이 나타나게 된다(Perry & Burnfield, 1992). 본 연구의 결과에서 배속빋근 및 배가로근이 시간적 요소의 전 부분에서 유의한 상관관계를 보인 것은 흔들기 초기 몸통의 흔들기가 시작되는 반대쪽으로 회전이 일어나게 되고 이러한 몸통의 회전에 배속빋근 및 배가로근이 수축한 결과로 여겨지며, 보행속도에서 척추세움근의 유의한 음의 상관관계를 보인 연구의 결과는 보행시 시상면에서 일어나는 굽힘 모멘트를 상쇄하고 펴는 모멘트를 유지하기 위해 양쪽 척추세움근이 수축한다는 선행연구의 주장과 일치하는 결과를 보여주고 있다(Bruijn et al., 2008; Lamoth et al., 2004).

그러나 본 연구의 결과에서 한다리 지지기 및 두다리 지지기의 결과는 일반적인 선행문헌의 이론과 상반된 결과를 보였다. 선행문헌에서 걸음속력이 빨라질수록 두다리 지지기의 비율이 짧아져야 하며, 한다리 지지기의 비율이 증가한다고 하였다(Neumann, 2010). 이러한 선행연구의 근거를 바탕으로 한다리 지

지가 증가할수록 보행속도가 증가하고 배속빋근 및 배가로근의 활성도가 증가하는 양의 상관관계를 보여야 하나 본 연구의 결과는 음의 상관관계를 보였다. 이러한 결과가 나타난 원인은 본 연구의 대상자 구성이 20대에서 80대에 연령까지 다양한 연령으로 분포된 대상자를 포함함으로써 다양한 연령대의 보행형태가 실험결과에 영향을 미친 것으로 사료된다. 또한 공간적 요소의 결과에서도 몸통의 안정화 근육과 유의한 상관성을 보이지 않았던 것은 대상자의 연령이 영향을 주었을 것으로 생각한다. 이러한 결과는 연령이 증가할수록 근력약화와 움직임 조절능력이 손상이 동반되고 발목 관절의 근력 및 중심이동 조절능력이 떨어진다는 선행연구의 결과에서도 확인 할 수 있다(Ko et al., 2010).

한편, 배바깥빋근과 보행 시간적요소 간에 상관관계 분석에서 유의한 결과를 보이지 않았다. 이러한 결과는 실험과정에서 몸통의 양쪽에 근전도 전극을 부착하여 보행의 시기별 양측 몸통근육의 활성도를 확인하지 못한 결과로 여겨진다. 대상자가 보행을 수행시 굽힘과 회전 모멘트를 상쇄하기 위한 길항근의 신장성수축이 이루어져야 하고 이러한 결과를 양측 몸통 안정화 근육을 측정함으로써 몸통 안정화 근육의 조절능력을 확인하여야 하나 본 연구에서는 대상자의 한쪽 안정화근육만 측정하여 분석함으로써 양측의 근육간의 조절능력을 파악하지 못하였기 때문이라 사료된다.

많은 선행연구에서 몸통 안정화 근육의 조절능력에 중요성은 계속적으로 주장되어져 오고 있다(Hodges & Richardson, 1997, 1999; Marshall & Murphy, 2005). 그리고 보행을 수행할 때 기저면의 변화에 노출되며 이마면과 시상면 그리고 수평면에서 일어나는 동요와 몸통의 안정성을 확보하기 위해 몸통 안정화 근육의 적절한 조절능력이 필요한 것으로 알려져 있다(Bruijn et al., 2008; Hu et al., 2012; Lamoth et al., 2004). 이러한 이유로 임상에서 보행과 균형능력을 향상시키기 위해 근육뼈대계와 신경학적 손상 질환자에게 몸통 안정화 운동프로그램을 제공하고 있다

(Edelberg, 2001).

본 연구의 결과를 통해 몸통 안정화 근육들 중 배속 빗근 및 배가로근이 보행의 시간적 요소와 상관관계를 가지고 있음을 확인할 수 있었고 보행의 시간적 요소 중 보행의 속도에서 높은 상관성을 가지고 있음을 확인하였다. 이러한 결과는 몸통 안정화근육의 조절 능력에 따라 보행에 미치는 영향을 간접적으로 제시 해 주는 근거가 될 수 있으며 향후 임상에서 보행개선을 위한 몸통 안정화 운동프로그램의 필요성에 대한 기초적 자료가 될 수 있을 것으로 사료된다.

### V. 결론

본 연구는 건강한 성인 30명을 대상으로 몸통 안정화 근육과 보행요소의 상관관계를 알아보려고 하였으며, 보행의 시간적 요소가 배속빗근 및 배가로근과 유의한 상관관계를 보였다.

