

체평형 장치에서의 다방향 기울임 동작 시 체간근의 수축에 미치는 영향

대구대학교 체육과학연구소

김송준 · 원미희 · 허성훈 · 안경준 · 이종삼

The Changes of Contraction Patterns in Trunk Muscles with Multidirectional Tilting Motion on the Dynamic Posturography

Songjun Kim, Meehee Won, Sunghoon Hur, Kyungjun An, Jongsam Lee

Research Center for Exercise and Sport Science, Daegu University, Gyeongsan, Korea

Purpose: The aim of this study was to investigate the changes of contraction patterns and the differences of activities in trunk muscles during dynamic balance (multidirectional tilting exercise).

Methods: Eight physically active male subjects participated in the study. Tilting exercises were included by four directions (i.e., forward, backward, left, and right side), and were undertaken at three different tilting degrees (i.e., 10°, 20°, and 30°). They performed two occasions of tilting exercise, separated by 6-week time interval. Surface electromyography system was used for record of any signals produced by muscles which normalized as percentage of maximum voluntary isometric contraction.

Results: There were no statistically significant different interactive effects in any of muscles between two factors (time vs. degree). However, we identified significant main effects of degrees (among 10°, 20°, and 30°) in muscle activations during maintaining with forward tilting (left and right longissimus, multifidus), backward tilting (left and right rectus abdominis, external oblique), left side tilting (right rectus abdominis, external oblique, longissimus, multifidus), right side tilting (left rectus abdominis, external oblique, longissimus, multifidus).

Conclusion: Findings from this study allow the multidirectional tilting exercise to be considered as suitable for ameliorate muscle balance by inducing co-contraction in trunk muscles.

Keywords: Contraction, Electromyogram, Pattern, Stabilization

Received: April 17, 2019 Revised: July 10, 2019 Accepted: July 16, 2019

Correspondence: Jongsam Lee

Research Center for Exercise and Sport Science, Daegu University, 201 Daegudae-ro, Jillyang-eup, Gyeongsan 38453, Korea

Tel: +82-53-850-6083, Fax: +82-53-850-6089, E-mail: jlee@daegu.ac.kr

*This study was supported by the 2018 Daegu University Research Grants.

Copyright ©2019 The Korean Society of Sports Medicine

© This is an Open Access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution Non-Commercial License (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0>) which permits unrestricted non-commercial use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

서론

인체의 균형 조절은 일상 생활의 다양한 형태의 활동 수행과 스포츠 수행력에 중요한 요소이며¹, 균형성의 중요성은 근력, 지구력, 유연성 혹은 유산소 신체적성과 함께 동등하게 평가된다². 균형성은 인체의 무게 중심점이 지지면 위에 수직 상태를 유지하고 있음을 의미하며, 시공간 상에서 조직화된 근 수축과 시각 및 전정기관 그리고 체성기관의 섬세한 상호적 협응을 필요로 한다³. 균형 능력의 기능 장애가 발생되면 전정계 질환, 발목관절의 염좌 및 불안정, 노인성 운동 실조, 만성적인 요부 통증 및 당뇨병과 같은 다양한 질환의 증세를 보이게 된다⁴. 균형성 조절의 회복은 운동 선수⁴ 및 전문 발레리나⁵, 노인의 낙상 예방⁶ 그리고 재활 트레이닝 프로그램⁷에 중요한 요소로 적용되고 있다. 균형 능력 개선을 위해 다양한 균형 훈련 프로그램 및 평가 방법이 있으며, 신체의 동작 변화 시 나타나는 근육 간의 조직화된 협응 수축 체계의 조절과 기능적인 자세를 유지할 수 있게 하는 운동 방법으로 체평형(posturography) 장치가 이용되고 있다⁸⁻¹⁰. 체평형 장치를 이용하는 것은 다양한 운동면의 기울임(전, 후, 좌, 우) 훈련을 적용할 수 있으며 다양한 각도의 조절이 가능하므로 기울임 각도에 따라 인체의 협응 수축력 역량을 평가할 수 있다. Nashner와 Peters⁹는 균형 능력의 감소를 평가하기 위해 진단적 정보를 제공할 수 있으며, Won 등¹⁰은 체평형 장치를 이용하여 신체의 균형 조절 유지에 시각적 정보의 이용 유무가 중요히 작용함을 밝힌 바 있다. 이와 같이, 균형 능력 개선을 위한 체평형 장치를 광범위하게 사용하고 있음에도 인체의 지지면에서 운동의 면과 축을 변화시켜 인체의 모든 3면의 동작과 전체적인 근육의 연속적인 수축(즉, 구심성, 원심성 및 등척성 수축)을 유발하여 특정한 방향과 다양한 기울임 각도의 변화에 따라 체간을 구성하는 근육들의 조직화된 협응 수축의 양상을 밝힌 연구는 전무한 실정이다. 따라서, 본 연구에서는 체평형 장치를 이용해 다방향의 기울임 동작 시 운동 방향에 따른 체간 근육들의 협응

수축 양상과 다양한 각도를 적용해 나타나는 근육의 활성화 차이를 규명해 인체 균형 능력의 개선에 적합한 운동 방법을 찾아내고자 하였다.

