

Comparison of Tibialis Anterior Muscle Thickness with 4 Different Toe and Ankle Postures: Ultrasonographic Study

Tae-Jin Jang, Byeong-Hun Hwang, In-Cheol Jeon

Department of Physical Therapy, College of Life and Health Science, Smart Healthcare Convergence Research Center, Hoseo University, Asan, Republic of Korea

Purpose: Ankle dorsiflexion is an essential element of normal functions, including walking, activities of daily living and sport activities. The tibialis anterior (TA) muscle functioned as a dorsiflexor and as a dynamic stabilizer of the ankle joint during walking and jumping. This study aimed to compare TA muscle thickness using ultrasonography according to the four different toe and ankle postures for the selective TA strengthening exercise.

Methods: This study were recruited 26 (males: 15, females: 11) aged 20-30 years, with no injury ankle and calf in the medical history, had normal dorsiflexion and inversion range of motion (ROM). The thickness of the TA muscle was measured by ultrasonography in the four different toe and ankle postures: 1. Ankle dorsiflexion with all toe extension and ankle inversion (ITEDF); 2. Ankle dorsiflexion with all toe flexion and ankle inversion (ITFDF); 3. Ankle dorsiflexion with all toe extension and neutral position (NTEDF); 4. Ankle dorsiflexion with all toe flexion and neutral position (NTFDF). One-way repeated analysis of variance (ANOVA) and Bonferroni correction were used to confirm the significant difference among conditions. The level of statistical significance was set at $\alpha=0.01$.

Results: TA muscle thickness with ITFDF was significantly greater than in any other ankle positions, including ITEDF, NTFDF, and NTEDF ($p < 0.01$).

Conclusion: Among the four toe and ankle postures, isometric contraction in ITFDF postures showed the greatest increase in thickness of TA rather than ITEDF, NTEDF, and NTFDF postures. Based on these results, ITFDF can be recommended in an efficient way to selectively strengthen TA muscle.

Keywords: Ankle posture, Thickness, Tibialis anterior, Toe posture, Ultrasonography

서론

발목관절(ankle joint)은 체중 부하 과정에서 다리의 근력을 포함한 기능 및 협력 작용을 통해 신체를 안정화시킨다. 특히, 발목관절의 발등 굽힘은 보행 및 일상생활 그리고 스포츠 활동과 같은 기능 수행에 필수적인 요소이다.² 발등굽힘근(ankle dorsiflexor)에는 앞정강근(tibialis anterior, TA), 긴발가락편근(extensor digitorum longus, EDL), 긴엄지편근(extensor hallucis longus, EHL), 셋째종아리근(peroneus tertius, PT)이 있다. 발목의 발등 굽힘이 일어나기 위해서 앞정강근, 긴발가락편근, 긴엄지편근, 셋째종아리근이 협력근으로 움직임을 돕지만, 앞정강근이 주동근으로 가장 강력하게 기여한다.^{3,4} 또한, 앞정강근은 발등 굽힘을 하는 동안 발목관절의 축을 일정하게 유지하는 역할을 한다.^{4,5} 이렇게 여러 근육들로 구성되어 있는 발등굽힘근은 각각 앞정강근

55%, 긴발가락편근 30%, 긴엄지편근 15%로 발등 굽힘을 수행한다.⁶

앞정강근은 뛰기 및 점프를 하는 동안에 발목관절에 동적 안정화 기능을 한다.^{4,5} 또한, 발목의 닫힘자세(closed-packed position)를 통해 흔들기 동안 안정적인 체중 부하가 이루어질 수 있도록 하고 보행에 중요한 역할을 하는 근육이다.⁷ 앞정강근의 약화는 보행 중 발 처짐이 유발되고 이에 대한 보상작용으로 엉덩관절과 무릎관절이 과도하게 굽혀지며, 발목의 안정성을 무너뜨릴 수 있는 위험요인으로 작용된다.⁵ 또한, 보행 속도 감소, 계단 오르기 및 기능적인 활동에 큰 제한이 되며, 보행능력과 균형에 영향을 미쳐 낙상의 위험을 증가시킨다.^{8,9} 따라서, 보행능력과 균형 및 기능의 회복을 극대화하기 위해 선택적인 앞정강근의 강화운동은 필수적이다.^{10,11} 지금까지 연구된 바로는 발등 굽힘을 수행하면서 발가락의 굽힘, 중립, 편에 따른 앞정강근의 근활성도 및 근력을 비교하였다.⁸ 반면, 본 연구에서는 발목자세에 따

Received Jan 11, 2022 Revised Jan 25, 2022

Accepted Jan 28, 2022

Corresponding author In-Cheol Jeon

E-mail jeon6984@hoseo.edu

Copyright ©2022 The Korean Society of Physical Therapy

This is an Open Access article distribute under the terms of the Creative Commons Attribution Non-commercial License (<https://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.