이러한 결과를 통해 몸통 안정화 근육들의 선행적 조절능력이 보행요소에 영향을 미치는 중요한 요소가 될 수 있으며 보행개선을 위한 임상의 몸통 안정화 운동프로그램에 기초적 근거자료로 활용할 수 있을 것으로 생각된다.

### References

Akuthrota V, Nadler SF. Core strengthening. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 2004;85(3): 86-92.

Barr KP, Griggs M, Cadby T. Lumbar stabilization: core concepts and current literature, Part 1. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*. 2005;84:473-480.

Bruijn SM, Meijer OG, van Dieen JH, et al. Coordination of leg swing, thorax rotations, and pelvis rotations during gait: the organisation of total body angular

momentum. *Gait & Posture*. 2008;27(3):455-462.

Chae JB, Cho HR, Hwa NJ, et al. The change of gait as Q-angle in chronic knee osteoarthritis disease. *Journal of the Korean Society of Physical Medicine*. 2010;5(1):71-79.

Chae JB. The coordination and contribution of body segments during functioning. *PNF and Movement*. 2017;15(1): 13-25.

Collins SH, Adamczyk PG, Kuo AD. Dynamic arm swinging in human walking. *Proceedings. Biological Sciences*. 2009;276(1673):3679-3688.

Cram JR, Kasman GS, Holtz J. Introduction to surface electromyography. Gaithersburg. Aspen Publisher Inc. 1998.

Edelberg HK. Falls and function. How to prevent falls and injuries in patients with impaired mobility. *Geriatrics*. 2001;56(3):41-45.

Grabiner MD, Koh TJ, Lundin TM, et al. Kinematics of recovery from a stumble. *Journal of Gerontology*. 1993;48(3): 97-102.

Hides JA, Stokes MJ, Saide M, et al. Evidence of lumbar multifidus muscle wasting ipsilateral to symptoms in patients with acute/subacute low back pain. *Spine*. 1994;19(2):165-172.

Hodges PW, Richardson CA. Contraction of the abdominal muscles associated with movement of the lower limb. *Physical Therapy*. 1997;77(2):132-144.

Hodges PW, Richardson CA. Transversus abdominis and the superficial abdominal muscles are controlled independently in a postural task. *Neuroscience Letters*. 1999;265:91-94.

Hoogenboom BJ, Voight ML, Prentice WE. Musculoskeletal intervention: techniques for therapeutic exercise, 3rd ed. New York. McGraw-Hill. 2014.

Horak FB. Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? *Age and Ageing*. 2006;35:Suppl

- 2:ii7-ii11
- Hu H, Meijer OG, Hodges PW, et al. Control of the lateral abdominal muscles during walking. *Human movement science*. 2012;31(4):880-896.
- Ko SU, Hausdorff JM, Ferrucci L. Age-associated differences in the gait pattern changes of older adults during fast-speed and fatigue conditions: results from the Baltimore longitudinal study of ageing. *Age and ageing*. 2010;39(6):688-694.
- Lamoth CJ, Daffertshofer A, Meijer OG, et al. Effects of experimentally induced pain and fear of pain on trunk coordination and back muscle activity during walking. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*. 2004;19(6):551-563.
- Lehman GJ, Hoda W, Oliver S. Trunk muscle activity during bridging exercises on and off a swiss ball. *Chiropractic & Osteopathy*. 2005;13(1):14.
- Marshall P, Murphy B. The validity and reliability of surface EMG to assess the neuromuscular response of the abdominal muscles to rapid limb movement. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2003;13(5):477-489.
- Marshall PW, Murphy BA. Core stability exercise on and off a swiss ball. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 2005;86:242-249.
- Neumann DA. Kinesiology of the musculoskeletal system: Foundation for rehabilitation, 2nd ed. London. Mosby. 2010.
- Park KH, Ha SM, Kim SJ, et al. Effects of the pelvic rotatory control method on abdominal muscle activity and the pelvic rotation during active straight leg raising. *Manual therapy*. 2013;18(3):220-224.
- Perry J, Burnfield J. Gait analysis normal and pathological function. New Jersey. Slack Incorporated. 1992.
- Ragnarsdottir M. The concept of balance. *Physiotherapy*. 1996;82(6):368-375.
- Richardson CA, Jully GA. Muscle control pain control. what exercise would you prescribe? *Manual Therapy*. 1995;1(1):2-10.
- Shumway-Cook A, Woollacott MH. Motor control: theory and practical applications, 2nd ed. Philadelphia. Lippincott Williams & Wilkins. 2001.
- Tettamanti A, Giordano M, Gatti R. Effects of coupled upper limbs movements on postural stabilization. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2013;23(5):1222-1228.
- Verheyden G, Nieuwboer A, Van de Winckel A, et al. Clinical tools to measure trunk performance after stroke: a systematic review of the literature. *Clinical Rehabilitation*. 2007;21(5):387-394.
- Winters JM, Cargo PE. Biomechanics and neural control of posture and movement. New York. Springer. 2000.