Journal of the Korea Convergence Society
Vol. 9. No. 10, pp. 371-376, 2018

ISSN 2233-4890
https://doi.org/10.15207/JKCS.2018.9.10.371

전신진동 운동 시 스쿼트 형태에 따른 하지근육의 근활성 효과 분석

이대연
강남대학교 교양학부 교수

Analysis of Lower Extremity Muscle Activation According to Squat Type during Whole-Body Vibration

Dae-Yeon Lee
Professor, Faculty of Liberal Arts, Kangnam University

요 약 본 연구는 전신진동 자극시 스쿼트의 형태에 따른 하지근육의 근활성 효과의 차이를 분석함으로써 전신진동운동의 효과를 규명하고 효율적인 운동을 위한 과학적 근거를 제시하는데 그 목적이 있다. 본 연구는 정형외과적 질환이 없는 건강한 20대 남성 10명을 대상으로 똑바로 선자세, 슬관절을 90도, 120도 굴곡시킨 일반적인 스쿼트 자세와 뒷꿈치를 들어 올린 혼합 스쿼트 자세의 진동자극 시 근활성도를 측정하였다. 근활성도는 외측비복근, 전경골근, 외측광근, 대퇴이두근에 근전도 전극을 부착한 후 RMS를 구하여 비교하였으며 진동 자극의 강도는 각 자세에서 볼륨 50, 80, 주파수 10, 25, 40Hz를 혼합하여 적용하였다. 분석 결과 외측비복근과 전경골근 외측광근에서 자세별 근활성도의 차이가 나타났고 뒷꿈치를 들어올린 자세에서 근활성 효과가 높음을 확인할 수 있었다. 이와 같은 결과는 전신진동 자극 시 스쿼트 자세와 강도에 따라 근활성 효과에 차이가 있으며, 운동의 효율을 극대화하기 위하여 목표 근육에 따라 다양한 자세와 강도가 적용되어야 함을 의미한다.

주제어 : 전신진동운동, 스쿼트, 근활성도, 운동강도, 골격근, 근전도

Abstract The purpose of this study is to clarify the effects of whole-body vibration and to provide scientific basis for effective exercise by analyzing the differences in lower extremity muscle activation according to squat position during whole body vibration. In this study, muscle activation during whole-body vibration was measured in 10 healthy males in their 20s with no orthopedic conditions during standing posture, deep squat, half squat, and heel raise squat. Muscle activation was compared by measuring the root mean square (RMS) with electromyography electrodes attached to lateral gastrocnemius, tibialis anterior, vastus lateralis, and biceps femoris. The vibration intensity was applied in combinations of the volumes of 50 and 80 and the frequencies of 10, 25, and 40 Hz in each posture. The results showed that there were differences in muscle activations of external gastrocnemius, tibialis anterior, and vastus lateralis among the position(p<.05). The heal raise squat was found to have a high muscle activation effect.

Key Words : Whole body vibration, squats, muscle activation, skeletal muscle, electromyography

1. 서론

전신진동운동은 사용이 간편하면서도 위험성이 낮고 상대적으로 하지근력, 근파워, 균형능력 등을 동시다발적으로 향상시킬 수 있는 것으로 알려져 있어 최근 들어 사용의 빈도가 증가하고 있는 트레이닝 형태중 하나이다[1].

진동운동은 진동판 위에서 수직상하로 발생되는 진동을 이용하여 외부저항 없이 자신의 체중만으로 기계에서

*Corresponding Author : Dae-Yeon Lee (leedy@kangnam.ac.kr)
Received July 31, 2018 Revised August 30, 2018
Accepted October 20, 2018 Published October 28, 2018

발생되는 가속을 인체에 자극함으로써 운동효과를 발생시키는 것으로 알려져 있으며 다양한 대상을 상대로 과학적 근거에 대한 연구가 이루어져 오고 있다[2-4].

진동운동이 긍정적인 효과를 일으키는 이유는 근수축이 시작될 때 증가하는 신전반사(stretch reflex), 즉 신경요인과 매우 밀접한 관련이 있는데 진동운동시 발판에 서 있을 때 다리를 통하여 몸전체에 기계적인 자극이 전달된다. 또한 인체를 과중력 상태로 만들어 근육의 파워를 향상시키고 인체의 고유수용기를 활성화 하여 더 많은 양의 운동단위가 활성화 되도록 만들어 준다[5].