연구 방법

1. 연구 대상

본 연구는 건강한 남자 대학생 8명(연령, 25.9±1.5세; 신장, 170.9±6.5 cm; 체중, 69.3±7.2 kg)을 대상으로 수행되었다. 대상자의 선정 시 요통을 경험하고 있거나 실험 참가 전 최소 3개월 동안 요통으로 인한 투약이나 물리치료를 받은 적이 있는 사람은 제외시켰다. 모든 피험자들은 자발적으로 실험에 참가했으며, 실험자로부터 사전에 실험 절차 및 주의 사항, 그리고 실험 시 수행하게 될 운동 방법 등에 대해 충분한 설명을 들었다. 모든 피험자들은 실험 참가 전 실험 도중 피험자가 원할 경우 언제든지 실험 참가를 거부할 수 있다는 내용이 포함된 실험 동의서에 서명을 하였다.

2. 측정 방법

1) 표면근전도 측정

운동에 따른 근 수축의 변화를 측정하기 위해 표면 근전도기(surface electromyography; LXM5308, LAXTHA, Daejeon, Korea)를 사용하였다. 각각의 운동 수행 시 일어나는 근육 활성화도의 측정을 위해 유성 펜을 이용해 복부를 구성하는 근육 중, 좌/우측의 배곧은근(rectus abdominis)과 배바깥빗근(external oblique), 그리고 요-배부를 구성하는 근육 중 좌/우측의 등가장긴근(longissimus thoracis)과 등뿔갈래근(multifidus)의 정확한 위치를 표시한 후¹¹, 근전도용 전극(Ag/AgCL Electrode, Surface Electrode; Nihon Kohden, Tokyo, Japan)을 부착하였다(Table 1, Fig. 1). 표면 근전도 전극 부착 시 해당

Table 1. Muscle names and locations of surface EMG electrodes attachment¹¹

Name of muscle	Attachment location of electrodes
Rectus abdominis	Three centimeters lateral from the umbilicus
External oblique	Halfway between the anterior and superior iliac spine, and inferior border of the rib cage at a slightly oblique angle running parallel with the underlying muscle fibers
Longissimus thoracis	Two centimeters lateral from the midline running through the T ₉ spinal process parallel to the spine over muscle mass longissimus thoracis
Multifidus	Two centimeters lateral from the midline running through the L ₅ spinal process

EMG: electromyogram.

근육의 판별은 수의적 최대 근 수축을 유도시켜 돌출되는 근복을 확인하는 맨손 근육 검사(manual muscle testing)법을 통해 이루어졌으며, 실제적 판별은 실험 전반을 통해 실험자에 의해 이루어졌다. 전극을 부착하기 전 피부로부터 생성되는 근전도 신호에 대한 저항을 최소화시키기 위해 필요한 경우 체모를 제거한 후 부드러운 사포로 3-4회 가랑 문질러 주었으며 이 후 전극의 피부 부착 부위를 알콜 솜을 이용해 깨끗하게 닦아주었다. 근전도를 측정하는 모든 실험 시 측정 부위와 함께 위앞엉덩뼈가시(anterior superior iliac spine) 혹은 엉덩뼈능선(ilic crest) 부위에 접지 전극(ground electrode)을 부착시켰다. 엉덩뼈가시에 붙인 전극은 복부 부위의 근육 활성도 측정 시, 엉덩뼈능선에 붙인 전극은 요-배부의 근육 활성도 측정 시 함께 작용하도록 하였다. 표면 근전도를 통해 획득된 아날로그 신호는 근전도기를 통해 디지털 신호로 전환된 후 분석용 소프트웨어(Telescan, Laxtha)에 저장되었다. 근전도기의 자료 수집 환경은 신호의 표본 추출률을 512 Hz에서, 주파수 대역폭

은 LXM3204 system (main amplifier unit)의 측정 주파수 대역 필터인 10-480 Hz와 60 Hz, 120 Hz의 노치 필터(notch filter)를 사용하였다. 수집된 신호는 완파 정류(full-wave rectification)한 후 root mean square로 계산하였다.

2) 동적 균형 조절 시 근 활성도

모든 피험자는 총 4가지의 서로 다른 동작이 포함된 운동을 실시하였다. 각각의 운동 동작은 등척성 수축을 유지하도록 설계되었으며 표면 근전도를 이용해 근육의 활성 정도와 동원 형태를 수량화시켜 나타내었다. 피험자가 실험실에 도착하면 30분 이상 편안하게 휴식을 취하게 한 후 체평형 장치 위에서 전방 기울임 운동, 후방 기울임 운동, 좌측 측방 기울임 운동, 우측 측방 기울임 운동을 차례대로 수행하도록 하였으며 각각의 운동 동작은 총 3회씩 반복하도록 하였다(Fig. 2). 각 시행 간 2분간의 휴식 시간이 주어졌으며 서로 다른 운동의 수행 시 이전 운동 동작의 실시에 따른 근육의 피로 발생을 줄이기 위해 5분간의 휴식시간을 부여했다. 각각의 운동은 세 국면(총 10초간)으로 나뉘어져 수행되었다. 운동의 세 국면은 2초간의 운동 준비 국면, 3초간의 동작 발현 국면, 그리고 5초간의 최종 동작 유지 국면이었으며 마지막 동작 유지 국면 동안 측정된 근 신호량의 자료를 이용해 통계 분석에 사용하였다. 동일한 방법과 절차로 재측정(6주 후)을 실시하였다.