른 발가락 자세를 추가하여, 앞정강근의 두께에 대한 변화값을 초음파 장비로 측정하였다.^{12,13}

초음파로 측정 가능한 근육 두께는 수축 시 발생하는 힘의 지표로 연관된다.¹⁴ 선행연구에 따르면, 초음파영상법을 이용한 운동이 약화된 근육의 재교육과 강화에 중요한 역할이라 제안하였다.¹⁴ 이전의 연구 결과를 토대로 근육의 두께 변화를 측정하는 초음파는 컴퓨터 단층촬영, 자기공명영상 그리고 근전도와 비교하였을 때 신뢰도가 높고 타당성이 있는 평가 시스템이라고 보고되었으며, 침습적이지 않고 간편성과 비용이 적게 드는 장점이 있다. 또한 측정자가 초음파 측정에 숙련도가 높다면 근전도 측정 시 발생하는 크로스토크 등의 단점들을 최소화하여 선명하게 촬영할 수 있기 때문에 최근 임상에서 많이 사용되고 있다.¹⁵⁻¹⁹ 기존의 선행연구를 통해 자기공명영상과 비교했을 때 초음파 분석 방법도 하지 근육의 두께 및 단면적을 정확하게 측정할 수 있었다.²⁰ 따라서, 초음파 분석 방법을 이용한 구조적 특성의 평가는 골격근의 기능적 변화를 측정하기에 신뢰할 수 있는 방법이며 초음파를 활용한 연구와 임상 적용은 근골격계 평가의 효율성을 더욱 향상시킬 것으로 기대된다.²¹

지금까지 발등 굽힘의 근력 강화 효과를 연구한 대부분의 저자들은 운동의 유형, 강도, 시간 및 기간에 초점을 맞추었다.²² 최근 앞정강근(주동근)과 긴발가락편근, 긴엄지편근(협력근) 간의 관계를 고려한 발가락 자세에 따른 앞정강근의 근활성도 및 근력을 비교한 연구가 있었다.^{8,23} 하지만, 초음파를 이용해 발가락과 발목자세에 따라 앞정강근의 두께를 비교한 연구는 없었으며 기존의 단점을 보완한 장비와 자세로써 임상적 의의가 있을 것이라 생각된다.

본 연구의 목적은 선택적인 앞정강근의 근력 향상이 필요한 대상자들에게 가장 효율적인 운동 자세를 제공하고 초음파 촬영을 통하여 발가락 굽힘 및 편 그리고 발목관절의 중립자세 및 안쪽 번짐이 앞정강근의 두께 변화에 미치는 영향을 비교하는 것이다. 연구 가설은 발가락을 굽히고 안쪽번짐 상태에서 발등 굽힘(ankle dorsiflexion with all toe flexion and ankle inversion, ITDFD)을 하는 것이 발가락을 편 채 안쪽번짐(ankle dorsiflexion with all toe extension and ankle inversion, ITEDF), 발목관절의 중립 자세에서 발가락 굽힘(ankle dorsiflexion with all toe flexion and neutral position, NTFDF), 발목관절의 중립 자세에서 발가락을 펴고 발등 굽힘(ankle dorsiflexion with all toe extension and neutral position, NTEDF) 하는 것에 비해 등척성 수축 시 앞정강근의 두께가 가장 두꺼울 것으로 설정하였다.

연구 방법

1. 연구대상

H 대학교 재학생 중 20-30대 건강한 성인 26명(25.0±2.4 years, 173.5±

8.6 cm, 78.2±15.3 kg, Male: 15, Female: 11)을 대상으로 하였다. 연구 대상자의 선정기준은 1) 정상적인 발목관절의 운동 범위를 가진 자(발등 굽힘 ROM 15°-20°, 안쪽번짐 ROM 25°-30°), 2) 발목관절의 수술 및 골절 이력이 없는 자, 3) 네 가지 발가락 및 발목 자세 시 통증이 없는 자이다.^{8,23} 제외기준은 1) 근골격 및 신경계 장애가 있는 자, 2) 발목관절에 대한 이전 수술 및 골절 이력이 있는 자, 3) 네 가지 발목 자세 시 통증이 있는 자이다.^{8,23} 모든 대상자에게 실험 프로토콜을 자세히 설명하였고, 연구윤리적 원칙에 따라 서면 동의를 받았다. 이 연구는 연구기관 생명윤리심의위원회의 승인을 받고 진행하였다.