진동자극의 강도는 근육에 직접적으로 가해지는 물리적 요소인 주파수(frequency)와 진폭(amplitude)으로써 이 두요소의 적절한 조합이 운동의 효율을 결정짓는다고 할 수 있다[6]. 여러 선행연구에서 이들 두 요소의 최적화된 강도를 찾기 위한 노력이 다양한 대상을 상대로 이루어져 왔는데 여러 연구에서 권장되는 프로토콜이 제시되어 있지만 체계적으로 확립되지 않은 상태이다[7].

스쿼트는 하지의 근기능 향상을 위해 실시되어 온 전통적인 트레이닝 자세 중의 하나로 단일 동작으로 여러 하지 근육을 강화시킬 수 있다. 단일 스쿼트 동작 이외에 다양한 물리적 외적 부하를 가함으로써 운동의 효과를 극대화 시킬 수 있으며 이를 위한 다양한 대상에 대한 도구와 자세가 적용되고 있다[8].

스쿼트 동작에 전신진동 자극을 가한 형태의 운동효과에 대한 연구도 다양한 측면에서 이루어지고 있는데 이 역시 강도설정과 자세별 효과에 대한 연구들이다[9]. 그러나 진동운동기기의 자극형태와 강도의 설정, 적용기간등이 다양하고, 스쿼트 자세나 대상자에 따라 다른 연구 결과들이 제시되고 있어 더 많은 검증이 필요하다 할 수 있다. 특히 진동과 더불어 다양한 자세를 변형시키는 것은 운동의 효과를 증가시킬 수 있는데, 스쿼트에서는 무릎의 각도뿐만 아니라 발목의 각도를 변형시켜 뒷꿈치를 들어 올림으로써 무릎아래 하퇴 근육의 저항을 증가시킬 수 있다[10]. 이와 관련한 연구가 보고되고 있지만 다양한 강도에서의 자료는 역시 부족한 실정이다.

이에 본 연구에서는 효율적인 전신진동운동 프로그램 구성을 위한 과학적 근거를 제시하기 위하여 전신진동 자극 시 스쿼트 유형과 다양한 자극강도에 따른 하지 근육들의 근활성도 차이를 비교, 분석하였다.

2. 연구방법

2.1 연구대상

본 연구는 정형외과적 병력이 없는 건강한 20대 성인 남성 10명을 대상으로 하였다(22.5±1.72세, 180.8±7.52cm, 82.4±14.18kg). 대상자들은 연구의 내용과 목적, 실험절차, 피험자의 인권보호, 연구의 안전성 등에 대한 충분한 설명을 들은 후 자발적으로 참여에 동의하고 실험참여에 대한 동의서를 작성한 후 실험에 참가하였다.

2.2 측정방법

피험자는 편안한 상태에서 진동운동기기 (TT2590P, Turbosonic Korea, Seoul, Korea), 위에 올라서서 5가지 측정자세로 각 진동자극 강도별 10초간 노출되도록 하였으며 강도별 휴식시간을 5분씩 주어 측정 간 영향을 최소화 하였다. 분석 강도는 무진동, 볼륨 50의 10, 25, 40Hz, 볼륨 80의 10, 25, 40Hz로 설정하였고 측정의 순서는 무작위순으로 진행하였다.

2.2.1 측정자세

측정은 아래의 5가지 자세로 측정하였다.

Standing(ST): 양발을 어깨넓이로 벌리고, 등을 곧게 펴 시선은 전방을 향하는 직립자세.

Half Squat Heel Down(HSHD): 척추는 바르게 세우고 무릎의 각도를 120°으로 유지한 하프 스쿼트 자세.

Deep Squat Heel Down(DSHD): 척추는 바르게 세우고 무릎의 각도를 90°로 유지한 딥 스쿼트 자세.

Half Squat Heel Raise(HSHR): 척추는 바르게 세우고 무릎의 각도를 120°으로 유지한 하프 스쿼트 자세에서 뒷꿈치를 들어 올린 자세.

Deep Squat Heel Raise(DSHR): 척추는 바르게 세우고 무릎의 각도를 90°로 유지한 딥 스쿼트 자세에서 뒷꿈치를 들어 올린 자세.

