



저작자표시-비영리-변경금지 2.0 대한민국

이용자는 아래의 조건을 따르는 경우에 한하여 자유롭게

- 이 저작물을 복제, 배포, 전송, 전시, 공연 및 방송할 수 있습니다.

다음과 같은 조건을 따라야 합니다:



저작자표시. 귀하는 원저작자를 표시하여야 합니다.



비영리. 귀하는 이 저작물을 영리 목적으로 이용할 수 없습니다.



변경금지. 귀하는 이 저작물을 개작, 변형 또는 가공할 수 없습니다.

- 귀하는, 이 저작물의 재이용이나 배포의 경우, 이 저작물에 적용된 이용허락조건을 명확하게 나타내어야 합니다.
- 저작권자로부터 별도의 허가를 받으면 이러한 조건들은 적용되지 않습니다.

저작권법에 따른 이용자의 권리는 위의 내용에 의하여 영향을 받지 않습니다.

이것은 [이용허락규약\(Legal Code\)](#)을 이해하기 쉽게 요약한 것입니다.

[Disclaimer](#)

석사학위논문

족부아치형태가 동적균형능력검사 시
하지 근활성 및 운동단위 방전특성에
미치는 영향

고수현

제주대학교 대학원
체육학과

2024년 2월



족부아치형태가 동적균형능력검사 시
하지근활성 및 운동단위의 방전특성에
미치는 영향

이 논문을 체육학 석사 학위논문으로 제출함

고 수 현

제주대학교 대학원

체육학과

지도교수 노 병 주

고수현의 체육학 석사 학위논문을 인준함

2023년 12월

심사위원장

김 성 표



위 원

서 태 범



위 원

노 병 주



목 차

I. 서론	1
1. 연구의 필요성	1
2. 연구의 목적	4
3. 연구의 가설	5
4. 연구의 제한점	6
5. 용어정의	7
II. 이론적 배경	9
III. 연구방법	14
1. 연구설계	14
2. 연구대상	15
3. 측정항목 및 방법	18
1) 발배뼈하강검사	18
2) 동적균형능력검사	18
3) 무선표면근전도	19
(1) 하지 근활성도 측정	20
(2) 운동단위 방전 특성 측정	21
4. 자료처리	23
IV. 연구결과	24
V. 논의	49
VI. 결론 및 제언	53
참고문헌	54

< List of Tables >

Table 1. Demographic characteristics	16
Table 2. Results of one-way ANOVA for demographic characteristics	17
Table 3. sEMG sensor locations	22
Table 4. Manual muscle test methods	22
Table 5. Descriptives for normalized reach distance during mSEBT among the arch groups	24
Table 6. Results of one-way ANOVA for normalized reach distance during mSEBT among the arch groups	25
Table 7. Descriptives for muscle activation in anterior direction during mSEBT among the arch groups	27
Table 8. Results of one-way ANOVA for muscle activation in anterior direction during mSEBT among the arch groups	28
Table 9. Descriptives for muscle activation in posteromedial direction during mSEBT among the arch groups	30
Table 10. Results of one-way ANOVA for muscle activation in posteromedial direction during mSEBT among the arch groups	31
Table 11. Descriptives for muscle activation in posterolateral direction during mSEBT among the arch groups	33
Table 12. Results of one-way ANOVA for muscle activation in posterolateral direction during mSEBT among the arch groups	34
Table 13. Descriptives for motor unit firing behaviors of tibialis anterior and peroneus longus in anterior direction during mSEBT among the arch groups	36
Table 14. Results of one-way ANOVA for motor unit firing behaviors of tibialis anterior and peroneus longus in anterior direction during mSEBT among the arch groups	37
Table 15. Descriptives for motor unit firing behaviors of tibialis anterior and peroneus longus in posteromedial direction during mSEBT among the arch groups	40
Table 16. Results of one-way ANOVA for motor unit firing behaviors of tibialis anterior and peroneus longus in posteromedial direction during mSEBT	

among the arch groups	41
Table 17. Descriptives for motor unit firing behaviors of tibialis anterior and peroneus longus in posterolateral direction during mSEBT among the arch groups ·	44
Table 18. Results of one-way ANOVA for motor unit firing behaviors of tibialis anterior and peroneus longus in posterolateral direction during mSEBT among the arch groups	45