3) 최대 등척성 수축에 따른 근 활성도 측정

각 수의적 근육들의 활성전위를 표준화하기 위해 모든 피험자들은 수의적 최대 등척성 수축(maximum voluntary isometric contraction [MVIC])을 수행하였다. 수의적 최대 등척성 수축에 대한 근 활성도의 측정은 배곧은근, 배바깥빗근, 등가장긴근, 등뭇갈래근, 총 4개근에서 이루어졌다. 최대 등척성 수축을 유도해내기 위해 운동 동작의 정점에서 벨트가 고정되도록 해 더 이상의 동작 변화가 일어나지 않도록 했으며, 이 때

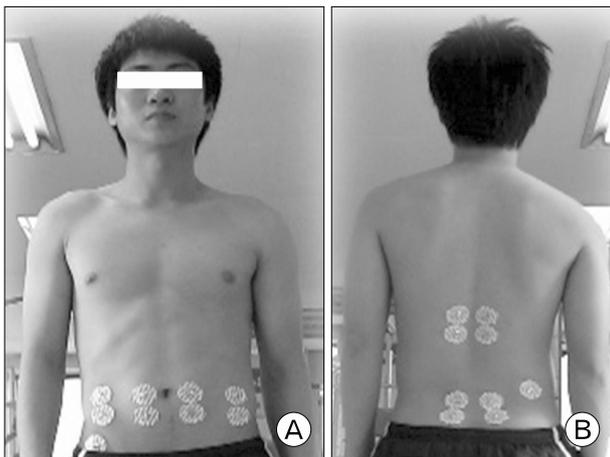


Fig. 1. Location of attached surface electromyogram electrodes. (A) Rectus abdominis, external oblique. (B) Longissimus thoracis, multifidus.

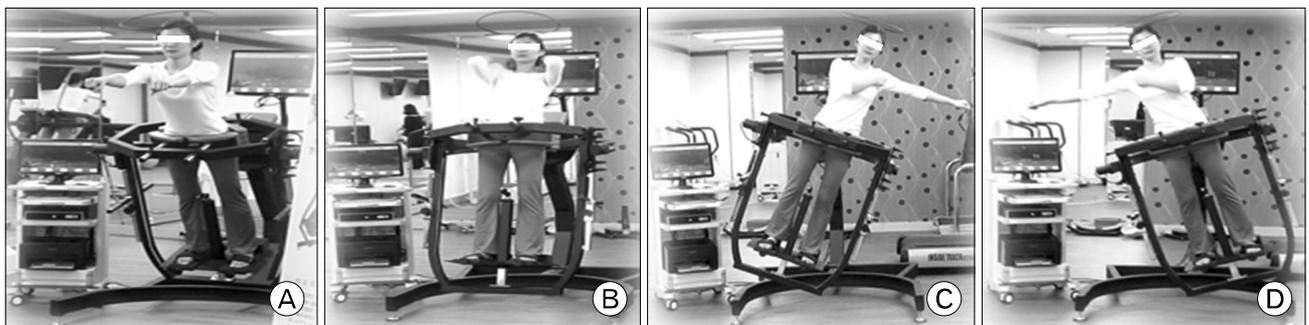


Fig. 2. (A) Forward, (B) backward, (C) left, and (D) right tilting motions.

피험자가 발휘할 수 있는 최대 수축력을 LXM5308 (Laxtha) 표면 근전도기를 이용해 수량화하였다. 수의적 최대 등척성 저항 운동은 각각 5회씩 실시하여 이 값을 합산 후 평균값을 자발적 최대 등척성 수축 값으로 규정하였다¹¹. 측정된 수의적 최대 등척성 수축 시 얻은 근 활성도의 수치를 본 실험의 각각의 동작 시 나타내는 근 활성도의 수치에 대한 상대적 비율로서 나타내 모든 실험 결과들을 표준화시켰다.

4) 통계처리 방법

실험을 통해 수집된 모든 자료에 대해 IBM SPSS ver. 23.0 (IBM Corp., Armonk, NY, USA)을 이용해 평균과 표준편차를 산출했다. 각각의 근육(배곧은근, 배바깥빗근, 등가장긴근, 등뿔갈래근)이 나타내는 활성도를 각도(0°, 10°, 20°, 30°)와 시간(pre, post) 요인들에 대해 이원변량분석을 실시했으며, 유의한 상호작용이 없을 시 각 요인에 대한 주효과 검증을 실시하였다. 사전-사후 동일 근육에 대한 총 % MVIC값의 평균차 검증은 paired t-test를 통해 검증하였다. 모든 통계자료에 대한 유의수준은 $\alpha=0.05$ 로 설정하였다.

3. 좌 측방 기울임 운동 시 좌·우 체간근(배곧은근, 배바깥빗근, 등가장긴근, 등뿔갈래근) 활성화도 변화

좌 측방 기울임 운동 시 각도(10°, 20°, 30°)와 시간 사이의 유의한 상호작용 효과는 나타나지 않았으나($p>0.05$), 각도에 대한 주효과 검증에서 기울임 각도가 커짐에 따라 체간을 구성하는 우측의 배곧은근, 배바깥빗근, 등가장긴근, 등뿔갈래근의 활성도가 유의하게 증가하였다($p<0.05$) (Table 4).

4. 우 측방 기울임 운동 시 좌·우 체간근(배곧은근, 배바깥빗근, 등가장긴근, 등뿔갈래근) 활성화도 변화

우 측방 기울임 운동 시 각도(10°, 20°, 30°)와 시간 사이의 유의한 상호작용 효과는 나타나지 않았으나($p>0.05$), 각도에 대한 주효과 검증에서 기울임 각도가 커짐에 따라 체간을 구성하는 좌측의 배곧은근, 배바깥빗근, 등가장긴근, 등뿔갈래근의 근 활성도가 유의하게 증가하였다($p<0.05$) (Table 5).