2.3 자료수집 및 처리

근활성도 측정을 위하여 무선 표면근전도(Delsys Trigono Wireless System, DELSYS, Boston, MA)를 사용하였다. 전극은 하지의 외측비복근(lateral gastrocnemius; LG), 전경골근(tibialis anterior: TA), 외측광근(vastus lateralis: VA), 대퇴이두근(biceps femoris: BF) 이상 4개 근육의 근복(muscle belly)에 부착하였다. 피부저항을 최

소화하기 위해 전극 부착 위치를 면도하고 알콜솜으로 닦아 이물질 제거와 전극의 접착성을 높이고 신호수집에 영향을 미칠 수 있는 요인을 최소화하였다.

근전도 신호의 차단 주파수(band width)는 20-450 Hz 사이로 설정하였으며, 전극의 common mode rejection ratio(CMRR)는 110 dB로 설정하였다. 증폭된 아날로그 근전도 신호는 2000 Hz로 수집한 후 RMS(Root Mean Square) 값으로 변환하여 분석하였다.

근전도 데이터는 노출시간 10초 중 전후 2.5초를 제외한 중간의 5초 구간을 분석하였다. 상대적 증감 비교를 위해서는 진동 자극 없이 가만히 서 있는 자세를 100%로 설정하여 각 자세와 강도별 측정 데이터를 표준화하여 비교 분석하였다.

2.4 통계처리

실험을 통하여 수집된 자료는 SPSS WIN 18.0 통계 프로그램을 사용하여 처리하였다. 각 변인의 결과에 대한 평균(M)과 표준편차(SD)를 산출하고 각 근육별 자세와 강도에 따른 차이를 비교하기 위해 각각 일원 반복측정 분산분석(one-way ANOVA with repeated measure)를 실시하고, Duncan 사후 검정을 통해 비교하였다. 모든 통계적 유의 수준은 α=.05로 설정하였다.

Table 1. Muscle activation of the different whole-body vibration intensity and squat type (unit: V)