2. 측정도구 및 방법

본 연구에서 운동 시에 앞정강근의 두께를 측정하기 위해 초음파 영상 장비 Ultrasound (SG HEALTHCARE Q30 Co. Ltd., Korea)를 사용하였다. 도자는 13-4 MHz의 직선형 도자를 이용하였고, 모든 대상자는 B-mode (brightness mode)에서 스캔하였다. 주파수 대역은 10 MHz로 하였고, 이외 깊이(depth), 밝기(total gain), 동적 구역(dynamic range)은 대상자의 이미지 특성에 맞춰 조절하였다.²⁴

3. 실험절차

네 가지 자세에 따른 앞정강근의 두께를 측정하여 비교하기 위해 대상자는 상체는 편안하게 뒤쪽으로 기대 채 다리를 펴고 무릎을 살짝 구부린 자세에서 측정되었다. 모든 대상자는 앞정강근의 두께가 우세한 쪽 다리로 측정하였다.²⁵ 또한, 측정의 신뢰도를 높이기 위해 한 명의 검사자가 측정하도록 하였다. 피부 저항을 최소화하기 위해 측정 부위의 체모를 제거하고, 피부를 의료용 알코올 솜으로 소독하였다. 모든 측정 부위는 정확성을 높이기 위해 펜을 이용하여 1/3지점에 표시한 후 동일한 지점에서 근육 두께를 측정하였다.²⁶ 또한, 앞정강근의 근육 두께 측정은 최대 근수축 시점에서 근육이 가장 두꺼워졌을 때 측정하였다.

본 실험을 시작하기 전 올바른 네 가지 동작을 취할 수 있도록 자세에 대한 교육이 이루어졌다. 대상자들의 발목은 중립 자세(0°)에서 편하게 발을 위치하게 하였다. 대상자들은 ITEDF, ITDFD, NTEDE, NTFDF의 네 가지 자세를 수행하였다(Figure 1). 발가락과 발목 자세에 따른 측정 순서는 무작위로 실시하였다.²⁷

앞정강근의 초음파 촬영은 초음파 겔을 충분한 양으로 도자와 피부 사이에 바른 후 측정의 정확성을 높이기 위해 손과 아래팔을 지지한 상태에서 피부에 직각을 유지한 상태로 측정하였다.²⁸ 내장된 프로그램을 이용하여 이미지로 저장된 앞정강근의 섬유 두께 간격을 계산하였다(Figure 2).²⁹ 네 가지 발가락 발목 측정 자세마다 3회 측정을 수행하였으며, 1회당 3초간 유지, 1분간 휴식을, 각 운동 자세 사이에는 3분의 휴식시간을 주었다.²⁴ 모든 데이터 값은 평균값을 산출하였다.

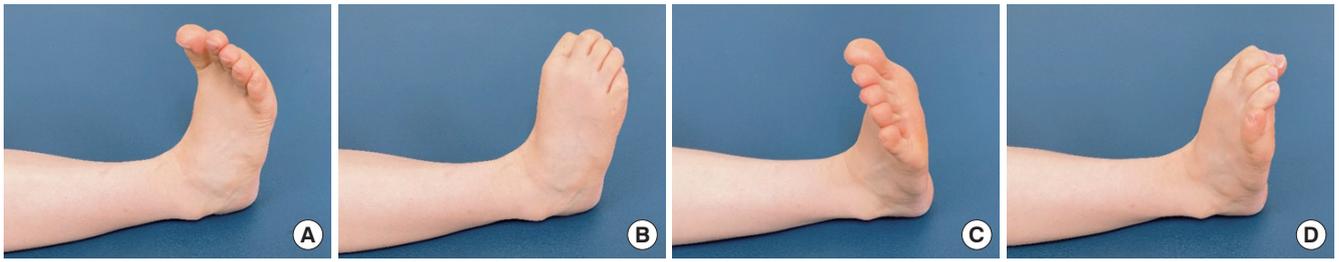


Figure 1. Different toe and ankle postures. (A) ankle dorsiflexion with all toe extension and ankle inversion, (B) ankle dorsiflexion with all toe flexion and ankle inversion, (C) ankle dorsiflexion with all toe extension and neutral position, (D) ankle dorsiflexion with all toe flexion and neutral position.