결 과

1. 전방 기울임 운동 시 좌·우 체간근(배곧은근, 배바깥빗근, 등가장긴근, 등뿔갈래근) 활성화도 변화

전방 기울임 운동 시 좌·우 체간근(배곧은근, 배바깥빗근, 등가장긴근, 등뿔갈래근) 활성화도에 각도(10°, 20°, 30°)와 시간 사이의 유의한 상호작용 효과는 나타나지 않았으나($p>0.05$), 각도에 대한 주효과 검증에서 기울임 각도가 커짐에 따라 좌측 및 우측의 등가장긴근, 등뿔갈래근의 근 활성도가 유의하게 증가하였다($p<0.05$) (Table 2).

2. 후방 기울임 운동 시 좌·우 체간근(배곧은근, 배바깥빗근, 등가장긴근, 등뿔갈래근) 활성화도 변화

후방 기울임 운동 시 좌·우 체간근(배곧은근, 배바깥빗근, 등가장긴근, 등뿔갈래근) 활성화도에 각도(10°, 20°, 30°)와 시간 사이의 유의한 상호작용 효과는 나타나지 않았으나($p>0.05$), 각도에 대한 주효과 검증에서 기울임 각도가 커짐에 따라 좌측 및 우측의 배곧은근, 배바깥빗근의 근 활성도가 유의하게 증가하였다($p<0.05$) (Table 3).

고 찰

본 연구에서는 체평형 장치를 이용하여 기울임 동작 수행 시 발생하는 협응 수축의 양상을 밝혀 체간을 구성하는 근육의 사용 비율을 개선해 부상 예방에 효율적인 훈련 방법을 제시하고자 하였다. 체간 및 하지근의 근육 안정성과 균형성의 증진을 위하여 수행되는 운동으로는 core stability (prone plank, side bridge), back extension/crunch on a ball, free weight) squad, deadlift)¹², McGill's big 3 exercise¹³ 등의 운동 방법이 있다. 이러한 운동 방법들은 국소적인 목적 달성에는 적절하지만 운동을 수행하는 사람에게는 기능적 운동의 단점인 근피로의 유발과 운동 방법의 단조로움으로 운동을 지속적으로 수행하기에는 부족한 점이 있었다. 체간을 구성하는 중요한 근육들의 협응 수축 양상을 살핀 결과, 각도의 변화(10°, 20°, 30°)에 따른 전방 기울임 운동 시 좌·우측 등가장긴근, 등뿔갈래근이 후방 기울임은 좌·우측 배곧은근(rectus abdominis), 배바깥빗근(external oblique)에서 근육의 활성도가 증가하는 것으로 나타났다. 이러한 결과는, Alexandrov 등¹⁴은 인체의 안정화를 위해 체간의 근육을 활성화시켜 인체의 중심의 위치를 조절해 평형 능력을 회복하는 기전이 나타난다고 보고한 것과 일치하는 결과로 판단되며, 체평형 장치에서의 기울임 운동 시 체간을 구성하는 주요 근육군들의 선택적인 협응 수축을 이끌어

Table 2. The effect of forward tilting motion on trunk muscles EMG activation

Degree	Muscle	Left			Right			p-value (left/right)		
		Pre	Post	Main effect (°)	Pre	Post	Main effect (°)	Degree	Time	Degree×time
0°	RA	5.00±2.78	4.25±2.26	4.62±2.47	6.25±3.62	5.63±2.67	5.94±3.09	0.975/0.992	0.438/0.367	0.99/0.994
	EO	10.00±6.67	8.50±5.93*	9.25±6.15	9.75±6.92	8.38±5.50	9.06±6.08	0.786/0.671	0.401/0.909	0.996/0.845
	LT	10.00±3.38	8.75±3.65	9.38±3.46	9.13±2.42	9.00±3.59	9.06±2.95	0.000/0.000	0.372/0.618	0.96/0.973
	MF	12.25±6.27	11.88±5.00	13.56±5.75	14.63±5.07	12.38±3.29	13.50±4.29	0.012/0.000	0.257/0.367	0.859/0.994
10°	RA	4.50±2.07	4.13±2.23	4.31±2.09	5.87±2.64	5.37±2.72	5.63±2.60			
	EO	7.63±5.48	7.00±5.13†	7.31±5.13	7.25±5.65	7.63±5.78	7.44±5.53			
	LT	19.75±8.31†	19.13±11.09†	19.44±9.47†	18.75±5.28†	17.63±7.11	18.19±6.08†			
	MF	23.88±13.65	22.88±10.18†	23.38±11.64	19.50±4.84	18.68±4.75	19.06±4.65†			
20°	RA	4.50±2.07	4.13±2.23	4.31±2.09	6.00±2.78	5.50±2.83	5.75±2.72			
	EO	8.38±5.45	7.13±5.19	7.75±5.18	7.63±5.63	7.25±5.31	7.44±5.29			
	LT	36.38±32.77	22.75±10.35§	24.13±10.58§	23.38±6.23§	20.88±8.29§	22.13±7.20§			
	MF	36.38±32.77	26.88±11.37†	31.63±24.20†	25.88±6.47§,	23.88±6.58	24.88±6.39§,			
30°	RA	4.50±4.63	4.25±2.12	4.38±2.03	6.50±3.02	5.50±2.67*	6.00±2.80			
	EO	9.00±5.93	7.63±4.93	8.31±5.31	5.75±2.87	7.75±5.09	6.75±4.12			
	LT	31.63±10.32§,¶	31.63±10.32§,¶	29.63±11.69§	26.88±9.91§,	26.63±14.31§,	26.75±11.89§			
	MF	51.13±57.01	35.88±19.35§,	43.50±41.88†,	34.38±8.67§,¶,††	32.75±14.08	33.56±11.33§,¶,††			
Main effect (time)	RA	4.63±2.17	4.19±2.10	4.41±2.13	6.16±2.90	5.50±2.59	5.82±2.74			
	EO	8.75±5.68	7.56±5.08	8.16±5.38	7.59±5.40	7.75±5.17	7.67±5.25			
	LT	21.72±11.48	19.56±12.22	20.64±11.82	19.53±9.19	18.53±10.87	19.03±9.99			
	MF	31.66±34.87	24.38±14.81	28.02±26.83	23.59±9.70	21.91±10.94	22.75±10.29			

Values are presented as mean±standard deviation.