Muscle	Volume	Hz	ST(1)	HSHD(2)	DSHD(3)	HSHR(4)	DSHR(5)	F-value	Post-hoc
LG	No Vibration(a)		0.12±0.02	0.13±0.05	0.13±0.04	0.36±0.13	0.34±0.12	24.744***	123<45
	50	10(b)	0.23±0.06	0.23±0.10	0.26±0.15	0.62±0.19	0.73±0.18	45.363***	123<45, 4<5
		25(c)	0.21±0.09	0.23±0.13	0.21±0.07	0.60±0.24	0.55±0.24	12.973***	123<45
		40(d)	0.15±0.03	0.12±0.03	0.14±0.03	0.41±0.12	0.41±0.16	29.335***	123<45
	80	10(e)	0.25±0.13	0.42±0.17	0.53±0.20	0.92±0.25	0.96±0.26	25.875***	123<45
		25(f)	0.28±0.09	0.21±0.07	0.21±0.04	0.48±0.14	0.49±0.12	22.373***	1<5, 23<45
		40(g)	0.17±0.03	0.15±0.06	0.17±0.04	0.43±0.21	0.44±0.17	16.791***	123<45
	F-value		5.748*	14.061***	22.369***	12.620***	17.447***		
	post-hoc		a<bf, d<f	abdg<e	a<f, abcdfg<e, d<c, d<f	a<c, abdfg<e	a<b, adfg<e		
TA	No Vibration(a)		0.20±0.12	0.37±0.33	0.52±0.36	0.26±0.08	0.44±0.11	3.882**	14<5
	50	10(b)	0.19±0.07	0.36±0.20	0.59±0.32	0.55±0.17	0.68±0.24	9.124***	1<345,2<4
		25(c)	0.24±0.12	0.48±0.34	0.85±0.78	0.34±0.07	0.50±0.29	3.537	-
		40(d)	0.15±0.04	0.26±0.23	0.63±0.40	0.31±0.18	0.64±0.36	6.611**	1<35
	80	10(e)	0.21±0.08	0.34±0.14	0.69±0.31	0.74±0.24	0.82±0.43	11.869***	1<2345,2<34
		25(f)	0.32±0.18	0.50±0.34	0.49±0.31	0.40±0.14	0.64±0.38	1.899	-
		40(g)	0.19±0.06	0.35±0.31	0.54±0.39	0.36±0.13	0.58±0.34	3.732	-
	F-value		4.010***	1.873	1.437	12.613***	2.138		
	post-hoc		-	-	-	acdg<e, b>c	-		
VL	No Vibration(a)		0.17±0.08	1.28±0.23	1.91±0.38	1.64±0.29	2.12±0.55	55.894***	1<2345,2<35
	50	10(b)	0.16±0.06	1.17±0.23	1.99±0.39	1.80±0.32	2.21±0.52	72.145***	1<2345,2<345
		25(c)	0.27±0.11	1.07±0.30	2.17±0.42	1.52±0.22	2.05±0.46	62.044***	1<2345,2<345,3>4
		40(d)	0.16±0.05	1.23±0.26	1.91±0.36	1.88±0.31	2.14±0.70	44.907***	1<2345,2<34
	80	10(e)	0.31±0.12	1.43±0.17	1.97±0.40	1.94±0.37	2.28±0.43	62.730***	1<2345,2<35
		25(f)	0.28±0.09	1.32±0.31	1.90±0.34	1.77±0.31	2.16±0.56	49.633***	1<2345,2<35
		40(g)	0.18±0.08	1.22±0.26	1.90±0.35	1.78±0.33	2.31±0.60	61.739***	1<2345,2<345
	F-value		5.803***	5.058***	1.655	3.499**	1.025		
	post-hoc		1<6	3<4	-	-	-		
BF	No Vibration(a)		0.20±0.05	0.19±0.05	0.23±0.06	0.25±0.11	0.28±0.10	2.573	-
	50	10(b)	0.34±0.15	0.42±0.13	0.36±0.08	0.41±0.14	0.42±0.15	0.890	-
		25(c)	0.30±0.10	0.28±0.13	0.31±0.07	0.44±0.30	0.32±0.12	1.442	-
		40(d)	0.17±0.05	0.26±0.09	0.24±0.06	0.38±0.19	0.31±0.13	6.347*	-
	80	10(e)	0.42±0.17	0.95±0.87	0.58±0.13	0.61±0.28	0.63±0.23	1.973	-
		25(f)	0.41±0.13	0.28±0.08	0.33±0.06	0.41±0.21	0.36±0.12	1.923	-
		40(g)	0.26±0.09	0.30±0.11	0.26±0.05	0.36±0.24	0.34±0.14	1.769	-
	F-value		7.517***	5.723*	28.765***	3.705*	12.721***		
	post-hoc		a<f, d<ef	ad<b	a<b, b>g, abcdfg<e	-	acdfg<e		

*p<.05, **p<.01, ***p<.001, ST: Standing, HSHD: Half squat Heel Down, DSHD: Deep squat Heel Down, HSHR: Half squat Heel Raise, DSHR: Deep squat Heel Raise. LG: Lateral Gastrocnemius, TA: Tibialis Anterior, VL: Vastus Lateralis, BF: Biceps Femoris.

Table 2. Normalized Muscle activation of the different squat type (unit: %)

Muscle	Vol	Hz	ST	HSHD	DSHD	HSHR	DSHR
LG	NV		1	1.08	1.08	3.00	2.83
	50	10	1	1.00	1.13	2.70	3.17
		25	1	1.10	1.00	2.86	2.62
		40	1	0.80	0.93	2.73	2.73
	80	10	1	1.68	2.12	3.68	3.84
		25	1	0.75	0.75	1.71	1.75
		40	1	0.88	1.00	2.53	2.59
TA	NV		1	1.85	2.60	1.30	2.20
	50	10	1	1.89	3.11	2.89	3.58
		25	1	2.00	3.54	1.42	2.08
		40	1	1.73	4.20	2.07	4.27
	80	10	1	1.62	3.29	3.52	3.90
		25	1	1.56	1.53	1.25	2.00
		40	1	1.84	2.84	1.89	3.05
VL	NV		1	7.53	11.24	9.65	12.47
	50	10	1	7.31	12.44	11.25	13.81
		25	1	3.96	8.04	5.63	7.59
		40	1	7.69	11.94	11.75	13.38
	80	10	1	4.61	6.35	6.26	7.35
		25	1	4.71	6.79	6.32	7.71
		40	1	6.78	10.56	9.89	12.83
BF	NV		1	0.95	1.15	1.25	1.40
	50	10	1	1.24	1.06	1.21	1.24
		25	1	0.93	1.03	1.47	1.07
		40	1	1.53	1.41	2.24	1.82
	80	10	1	2.26	1.38	1.45	1.50
		25	1	0.68	0.80	1.00	0.88
		40	1	1.15	1.00	1.38	1.31