< List of Figures >

Figure 1. The decomposition of EMG signals into constituent individual motor unit action potentials	12
Figure 2. Flow chart of the experimental procedure	14
Figure 3. Surface EMG sensor locations	20
Figure 4. The wireless sEMG NeuroMap system and sensor placements	21
Figure 5. Normalized score for three different directions of modified star excursion balance test among the arch groups	26
Figure 6. EMG activity of the gastrocnemius medialis, the gastrocnemius lateralis, the soleus, the vastus medialis, the rectus femoris, the vastus lateralis, the long head of biceps femoris in anterior direction during mSEBT among the arch groups	29
Figure 7. EMG activity of the gastrocnemius medialis, the gastrocnemius lateralis, the soleus, the vastus medialis, the rectus femoris, the vastus lateralis, the long head of biceps femoris in posteromedial direction during mSEBT among the arch groups	32
Figure 8. EMG activity of the gastrocnemius medialis, the gastrocnemius lateralis, the soleus, the vastus medialis, the rectus femoris, the vastus lateralis, the long head of biceps femoris in posterolateral direction during mSEBT among the arch groups	35
Figure 9. The number of motor unit recruitments of the tibialis anterior and peroneus longus in anterior direction during mSEBT among the arch groups	38
Figure 10. The mean firing rates of the tibialis anterior and peroneus longus in anterior direction during mSEBT among the arch groups	39
Figure 11. The coefficient of variance of inter-pulse interval of the tibialis anterior and peroneus longus in anterior direction during mSEBT	

	among the arch groups	39
Figure 12.	The number of motor unit recruitments of the tibialis anterior and peroneus longus in posteromedial direction during mSEBT among the arch groups	42
Figure 13.	The mean firing rates of the tibialis anterior and peroneus longus in posteromedial direction during mSEBT among the arch groups	43
Figure 14.	The coefficient of variance of inter-pulse interval of the tibialis anterior and peroneus longus in posteromedial direction during mSEBT among the arch groups	43
Figure 15.	The number of motor unit recruitments of the tibialis anterior and peroneus longus in posterolateral direction during mSEBT among the arch groups	46
Figure 16.	The mean firing rates of the tibialis anterior and peroneus longus in posterolateral direction during mSEBT among the arch groups	47
Figure 17.	The coefficient of variance of inter-pulse interval of the tibialis anterior and peroneus longus in posterolateral direction during mSEBT among the arch groups	47

족부아치형태가 동적균형능력검사 시 하지 근활성 및 운동단위의 방전특성에 미치는 영향

고 수 현

제주대학교 대학원 체육학과

국문초록

본 연구는 건강한 성인을 대상으로 족부 아치의 형태적 특성에 따른 modified star excursion balance test (mSEBT) 시 동적균형능력, 하지 근활성 및 운동단위 방전 특성 차이를 분석하는 것을 목적으로 하였다. 77명의 건강한 성인에게 발배뼈 하강 검사(navicular drop test)를 실시하여 편평족(low arch (LA) group), 정상족(normal arch (NA) group), 요족(high arch (HA) group) 각 14명씩 세 그룹으로 분류하였다. mSEBT 시 하지 근활성 및 운동단위 방전특성을 확인하기 위하여 안쪽 장딴지근(gastrocnemius medialis, GM), 가쪽 장딴지근(gastrocnemius lateralis, GL), 가자미근(soleus, SOL), 안쪽 넓은근(vastus medialis, VM), 넓다리곧은근(rectus femoris, RF), 가쪽 넓은근(vastus lateralis, VL), 넓다리두갈래근 장두(long head of biceps femoris, BF)에 surface EMG 센서를 부착하였고, 앞정강근(tibialis anterior, TA)과 긴종아리근(peroneus longus, PL)에 decompose EMG 센서를 부착하였다. mSEBT 시 앞쪽, 뒀안쪽, 뒀가쪽 세