EMG: electromyography, RA: rectus abdominis, EO: external oblique, LT: longissimus thoracis, MF: multifidus.

Significant difference with pre at the same motion degree (*p<0.05); significant difference with 0° at the same time point (†p<0.05, ††p<0.001); significant difference with 10° at the same time point (‡p<0.01, ‡‡p<0.001); significant difference with 20° at the same time point (§p<0.01, §§p<0.001); significant difference with 30° at the same time point (||p<0.01, ||||p<0.001).

Table 3. The effect of backward tilting motion on trunk muscles EMG activation

Degree	Muscle	Left			Right			p-value (left/right)		
		Pre	Post	Main effect (°)	Pre	Post	Main effect (°)	Degree	Time	Degree x time
0°	RA	5.00±2.78	4.25±2.25	4.63±2.47	6.25±3.62	5.63±2.67	5.94±3.09	0.000/0.000	0.062/0.026	0.739/0.619
	EO	10.00±6.68	8.50±5.93*	9.25±6.15	9.75±6.92	8.38±5.50	9.06±6.08	0.000/0.000	0.14/0.103	0.736/0.603
	LT	10.00±3.38	8.75±3.65	9.38±3.46	9.13±2.42	9.00±3.59	9.06±2.95	0.662/0.02	0.126/0.096	0.683/0.663
	MF	15.25±6.27	11.88±5.00	13.56±5.75	14.63±5.07	12.38±3.29	13.50±4.29	0.03/0.045	0.027/0.012	0.355/0.44
10°	RA	34.25±21.32†	21.63±9.88*†	27.94±17.33†	43.50±26.54†	26.00±12.17*	34.753±21.90†			
	EO	40.25±28.80	28.50±19.38*†	34.38±24.48	40.63±21.53	32.38±23.46†	36.50±22.16†			
	LT	9.00±5.45	7.75±3.92	8.38±4.63	6.75±2.05†	6.38±1.92†	6.56±1.93†			
	MF	6.88±2.59	5.63±2.33*§	6.25±2.46†	8.13±4.49	5.63±2.26§	6.88±3.67†			
20°	RA	61.13±22.76†	48.00±18.41*§	54.56±21.12*§	74.63±27.50*	55.75±23.98*§**	65.19±21.76*§**			
	EO	59.63±39.27	46.75±27.42†	53.19±33.39†	61.88±33.22§	51.00±32.12§	56.44±32.06§			
	LT	11.75±10.38	8.00±3.89	9.88±7.81	8.13±1.46	6.63±1.69†	7.38±1.71†			
	MF	16.50±19.70	6.13±2.23§	11.31±14.57	15.38±15.96	6.00±2.27§	10.69±12.03			
30°	RA	72.75±34.81*§	61.00±24.60*§	66.88±29.74*§	98.50±48.87*§	73.13±37.01*§	85.81±43.88*§††			
	EO	84.13±86.56§	52.38±30.01*§**	68.25±64.70*§	88.25±54.96*§	59.25±29.63*§**	73.75±45.21*§**			
	LT	16.50±22.19	8.25±3.37	12.38±15.91	8.38±2.26	6.63±1.60*†	7.50±2.10			
	MF	8.38±3.02	5.75±1.67*§	7.06±2.72	10.13±7.62	6.13±2.48§	8.13±5.85†			
Main effect (time)	RA	43.28±34.65	33.72±27.26	38.50±31.30	55.72±45.90	40.13±34.31*	47.92±26.76			
	EO	48.50±54.75	34.03±27.76	41.27±43.67	50.13±43.61	37.75±30.94	43.94±38.02			
	LT	11.81±12.38	8.19±3.55	10.00±9.22	8.09±2.16	7.16±2.48	7.63±2.35			
	MF	11.75±10.87	7.34±3.96*	9.55±8.42	12.06±9.51	7.53±3.78*	9.80±7.53			

Values are presented as mean±standard deviation.

EMG: electromyography, RA: rectus abdominis, EO: external oblique, LT: longissimus thoracis, MF: multifidus.

Significant difference with pre at the same motion degree (*p<0.05); significant difference with 0° at the same time point (†p<0.05, ††p<0.001); significant difference with 10° at the same time point (‡p<0.05, ‡‡p<0.001); significant difference with 20° at the same time point (†††p<0.05, ††††p<0.001).