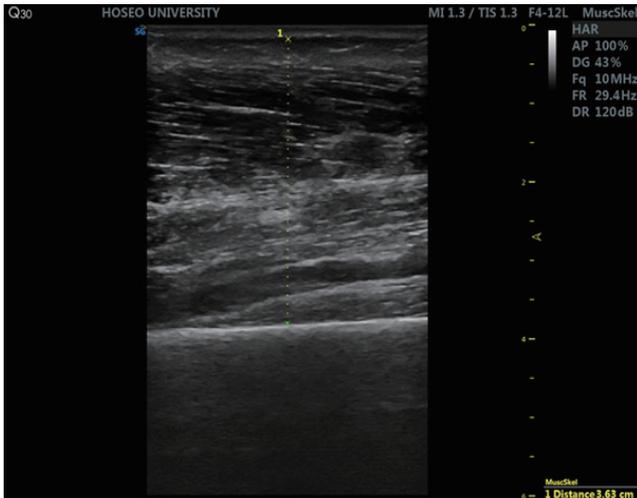


Figure 2. Ultrasound imaging of the thickness of the tibialis anterior.

4. 자료 분석

통계분석은 상용통계프로그램인 SPSS ver 20.0 (SPSS Inc, Chicago, IL, USA)을 사용하였고, 데이터는 평균±표준 편차로 나타냈다. 데이터 정규성 검정을 위해 Kolmogorov-Smirnov 검정을 하였다. 네 가지 발가락 및 발목 자세에 따른 앞정강근의 두께를 비교하기 위해 반복측정 분산분석(one-way repeated ANOVA)을 사용하였다. Bonferroni's correction으로 사후 검정을 하였다(Figure 3). 유의수준은 $\alpha=0.01$ 로 설정하였다.

결 과

본 연구는 네 가지 발가락 및 발목자세에서 등척성 운동 시 초음파 촬영을 통해 앞정강근이 가장 두껍게 나타나는 자세를 조사하였다.

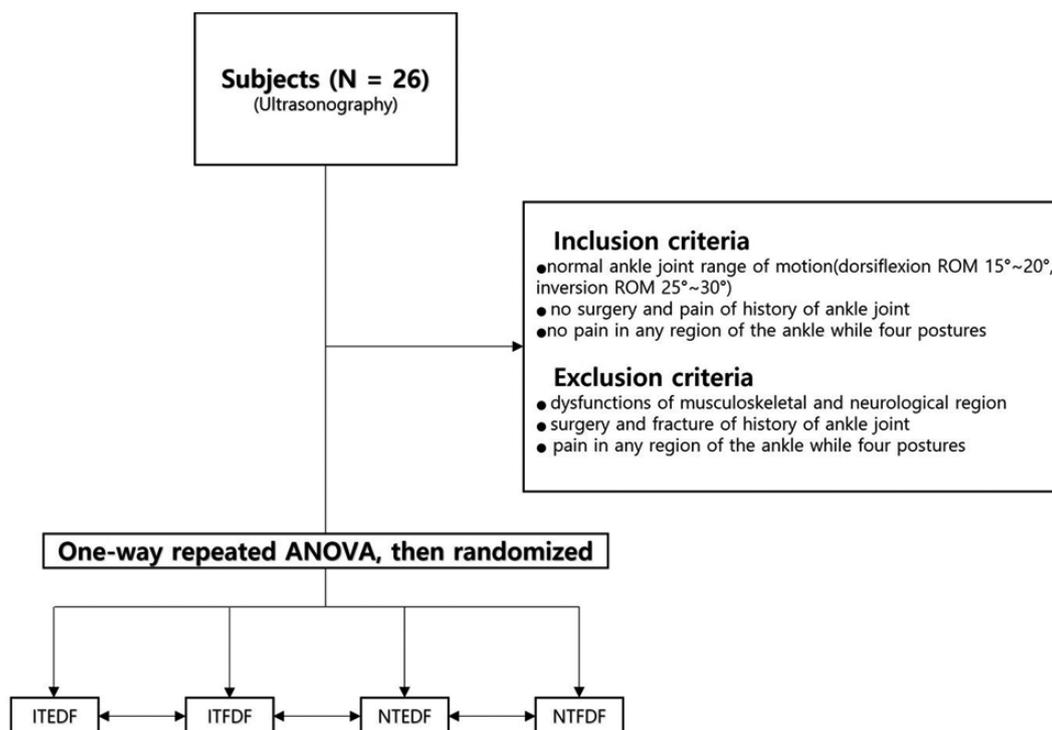


Figure 3. Flow chart.