방향의 표준화된 도달거리, 7개 근육의 근활성도(% maximum voluntary isometric contraction), 2개 근육의 운동단위 방전특성(운동단위 동원개수, 방전율, 활동전위 사이 간격의 변동성)을 분석에 사용하였으며, 세 그룹간 차이를 확인하기 위하여 일원배치분산분석을 실시하였다. mSEBT의 앞쪽 방향에서 HA group의 VL의 활성도가 NA group과 LA group보다 높게 나타났으며, LA group의 TA의 활동전위사이 간격의 변동성이 NA group보다 높게 나타났다($p < 0.05$). 동일한 방향에서, HA group의 VM의 활성도가 LA group보다 높은 경향을 보였다. mSEBT의 뒤가쪽 방향에서 NA group의 TA의 방전율이 LA group과 HA group보다 높게 나타났다($p < 0.05$). 동일한 방향에서 LA group의 PL의 방전율이 HA group보다 낮은 경향을 보였다. mSEBT의 표준화된 도달거리에는 세 그룹간 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았다.

족부 아치 형태에 따라 동적균형능력에는 차이가 나타나지 않았으나 하지 근활성도 및 아치 형성에 관여하는 TA와 PL의 운동단위 방전특성과 움직임 조절하는 메커니즘의 차이가 존재하는 것으로 나타났다.

I. 서론

1. 연구의 필요성

발(foot)은 신체의 가장 하단부에 위치하여 체중을 지지하고 충격을 흡수하며, 균형을 유지할 때에 지지면을 제공하는 역할을 한다(Cote et al., 2005; Hertel et al., 2002). 이러한 기능을 하는 발에는 가로아치(transverse arch)와 가쪽 세로아치(lateral longitudinal arch), 안쪽 세로아치(medial longitudinal arch) 3가지의 아치가 존재한다(Yamauchi & Koyama, 2019). 이러한 아치 구조는 체중 부하가 발생하는 정적 또는 동적인 움직임 시에 발과 같이 중요한 역할을 한다(Zhao et al., 2017). 특히, 안쪽 세로아치는 보행이나 움직임 시에 충격흡수(Nagano et al., 2018) 및 균형유지(Kelly et al., 2012)를 담당한다. 안쪽 세로아치의 높이에 따라서 편평족(low-arched foot), 정상족(neutral foot), 요족(high-arched foot)으로 구분할 수 있다(O'Brien & Tyndyk, 2014). 편평족은 정상족에 비해 아치의 높이가 낮고 목말밑관절(subtalar joint)의 과도한 옆침(hyperpronation)의 특징을 보이고, 요족은 아치의 높이가 높으며 과도한 뒤침(hypersupination)의 특징을 보인다(Tsai et al., 2006). 아치의 형태에 따른 인체의 생체역학적 변화는 근골격계 부상과 통증을 유발시키며, 편평족과 요족은 정상족에 비해 상하지 손상의 발생 위험이 증가시키는 것으로 알려졌다(Zhao et al., 2017). 특히, 편평족은 내측경골스트레스증후군(medial tibial stress syndrome, MTSS)과 대퇴동통증후군(patellofemoral pain syndrome)의 발생위험이 높고(Neal et al., 2014; Noh et al., 2015), 요족은 발목 염좌(lateral ankle sprain)와 장경인대증후군(iliotibial band syndrome)의 발생위험이 높은 것으로 보고되고 있다(Williams et al., 2001). 족부아치의 형태에 따라 발에서 지지면적에 차이가 생기는데, 이는 발바닥의 구심성 감각 정보(plantar sensory information) 변화를 유발시켜(Hertel et al., 2002) 균형능력과 자세조절(postural control)에 영향을 미치게 된다(Cote et al., 2005).