Table 4. The effect of left side tilting motion on trunk muscles EMG activation

Degree	Muscle	Left			Right			p-value (left/right)		
		Pre	Post	Main effect (°)	Pre	Post	Main effect (°)	Degree	Time	Degree x time
0°	RA	5.00±2.78	4.25±2.25	4.63±2.47	6.25±3.62	5.63±2.67	5.94±3.09	0.684/0.6	0.088/0.213	0.797/0.656
	EO	10.00±6.68	8.50±5.93*	9.25±6.15	9.75±6.92	8.38±5.50	9.06±6.08	0.4/0.000	0.829/0.722	0.992/0.1
	LT	10.00±3.38	8.75±3.65	9.38±3.46	9.13±2.42	9.00±3.59	9.06±2.95	0.2/0.000	0.148/0.026	0.783/0.619
	MF	15.25±6.27	11.88±5.00	13.56±5.75	14.63±5.07	12.38±3.29	13.50±4.29	0.162/0.000	0.069/0.13	0.546/0.742
10°	RA	4.88±2.64	4.25±2.12	4.56±2.34	8.75±5.85	7.63±4.24	8.19±4.97			
	EO	8.25±5.65	7.00±5.21*	7.63±5.29	30.13±15.32 [†]	28.13±17.46 [†]	29.13±15.90 [†]			
	LT	7.88±4.12	7.50±3.70 [†]	7.69±3.79	8.25±2.87	7.63±2.45	7.94±2.59			
	MF	7.63±1.20	6.13±2.17 [§]	6.88±2.16 [†]	8.13±2.30 [§]	8.13±3.48	8.13±2.85 [†]			
20°	RA	6.13±4.36	4.25±2.12	5.19±3.45	12.00±7.23 [†]	9.63±5.58 [§]	10.81±6.36 [†]			
	EO	8.88±5.96	8.38±6.16	8.63±5.86	43.75±18.93 [§]	41.88±26.02 [§]	42.81±22.00 ^{§,}			
	LT	13.00±14.27	7.63±4.03 [†]	10.31±10.50	10.38±3.62	8.25±3.33	9.31±3.53			
	MF	16.25±22.64	6.75±2.60 [†]	11.50±16.32	12.13±3.09	10.75±4.68	11.44±3.90			
30°	RA	7.25±6.45	4.50±2.45	5.88±4.92	15.38±8.90 ^{§,¶}	12.25±5.52 ^{§,¶}	13.81±7.33 ^{§,**,¶}			
	EO	10.25±5.92	8.50±5.53	9.38±5.61	65.13±24.82 ^{§, ,¶}	63.13±31.99 ^{§, ,¶}	64.13±27.68 ^{§,¶}			
	LT	8.38±4.81	7.50±3.70 [†]	7.94±4.17	11.50±4.21 ^{†,**,¶}	9.50±3.70 ^{*,**}	10.50±3.97			
	MF	9.88±3.27	8.00±3.59 [†]	8.94±3.45	18.50±6.21 [†]	14.88±7.38 ^{*,**}	16.69±6.85 [¶]			
Main effect (time)	RA	5.81±4.24	4.31±2.13	5.06±3.41	10.59±7.25	8.78±5.08	9.69±6.27			
	EO	9.34±5.82	8.09±5.47	8.72±5.64	37.19±26.52	35.38±29.51	36.28±27.85			
	LT	9.81±7.86	7.84±3.63	8.83±6.15	9.81±3.42	8.59±3.22	9.20±3.35			
	MF	12.25±11.89	8.19±4.04	10.22±9.04	13.34±5.71	11.53±5.35	12.44±5.56			

Values are presented as mean±standard deviation.

EMG: electromyography, RA: rectus abdominis, EO: external oblique, LT: longissimus thoracis, MF: multifidus.

Significant difference with pre at the same motion degree (*p<0.05); significant difference with 0° at the same time point (†p<0.05, ††p<0.01, †††p<0.001); significant difference with 10° at the same time point (**p<0.01, ***p<0.001); significant difference with 20 degree at the same time point (||p<0.01).

Table 5. The effect of right side tilting motion on trunk muscles EMG activation

Degree	Muscle	Left			Right			p-value (left/right)		
		Pre	Post	Main effect (°)	Pre	Post	Main effect (°)	Degree	Time	Degree×time
0°	RA	5.00±2.78	4.25±2.25	4.63±2.47	6.25±3.62	5.63±2.67	5.94±3.09	0.007/0.914	0.055/0.254	0.702/0.988
	EO	10.00±6.68	8.50±5.93*	9.25±6.15	9.75±6.92	8.38±5.50	9.06±6.08	0.000/0.614	0.187/0.325	0.909/0.933
	LT	10.00±3.38	8.75±3.65	9.38±3.46	9.13±2.42	9.00±3.59	9.06±2.95	0.066/0.006	0.73/0.539	0.89/0.996
	MF	15.25±6.27	11.88±5.00	13.56±5.75	14.63±5.07	12.38±3.29	13.50±4.29	0.007/0.001	0.704/0.153	0.861/0.969
10°	RA	7.25±5.20	5.50±3.25	6.38±4.29	6.25±3.15	5.38±2.72	5.81±2.88			
	EO	26.75±14.50	21.75±11.70 [†]	24.25±12.98 [†]	7.75±5.55	7.00±4.72	7.38±4.99			
	LT	8.38±2.67	9.13±4.73	8.75±3.73	7.00±2.14 [†]	6.50±1.91 [†]	6.75±1.91 [†]			
	MF	9.63±3.54 [†]	10.13±6.20	9.88±4.88 [†]	7.13±2.70 [§]	6.38±2.33	6.75±2.46 [†]			
20°	RA	9.63±6.30 [†]	7.00±4.31 [§]	8.31±5.39 [†]	6.50±3.12	5.75±2.92*	6.13±2.94			
	EO	43.25±19.88 ^{§,}	32.38±18.37 [†]	37.81±9.33 [†]	8.13±5.36	7.25±4.83	7.69±4.94			
	LT	10.75±5.50	11.00±5.63	10.88±5.38	6.75±1.98 [†]	6.38±1.77 [§]	6.56±1.82 [§]			
	MF	13.75±3.92	13.88±9.25	13.81±6.86 [§]	8.50±4.87 [†]	6.88±2.53	7.69±3.84 [§]			
30°	RA	13.38±8.60 ^{†,}	8.50±5.13 ^{†,§}	10.94±7.29 [§]	7.25±3.73 ^{†,**,}	5.88±3.09*	6.56±3.39			
	EO	55.13±37.41 [§]	45.75±25.59 ^{†,}	50.44±31.34 ^{†,**,}	11.75±10.51 ^{**,}	8.38±5.97	10.06±8.44			
	LT	13.63±5.73 ^{†,}	12.25±5.09 ^{§,}	12.94±5.28 ^{†,**,}	6.88±1.96 [†]	6.50±1.5 [§]	6.69±1.70 [§]			
	MF	19.13±5.08 ^{,††}	19.13±13.20	19.13±9.66 [†]	10.63±8.31	8.63±4.31	9.63±6.48 [§]			
Main effect (time)	RA	8.81±6.59	6.31±4.04	7.56±5.57	6.56±3.27	5.66±2.72	6.11±3.02			
	EO	33.78±27.61	27.09±21.37	30.44±24.72	9.34±7.20	7.75±5.06	8.55±6.22			
	LT	10.69±4.71	10.28±4.81	10.48±4.73	7.44±2.26	7.09±2.47	7.27±2.35			
	MF	14.44±5.74	13.75±9.20	14.09±7.62	10.22±6.06	8.56±3.88	9.39±5.11			