NV: No Vibration, ST: Standing, HSHD: Half squat Heel Down, DSHD: Deep squat Heel Down, HSHR: Half squat Heel Raise, DSHR: Deep squat Heel Raise. LG: Lateral Gastrocnemius, TA: Tibialis Anterior , VL: Vastus Lateralis, BF: Biceps Femoris.

3. 결과

본 연구는 전신진동 자극시 강도와 스쿼트 자세에 따라 근활성 효과의 차이가 있는지를 비교하기 위하여 다양한 강도와 대표적인 네 가지의 스쿼트 자세를 선정하여 하지 근육의 근활성도를 측정하여 분석하였다.

측정결과 스쿼트 자세별 근활성도 차이에서는 외측비복근(LG)과 외측광근(VL)이 모든 강도에서 유의한 근활성도 차이가 있음을 확인할 수 있었다($p<.001$). 전경골근(TA)은 볼륨 50의 10Hz, 40Hz($p<.001$, $P<.01$) 그리고 볼륨 80의 10Hz에서 유의한 차이가 나타났으며($p<.001$), 대퇴이두근(BF)은 볼륨 50의 40Hz에서만 유의한 차이가 있음을 확인할 수 있었다($p<.05$)

강도별 차이에서는 외측비복근이 ST($p<.05$)을 포함한 나머지 스쿼트 자세 모두에서 강도에 따른 유의한 차이가 있었다($p<.001$). 전경골근은 HSHR에서만 강도에 따른 차이가 있는 것으로 나타났다($p<.001$).

외측광근은 ST와 HSHD($p<.001$), HSHR($p<.01$)에서 대퇴이두근은 ST, HSHR($p<.05$), 나머지 자세 모두에서 강도에 따른 근활성도의 차이가 유의하게 나타났다($p<.001$). Table 1.

각각의 강도 내에서 스쿼트 자세에 따른 상대적인 근활성도의 증감정도를 비교하기 위하여 선자세를 기준으로 비율로 표준화 시킨 결과 자세에 따른 변화 정도는 외측 비복근이 가장 큰 것으로 확인되었다. 또한 외측비복근과 외측 광근에서 뒷꿈치를 들어 올린 상태의 스쿼트 동작이 그렇지 않은 경우보다 근활성도의 비율이 상대적으로 높은 경향을 나타내었다. Table 2.

4. 논의

모든 운동에서 효율을 극대화하기 위한 다양한 방법을 적용하고 있으며, 특히 적절한 강도를 설정하는 것은 매우 중요하다 할 수 있다. 기계적 진동자극을 가하는 전신진동 운동은 고유의 주파수와 진폭으로 물리적 자극을 인체에 가하고 있지만 이 외의 자극을 높이기 위해 다양한 자세를 변형시키는 것이 적용되고 있다. 본 연구에서는 하지 근육 강화의 주요 운동 중 하나인 스쿼트 동작을 전신진동의 강도와 다양한 자세에 따른 근활성도를 중심으로 비교 분석하였다.

자세별 근활성도에서 전경골근과 대퇴이두근에 비해 외측비복근과 외측광근이 모든 강도에서 골고루 유의한 차이가 있음을 확인할 수 있었는데 유사한 선행연구에서 대퇴이두근의 상대적 활성도가 낮은 결과와 유사하였으나 전경골근은 반대의 결과를 나타내었다[11, 12].

스쿼트에서 외측광근의 활성도는 무릎관절의 신장성 수축과 (eccentric contraction) 더불어 지속적 긴장성 알파신경원의 흥분과 밀접한 관련이 있다고 하였으며 반동수직 점프의 단축성 수축(concentric contraction)의 형태에 비해 높은 근활성을 나타내기도 하였다[13, 14].