Table 1. Comparison by correspondence

Posture	Mean±SD (cm)	Posture	SEM	p-value ^a	99.17%CI ^b	
					LV	UV
ITEDF	4.32±0.44	ITFDF	0.012	0.001*	-0.107	-0.020
		NTEDF	0.018	0.004*	0.006	0.133
		NTFDF	0.021	0.002*	0.010	0.159
ITFDF	4.39±0.44	ITEDF	0.012	0.001*	0.020	0.107
		NTEDF	0.017	0.001*	0.074	0.193
		NTFDF	0.018	0.001*	0.083	0.213
NTEDF	4.25±0.44	ITEDF	0.018	0.004*	-0.133	-0.006
		ITFDF	0.017	0.001*	-0.193	-0.074
		NTFDF	0.016	1.000	-0.041	0.071
NTFDF	4.24±0.44	ITEDF	0.021	0.002*	-0.159	-0.010
		ITFDF	0.018	0.001*	-0.213	-0.083
		NTEDF	0.016	1.000	-0.071	0.041

CI: confidence interval, SD: standard deviation, SEM: standard error of measurement, LV: lower value, UV: upper value, ITEDF: ankle dorsiflexion with all toe extension and ankle inversion, ITFDF: ankle dorsiflexion with all toe flexion and ankle inversion, NTEDF: ankle dorsiflexion with all toe extension and neutral position, NTFDF: ankle dorsiflexion with all toe flexion and neutral position.

*indicated the significant difference, ^aadjustment for multiple comparison: Bonferroni's correction.

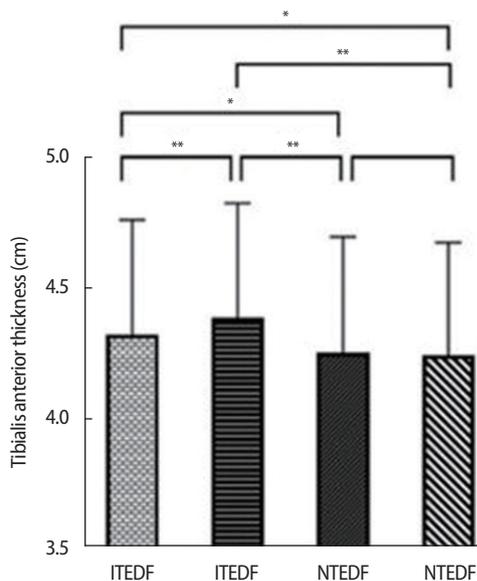


Figure 4. The difference in the thickness of the TA during 4 postures.

그룹 내 ITEDF, ITFDF, NTEDE, NTFDF의 네 가지 동작을 수행했을 때 초음파 촬영을 통한 앞정강근의 두께는 통계학적으로 유의한 차이를 확인할 수 있었다(ITEDF: 4.32±0.44, ITFDF: 4.39±0.44, NTEDE: 4.25±0.44, NTFDF: 4.24±0.44)(Table 1).

특히 ITFDF가 ITEDF, NTEDE, NTFDF에 비해 근육의 두께 변화량이 통계적으로 유의하게 높은 것으로 확인되었다(p < 0.01)(Table 1, Figure 4).

고찰

본 연구의 목적은 네 가지 발가락 및 발목의 자세(ITEDF, ITFDF, NTEDE, NTFDF)에 따른 앞정강근의 두께 차이를 비교하는 것이다. 본 연구의 결과는 ITFDF 자세로 등척성 수축을 수행하는 것이 ITEDF, NTEDE, NTFDF 자세보다 앞정강근의 두께가 유의한 증가를 보였다(ITEDF 보다 0.07 cm/1.6% 증가, NTEDE 보다 0.14 cm/3.3% 증가, NTFDF 보다 0.15 cm 증가/3.5%). 본 연구의 결과에 따르면, 발가락 굽힘 후 안쪽번잡한 상태에서 발등 굽힘 시 앞정강근의 두께가 가장 두꺼운 것으로 나타났다.