Values are presented as mean±standard deviation.

EMG: electromyography, RA: rectus abdominis, EO: external oblique, LT: longissimus thoracis, MF: multifidus.

Significant difference with pre at the same motion degree (*p<0.05); significant difference with 0° at the same time point (†p<0.05, §p<0.01, ††p<0.001); significant difference with 10° at the same time point (**p<0.05, ††p<0.01, †††p<0.001); significant difference with 20° at the same time point (†††p<0.05).

내 이는 전·후 근육의 균형 개선을 위한 적절한 방법으로 제시될 수 있는 근거가 될 수 있음을 의미한다. Hides와 Stanton¹⁵은 Australian Football League 선수를 대상으로 시즌 전반에 걸쳐 자기공명영상을 이용해 등뭇갈래근, 척추세움근의 횡단면적의 크기의 변화와 배가로근과 배속빚근의 굵기의 변화를 살핀 결과, 척추세움근과 안쪽빚근의 크기는 시즌 중에는 증가하고, 다음 시즌의 시작 시에는 감소하는 경향을 관찰하였으며, 등뭇갈래근과 배가로근의 크기는 시즌 중에는 감소하며, 다음 시즌의 시작 시에는 회복됨을 보고하였다. 이는 선수들의 체간 근육은 시즌 전반에 걸쳐 가변성을 나타내며, 시즌 중 선수들의 등뭇갈래근과 배가로근의 크기 감소가 부상으로 이어질 수 있음을 제시한 바 있다. 이러한 점은, 운동 선수들의 체간 근육의 가변성을 최소화 할 수 있는 훈련프로그램의 개발의 필요성이 요구된다 할 수 있겠다. 따라서, 본 연구를 통해 체평형 장치에서의 기울임 운동이 점진적(각도의 변화 10°, 20°, 30°)이며, 선택적인 근육의 활성화를 유발할 수 있으므로 균형성 평가 및 재활 훈련 프로그램에 효과적으로 적용할 수 있으리라 생각된다. 또한, 체간의 근육을 구성하는 배가로근과 등뭇갈래근이 요추-골반 안정성에 중요한 기능을 하며¹⁶, 이는 운동 선수의 경기력에도 영향을 미칠 수 있음을 고려해 볼 때, 시즌 중 선수들의 생리학적 피로와 체간 근육의 가변성을 함께 면밀히 모니터링한 연구를 수행한다면 부상 예방 전략에 의미있는 결과가 도출될 수 있으리라 판단된다. 체간을 구성하는 중요한 근육들의 협응 수축 양상을 살핀 결과, 각도의 변화(10°, 20°, 30°)에 따른 좌측 기울임 운동시 우측 배곧근, 배바깥근, 등가장근, 등뭇갈래근이, 우측 기울임 운동시 좌측 배곧근, 배바깥근, 등가장근, 등뭇갈래근에서 근 활성도의 증가를 나타냈다. Gildea 등⁵의 연구에서는 전문 발레리나를 대상으로 요통이 없는 그룹과 임상적 요통을 지닌 집단의 등뭇갈래근, 척추세움근, 엉덩허리근, 요방형근의 횡단면적의 크기를 비교해 본 결과, 등뭇갈래근의 크기가 요통 및 골반 부위의 통증과 관계가 있음을 보고한 바 있다. Won 등¹⁰은 동적인 균형 조절을 위해 족관절 전략과 관련된 근육보다는 고관절 및 체간 전략에 관련되는 근육들이 보다 중요하게 작용함을 보고한 바 있으며, Zazulak 등¹⁷은 요추-골반 부위의 근신경의 결손은 무릎의 동적 안정성에 영향을 미치므로 효율적인 요추-골반 부위의 근육군의 협력의 중요함을 밝힌 바 있다. 이러한 점들은 신체의 기울임의 발생 시 체간의 안정성을 높이기 위해 배바깥근의 활성도의 증가를 보고한 연구와 작은 움직임 조절에 작용하는 등뭇갈래근의 활성화를 규명한 선행 연구 결과와 일치하는 것으로 판단된다.