이러한 결과는 가만히 선 자세를 100%로 설정하여 표준화시킨 결과에서도 확인할 수 있었는데 다른 하지 근육들에 비해 근활성도가 더 높게 나타남을 알 수 있었다. 이러한 현상은 뒷꿈치를 들어 올린 자세에서 더 명확하게 나타나게 되는데 증가의 정도는 하프 보다는 딥스쿼

트에서, 볼륨 80보다 50에서 높게 나타났다. 하프스쿼트와 딥스쿼트의 배율차이는 외측광근에서 두드러지게 나타나는 현상이었으며 뒷꿈치를 들어 올린 자세에서는 외측비복근에서 높게 나타났다.

이러한 결과는 딥스쿼트 자세의 무릎각도가 근길이와 비례하여 저항의 강도를 높이는 결과이며[15, 16] 외측비복근이 발목관절 저측굴곡 주동근으로써 작용한 상태에서 진동자극이 추가되어 전반적인 저항이 높아진 결과로[17] 자세 변화가 선택적 자극으로 사용이 가능하며 이로 인한 강도의 증가를 높일 수 있다는 근거로 활용될 수 있을 것으로 판단된다.

여러 근육 중 상대적으로 대퇴 이두근은 차이가 없었는데 이는 스쿼트 동작의 자세변화에서 큰 개입이 없는 근육으로 이 근육을 진동 운동 시 자극하기 위해서는 동적인 움직임의 변화가 있어야 할 것으로 생각된다.

주파수와 진폭의 변화에 따른 근활성도의 차이는 매우 복잡한 다양한 요인의 결과로 나타나게 되는데 일반적으로 진폭은 크고 주파수가 낮은 형태가 강도를 높이는 것으로 알려져 있으나 그 임계치(yield point)가 존재하므로 각각의 개별 근육의 강도를 찾는 것이 매우 중요하다 할 수 있다[18-19]. 본 연구에서도 자세의 차이와 근육에 따라 상이한 결과를 나타내었는데 낮은 주파수에서 활성도가 높은 결과는 유사하였다.

최대의 활성도는 외측비복근,, 대퇴이두근이 볼륨 80의 10Hz, 전경골근은 HSHR에서 볼륨 80의 10Hz, 외측광근은 둘 다 40Hz에서 높은 경향을 나타내어 위의 결과를 뒷받침하고 있음을 확인하였다.

4. 결론

본 연구는 전신진동 자극시 강도와 스쿼트 자세에 따라 근활성 효과의 차이가 있는지를 비교한 결과 스쿼트 자세별 근활성도 차이에서는 대퇴이두근을 제외한 나머지 근육에서 자세변화에 따른 활성도의 차이가 있음을 확인할 수 있었으며, 강도는 근육별과 자세별로 차이가 있었으나 전반적으로 낮은 주파수에서 활성도가 높은 것으로 나타났다.

REFERENCES

[1] Delecluse, C., Roelants, M., & Verschueren, S. (2003). Strength increase after whole-body vibration compared with resistance training. *Medicine & Science in Sports & Exercise,* 35(6), 1033-1041.

[2] Rittweger, J., Mutschelknauss, M., & Felsenberg, D. (2003). Acute changes in neuromuscular excitability after exhaustive whole body vibration exercise as compared to exhaustion by squatting exercise. *Clinical physiology and functional imaging*, 23(2), 81-86.

[3] Roelants, M., Verschueren, S. M., Delecluse, C., Levin, O., & Stijnen, V. (2006). Whole-body-vibration-induced increase in leg muscle activity during different squat exercises. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 20(1), 124-129.

[4] Cormie, P., Deane, R. S., Triplett, N. T., & McBride, J. M. (2006). Acute effects of whole-body vibration on muscle activity, strength, and power. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 20(2), 257-261.

[5] Abercromby, A. F., Amonette, W. E., Layne, C. S., Mcfarlin, B. K., Hinman, M. R., & Paloski, W. H. (2007). Variation in neuromuscular responses during acute whole-body vibration exercise. *Medicine & Science in Sports & Exercise,* 39(9), 1642-1650.