본 연구의 결과에 대한 이유는 다음과 같다. 첫째, 발등 굽힘을 수행하면서 발가락의 자세에 따라 앞정강근의 근육 두께에 영향을 주었다. 발등 굽힘 시 발가락 굽힘을 수행할 때 협력근들은 근육의 길이가 늘어난 상태가 되기 때문에 억제 발생된다.⁸ 이러한 억제는 자발적 근육 수축 활성화(voluntary muscle contraction activation)라는 상호 억제 메커니즘(reciprocal inhibition mechanism)을 통해 근육의 활성화를 균형적으로 조절할 수 있도록 만든다.^{4,5} 등척성 발등 굽힘 동안 능동적 발가락 굽힘으로 인해 긴발가락편근과 긴엄지편근이 늘어난 상태가 되기 때문에, 자발적으로 유도된 억제(voluntarily induced inhibition)가 일어나고, 이것이 긴발가락편근과 긴엄지편근의 비활성화를 발생시킨다.^{30,31} 선행연구에 따르면, 발등 굽힘 동작을 만들어 내는 근육들의 비율이 각각 앞정강근 55%, 긴발가락편근 30%, 긴엄지편근 15%의 비율로 나타났다.⁶ 발등 굽힘 근력의 50% 이상은 앞정강근이 참여할 수 있어야 주동근으로써 기능을 수행할 수 있다.⁶ 이때 발등 굽힘 시 앞정강근의 약화 또는 긴발가락편근, 긴엄지편근

의 우세가 발생된다면, 발등 굽힘을 수행하면서 발목관절에서 움직임 손상이 발생할 수 있고 이것이 통증을 야기시킬 수 있다.⁴ 이러한 보상작용이 계속된다면 앞정강근이 지속적으로 약해질 가능성이 높고, 주동근으로써 기능은 감소될 수 있다.^{2,23} 또한, 근육 간의 불균형이 발생되면 발목관절의 움직임 시 부수적인 동작을 야기시키고, 이러한 동작이 반복적으로 수행될 경우에 발목 관절의 손상을 유발시킨다.^{4,5} 그러므로, 발등 굽힘 동작을 수행할 때 주동근과 협력근의 비율에 맞게 수행되어야 발목관절의 일정한 축을 유지하며 동작을 수행할 수 있다.^{4,5,23} 따라서, 앞정강근의 선택적 강화는 발등 굽힘에 필수적 요소이며, 선택적 강화를 위해 발가락 굽힘 후 안쪽변짐 상태에서 발등 굽힘 동작을 수행하는 것이 추천된다.^{4,5}

둘째, 해부학적 위치에서 앞정강근은 정강뼈(tibia) 위가쪽 3분의 2 지점에서 1번째 발허리뼈(metatarsal)의 바닥면에 부착되어 있어 목발종아리관절에 있는 돌림축의 앞쪽을 지나가기 때문에 발목의 발등 굽힘을 시킬 뿐만 아니라 돌림축의 안쪽도 통과하여 목발발관절을 안쪽변짐 시킨다.³² 따라서, 발바닥을 안쪽으로 드는 안쪽변짐과 발등을 정강이쪽으로 올리는 발등 굽힘 기능을 한다. 반면에, 긴발가락 폼근, 긴엄지폼근, 셋째종아리근과 같은 발등 굽힘 동작을 만드는 협력근들은 발가락과 발의 등쪽면에 인접하고 있어 발가락 폼, 발등 굽힘 수행에 가장 크게 기여한다.³³

선행연구에서 발등 굽힘 근력이 약한 대상자로 발가락 자세에 따라 발등 굽힘 시 긴발가락폼근, 긴엄지폼근을 억제하여 앞정강근의 근활성도 및 근력을 비교한 연구가 있었다.^{8,23} 앞정강근의 근활성도는 증가하지만 발등 굽힘에 대한 동시 수축이 억제되기 때문에 근력은 감소하였다. 발등 굽힘 시 긴발가락폼근, 긴엄지폼근뿐만 아니라 셋째종아리근육도 발등 굽힘의 협력근으로 작용한다. 발등 굽힘 시 발가락의 굽힘에 따라 협력근들의 억제를 통해 긴발가락폼근, 긴엄지폼근의 근활성도를 감소시킬 수 있었다. 반면, 셋째종아리근의 기능은 발등 굽힘, 가쪽변짐이기 때문에 이 근육의 근활성도를 억제시키고, 앞정강근의 근활성도를 활성화시키기 위해서는 안쪽변짐 자세에서 발등 굽힘을 수행하는 것이 중요하다.^{4,32} 또한 이러한 요소를 고려해 발가락 굽힘과 안쪽변짐을 동반한 발등 굽힘을 수행하였기 때문에 앞정강근이 선택적으로 더 많은 기여를 할 수 있었다. 결과적으로, 발등 굽힘을 수행하면서 네 가지 다른 발가락 및 발목 자세에 따른 앞정강근의 두께 비교 연구가 임상에서 충분히 고려해야 하는 요소이며, 본 연구 결과에서 제시된 ITFDF 운동이 선택적 발등 굽힘 수행에 있어서 다른 자세에서 보다 앞정강근에 효율적인 운동방법이라고 사료된다.