다. 본 연구 결과는 체간의 안정성에 기여하는 근육군들의 활성화와 개별 심부 근육들을 활성화를 이끌어 낼 수 있으리라 생각되며, 이는 체간근 불균형에 따른 부상의 위험¹⁶에 많이 노출되어 있는 팀 종목(미식 축구 및 크리켓) 그리고 개인 종목(수영, 펜싱) 모두에 걸쳐 선수들의 부상 예방에 기여할 수 있으리라 생각된다. 또한, Butcher 등¹⁸은 체간의 안정화 트레이닝이 수직 점프 속도(vertical takeoff velocity)의 향상에 기여할 수 있음을 제시한 바 있으므로, 체평형 장치에서의 균형 운동이 선수들의 경기력 향상에도 긍정적으로 작용하는지에 대한 가능성을 검증하는 것도 의미가 있다고 판단된다. 종합적으로, 다방향(전, 후, 좌, 우)에서 10°, 20°, 30° 기울임 운동 시 운동 방향에 따라 특징적으로 활성화되는 근육군을 규명하였다. 전방 기울임 운동과 후방 기울임 운동은 체간을 구성하는 복직근, 외복사근, 흉취장근, 다열근의 활성화와 좌측 및 우측 측방 기울임 운동은 체간을 구성하는 근육들의 선택적인 협응 수축을 유발해내므로 전·후 그리고 좌·우 균형 개선을 위한 방법으로 적절함을 확인하였다. 본 연구를 통해 도출된 기울임 동작시의 협응 수축 형태를 참고로 인체의 전체적인 균형을 발달-유지시키는데 도움을 줄 수 있는 운동 방법이 제시될 수 있을 것이며, 이를 토대로 체간 근육의 사용 비율을 개선할 수 있는 효과적인 운동의 시행이 가능할 것으로 판단된다.

Conflict of Interest

No potential conflict of interest relevant to this article was reported.

ORCID

Songjun Kim <https://orcid.org/0000-0002-3400-3176>
Meehee Won <https://orcid.org/0000-0002-2300-0666>
Sunghoon Hur <https://orcid.org/0000-0001-6148-8351>
Kyungjun An <https://orcid.org/0000-0002-0868-8773>
Jongsam Lee <https://orcid.org/0000-0003-2344-5179>

References

1. Brachman A, Kamieniarz A, Michalska J, Pawlowski M, Słomka KJ, Juras G. Balance training programs in athletes: a systematic review. *J Hum Kinet* 2017;58:45-64.

2. Liebson C. Sensory-motor training. *J Bodyw Mov Ther* 2001;5:21-7.
3. Hubley-Kozey CL, Vezina MJ. Muscle activation during exercises to improve trunk stability in men with low back pain. *Arch Phys Med Rehabil* 2002;83:1100-8.
4. Hrysomallis C, McLaughlin P, Goodman C. Relationship between static and dynamic balance tests among elite Australian Footballers. *J Sci Med Sport* 2006;9:288-91.
5. Gildea JE, Hides JA, Hodges PW. Size and symmetry of trunk muscles in ballet dancers with and without low back pain. *J Orthop Sports Phys Ther* 2013;43:525-33.
6. Winter, DA. Human balance and posture control during standing and walking. *Gait Posture* 1995;3:193-214.
7. Lee HH, Hwang JH, Kim YB, et al. Perception of balance training and evaluation. *Korean J Sports Med* 2012;30:23-33.
8. Bronstein AM. Posturography. In: Luxon L, Furman JM, Martini A, Stephens D. eds. *Textbook of audiological medicine: clinical aspects of hearing and balance*. London: Martin Dunitz; 2003. p. 747-58.
9. Nashner LM, Peters JF. Dynamic posturography in the diagnosis and management of dizziness and balance disorders. *Neurol Clin* 1990;8:331-49.
10. Won M, Kim M, Kim S, Lee J. The effect of visual information provision on the changes of electromyogram activity in trunk and lower leg muscles during dynamic balance control. *Korean J Sports Med* 2014;32:44-54.
11. De Luca CJ. The use of surface electromyography in biomechanics. *J Appl Biomech* 1997;13:135-63.
12. Martuscello JM, Nuzzo JL, Ashley CD, Campbell BI, Orriola JJ, Mayer JM. Systematic review of core muscle activity during physical fitness exercises. *J Strength Cond Res* 2013;27:1684-98.
13. Akuthota V, Nadler SF. Core strengthening. *Arch Phys Med Rehabil* 2004;85(3 Suppl 1):S86-92.
14. Alexandrov AV, Frolov AA, Horak FB, Carlson-Kuhta P, Park S. Feedback equilibrium control during human standing. *Biol Cybern* 2005;93:309-22.
15. Hides J, Stanton W. Muscle imbalance among elite Australian rules football players: a longitudinal study of changes in trunk muscle size. *J Athl Train* 2012;47:314-9.
16. Franettovich M, Hides J, Mendis MD, Littleworth H. Muscle imbalance among elite athletes. *Br J Sports Med* 2011;45:348-9.
17. Zazulak BT, Hewett TE, Reeves NP, Goldberg B, Cholewicki J. Deficits in neuromuscular control of the trunk predict knee injury risk: a prospective biomechanical-epidemiologic study. *Am J Sports Med* 2007;35:1123-30.
18. Butcher SJ, Craven BR, Chilibeck PD, Spink KS, Grona SL, Sprigings EJ. The effect of trunk stability training on vertical takeoff velocity. *J Orthop Sports Phys Ther* 2007;37:223-31.