[6] Rehn, B., Lidström, J., Skoglund, J., & Lindström, B. (2007). Effects on leg muscular performance from whole body vibration exercise: a systematic review. *Scandinavian journal of medicine & science in sports,* 17(1), 2-11.

[7] Hazell, T. J., Jakobi, J. M., & Kenno, K. A. (2007). The effects of whole-body vibration on upper-and lower-body EMG during static and dynamic contractions. *Applied physiology, nutrition, and metabolism,* 32(6), 1156-1163.

[8] Lam, F. M., Liao, L. R., Kwok, T. C., & Pang, M. Y. (2018). Effects of adding whole body vibration to routine day activity program on physical functioning in elderly with mild or moderate dementia: a randomized controlled trial. *International journal of geriatric psychiatry,* 33(1), 21-30.

[9] Abercromby, A. F., Amonette, W. E., Layne, C. S., Mcfarlin, B. K., Hinman, M. R., & Paloski, W. H. (2007). Vibration exposure and biodynamic responses during whole-body vibration training. *Medicine and science in sports and exercise*, 39(10), 1794-1800.

[10] Rosenberger, A., Beijer, Å., Johannes, B., Schoenau, E., Mester, J., Rittweger, J., & Zange, J. (2017). Changes in

muscle cross-sectional area, muscle force, and jump performance during 6 weeks of progressive whole-body vibration combined with progressive, high intensity resistance training. *Journal of musculoskeletal & neuronal interactions,* 17(2), 38-49.

[11] Wang, P., Yang, L., Liu, C., Wei, X., Yang, X., Zhou, Y. & He, C. (2016). Effects of whole body vibration exercise associated with quadriceps resistance exercise on functioning and quality of life in patients with knee osteoarthritis: a randomized controlled trial. *Clinical rehabilitation,* 30(11), 1074-1087.

[12] Pamukoff, D. N., Pietrosimone, B., Lewek, M. D., Ryan, E. D., Weinhold, P. S., Lee, D. R., & Blackburn, J. T. (2016). Whole-body and local muscle vibration immediately improve quadriceps function in individuals with anterior cruciate ligament reconstruction. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 97(7), 1121-1129.

[13] Lam, F. M., Liao, L. R., Kwok, T. C., & Pang, M. Y. (2016). The effect of vertical whole-body vibration on lower limb muscle activation in elderly adults: Influence of vibration frequency, amplitude and exercise. *Maturitas,* 88, 59-64.

[14]Rieder, F., Wiesinger, H. P., Kösters, A., Müller, E., & Seynnes, O. R. (2016). Whole body vibration training induces hypertrophy of the human patellar tendon. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 26(8), 902-910.

[15] Orr, R. (2015). The effect of whole body vibration exposure on balance and functional mobility in older adults: a systematic review and meta-analysis. *Maturitas,* 80(4), 342-358.

[16] Lienhard, K., Vienneau, J., Nigg, S., Meste, O., Colson, S. S., & Nigg, B. M. (2015). Relationship between lower limb muscle activity and platform acceleration during whole-body vibration exercise. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 29(10), 2844-2853.

[17] Tankisheva, E., Bogaerts, A., Boonen, S., Feys, H., & Verschueren, S. (2014). Effects of intensive whole-body vibration training on muscle strength and balance in adults with chronic stroke: a randomized controlled pilot study. *Archives of physical medicine and rehabilitation,* 95(3), 439-446.

[18] Ritzmann, R., Gollhofer, A., & Kramer, A. (2013). The influence of vibration type, frequency, body position and additional load on the neuromuscular activity during whole body vibration. *European journal of applied physiology,* 113(1), 1-11.

[19] Perchthaler, D., Horstmann, T., & Grau, S. (2013). Variations in neuromuscular activity of thigh muscles during whole-body vibration in consideration of different biomechanical variables. *Journal of sports science & medicine*, 12(3), 439-445.

이 대 연(Lee, Dae Yeon) [정회원]

- 2004년 8월 : 고려대학교 사회체육학과(체육학 석사)
- 2008년 8월 : 고려대학교 사회체육학과(체육학 박사)
- 2014년 3월 ~ 현재 : 강남대학교 교양학부 교수
- 관심분야 : 근역학, 재활
- E-Mail : leedy@kangnam.ac.kr