본 연구에는 몇 가지 제한점이 있다. 첫째, 본 연구에는 건강한 성인을 대상으로 하였기 때문에 앞정강근의 약화가 있는 대상자와 건강한 성인에게서 앞정강근의 두께 비교는 조사되지 않았다. 따라서,

추후 연구에서는 다양한 연령층과 진단명에 따른 추가 연구가 필요하다. 둘째, 실제 네 가지 다른 발가락 및 발목 자세를 적용하여 앞정강근의 단면적 효과만을 조사하였다. 추후 연구에서는 일정기간 동안의 근력 강화운동을 통한 효과의 전·후 비교 연구가 필요하다. 셋째, 이 연구에서는 발목을 구성하는 근육의 활성도를 측정하지 않았다. 그러므로 추후 연구에서 다양한 발목근육의 근활성도 조사를 통해 근육의 두께 및 근활성도를 동시에 측정하는 연구가 필요하다. 넷째, 본 연구결과에서 네 가지 다른 발가락과 발목 자세에 따른 앞정강근의 두께가 통계학적으로 유의한 차이가 있음에도 불구하고, 초음파를 이용한 근육 두께 측정의 특정상 큰 수치를 나타내지 않았다. 추후 연구에서는 근전도와 같이 다른 측정기기를 이용한 추가 연구가 필요하다.

ACKNOWLEDGEMENTS

This research was funded by the university innovation support project of Hoseo University, grant number 221-01.

REFERENCES

1. Lee WJ, Lee SA, Kim AR et al. Comparison of ankle joint exercise and thigh exercise on the isometric strength of the lower limb and balance ability. *J Kor Phys Med.* 2019;14(4):153-62.
2. Kuzma SA, McNeil SP. A comparison of prostretch* versus incline board stretching on active ankle dorsiflexion range of motion. *UWL J Undergrad Res.* 2005;8:1-6.
3. Marciniak C. Fibular (peroneal) neuropathy: electrodiagnostic features and clinical correlates. *Phys Med Rehabil Clin N Am.* 2013;24(1):121-37.
4. Sahrman SA. Movement system impairment syndromes of the extremities, cervical and thoracic spines. St Louis, Mosby, 2010:533-46.
5. Kisner C, Colby LA. Therapeutic exercise: foundations and techniques. 6th ed. Philadelphia, FA Davis Company, 2012:764-6.
6. Franck WM, Olk A, Hennig FE. Combined rupture of the tibialis anterior and the extensor hallucis longus tendons functional reconstruction. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2005;125(4):277-80.
7. Lee IJ, Jeong HS, Kim MJ et al. Alterations of muscle activation in individuals with chronic ankle instability during gait. *J Kor Sports Sci.* 2021; 30(3):1123-31.
8. Jeon IC. Comparison of the electromyographic activity of the tibialis anterior and isometric dorsiflexor strength during dorsiflexion according to toe postures in individuals with ankle dorsiflexor weakness. *J Kor Phys Ther.* 2020;32(4):233-7.
9. Liepert J, Bauder H, Miltner W et al. Treatment-induced cortical reorganization after stroke in humans. *Stroke.* 2000;31(6):1210-6.
10. Ada L, Dorsch S, Canning CG. Strengthening interventions increase strength and improve activity after stroke: a systematic review. *Aust J Physiother.* 2006;52(4):241-8.

11. Aruin AS, Hanke T, Chaudhuri G et al. Compelled weight-bearing in person with hemiparesis following stroke: the effect of a lift insert and goal-directed balance exercise. *J Rehabil Res Dev*. 2000;37(1):65-72.
12. Potter CL, Cairns MC, Stokes M. Use of ultrasound imaging by physiotherapists: a pilot study to survey use, skills and training. *Man Ther*. 2012;17(1):39-46.
13. Whittaker JL, Warner MB, Stokes MJ. Imaging transducer motion during clinical maneuvers: respiration, active straight leg raise test and abdominal drawing in ultrasound. *Ultrasound Med Biol*. 2010;36(8):1288-97.
14. Rezasoltani A. The applicability of muscle ultrasonography in physiotherapy researches. *J Phys Ther Sci*. 2003;15(1):33-7.
15. Brown SH, McGill SM. A comparison of ultrasound and electromyography measures of force and activation to examine the mechanics of abdominal wall contraction. *Clin Biomech*. 2010;25(2):115-23.
16. Hides J, Wilson S, Stanton W et al. An MRI investigation into the function of the transversus abdominis muscle during 'drawing-in' of the abdominal wall. *Spine*. 2006;31(6):175-8.
17. McMeeken JM, Beith ID, Newham DJ et al. The relationship between EMG and change in thickness of transversus abdominis. *Clin Biomech*. 2004;19(4):337-42.
18. Rankin G, Stokes M, Newham DJ. Abdominal muscle size and symmetry in normal subjects. *Muscle Nerve*. 2006;34(3):320-6.
19. Ferreira PH, Ferreira ML, Hodges PW. Changes in recruitment of the abdominal muscles in people with low back pain: ultrasound measurement of muscle activity. *Spine*. 2004;29(22):2560-6.
20. Takai Y, Katsumata Y, Kawakami Y et al. Ultrasound method for estimating the cross-sectional area of the psoas major muscle. *Med Sci Sports Exerc*. 2011;43(10):2000-4.
21. Jeong JG, Kim KY, Kim JM et al. Age related analysis of ultrasound images of normal skeletal muscle. *Phys Ther Kor*. 2006;13(1):47-53.
22. Wernbom M, Augustsson J, Thomeé R. The influence of frequency, intensity, volume and mode of strength training on whole muscle cross-sectional area in humans. *Sports Med*. 2007;37(3):225-64.
23. Jeon IC, Jang JH. Comparison of tibialis anterior muscle activity and dorsiflexor strength according to toe postures. *J Musculoskelet Sci Technol*. 2020;4(1):13-7.
24. Song WR, Kim SY, Jang HJ. A comparison of change in thickness for lower trapezius muscle during lower trapezius muscle isometric exercise and reliability of ultrasound imaging. *Phys Ther Kor*. 2012;19(3):31-9.
25. Moreau NG, Teeffey SA, Damiano DL. In vivo muscle architecture and size of the rectus femoris and vastus lateralis in children and adolescents with cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol*. 2009;51(10):800-6.
26. Lee HJ, Kim MK, Ha HG et al. Comparison of muscle architecture of lower extremity using rehabilitative ultrasound image in young adults: a comparative study of muscle cross-sectional area of lower extremity of Seoul and Hanoi in Vietnam. *J Kor Phys Ther*. 2014;26(5):324-30.
27. Kang ST, Kang SY, Kim KS et al. Changes in the cross-sectional area of the abductor hallucis during the toe-spread-out exercise at different ankle positions. *J Kor Phys Med*. 2020;15(2):121-8.
28. Cho KH, Lee HJ, Lee WH. Reliability of rehabilitative ultrasound imaging for the medial gastrocnemius muscle in poststroke patients. *Clin Physiol Funct Imaging*. 2014;34(1):26-31.
29. Kang SY, Choung SD, Kim MH et al. Relationship between angle of metatarsophalangeal joint and abductor hallucis in hallux valgus. *J Kor Phys Ther*. 2014;26(2):56-61.
30. Condon SM, Hutton RS. Soleus muscle electromyographic activity and ankle dorsiflexion range of motion during four stretching procedures. *Phys Ther*. 1987;67(1):24-30.
31. Sady SP, Wortman M, Blanke D. Flexibility training: Ballistic, static or proprioceptive neuromuscular facilitation. *Arch Phys Med Rehabil*. 1982;63(6):261-3.
32. Neumann DA. Kinesiology of the musculoskeletal system-e-book: foundations for rehabilitation. Philadelphia, Mosby, 2016:600-13.
33. Park HJ. Effects of 4-week selective tibialis anterior strengthening in individuals with ankle dorsiflexor weakness. Yonsei University. Dissertation of Master's Degree. 2016.