균형능력은 인체의 지지면 내에서 신체의 무게중심(center of gravity)을 위치시키는 능력을 말하고(Guskiewicz et al., 1996), 정적인 상태에서의 균형능력(static balance)와 동적인 상태에서의 균형능력(dynamic balance)로 나뉜다(Gribble et al., 2004; Gribble et al., 2006; Olmsted et al., 2004; Winter et al., 1990). 정적 균형능력은 최소한의 움직임으로 안정적인 지지면을 유지하는 능력을 의미하며, 동적균형능력은 특정한 움직임을 수행하는 동안 안정적인 지지면을 유지하는 능력을 의미한다(Gribble et al., 2012). 동적균형능력은 일상생활과 스포츠활동에서 자세유지, 동작수행 및 부상과 낙상을 예방하기 위해 필수적이므로 이를 유지하는 것이 중요하다(Cote et al., 2005; Neptune & Vistamehr, 2019, Ringhof & Stein, 2018). 동적균형능력을 측정하는 여러 방법 중 대표적으로 star excursion balance test (SEBT)가 있다. SEBT는 한 다리를 single leg squat 자세로 유지하며 반대편 다리를 앞쪽(anterior, ANT), 가쪽(lateral), 안쪽(medial), 뒤가쪽(posterolateral, PL), 뒤안쪽(posteromedial, PM), 앞가쪽(anterolateral), 앞안쪽(anteromedial), 뒤쪽(posterior)의 8개 방향으로 뻗어 도달한 거리에 따라 동적균형능력과 자세조절을 평가하는 검사이다(Gribble & Hertel, 2003). 그러나 최근에는 SEBT를 ANT, PM, PL의 3방향으로 단순화시켜 기존 검사의 신뢰성과 일관성을 유지하고 검사시간을 절약할 수 있는 modified SEBT (mSEBT)를 사용하고 있다(Picot et al., 2021). 족부 아치 형태에 따라 SEBT를 이용한 동적균형능력의 차이를 살펴본 Gribble & Hertel (2003)과 Olmsted & Hertel (2004)의 연구에서는 아치 형태에 따라 동적균형능력의 차이가 나타나지 않았다고 보고하였다. Sudhakar et al. (2018)과 김창영 등(2020)의 연구에서는 요족에서 더 좋은 균형능력을 가지고 있는 것으로 나타나 상반된 결과를 보이고 있다.

족부 아치는 국부적 안정자(local stabilizer) 역할을 하는 내재근(intrinsic muscles)과 움직임을 담당하는 외재근(extrinsic muscles)을 통해 형성 및 지지된다(McKeon et al., 2015). 이러한 발과 발목의 근육은 아치를 유지시킬뿐만 아니라 움직임 시에 중요한 역할을 한다(Zhao et al., 2017). 또한, 앞정강근(tibialis anterior, TA), 긴종아리근(peroneus longus, PL) 등과 같은 외재근은 부상을 예방하기 위한 동적 방어 메커니즘(dynamic defense mechanism)의 역할을 하는 것으로 알려져 있으며(Mitchell et al., 2008), 아치 형태에 따라 하지 근육의 신경근 조절(neuromuscular

control)이 변화하게 된다. 신경근 조절에 관여하는 요인 중 하나인 근활성도 (Karagiannakis et al., 2020)를 살펴본 선행연구에 따르면 편평족의 경우 요족이나 정상족에 비해 보행 시 TA의 활성도가 증가하였고, PL의 활성도는 감소하는 것으로 나타났다(Murley et al., 2009). 또한, 움직임 시 신체는 각각의 근신경 동원 및 방전 전략(neuromuscular recruitment and firing strategies)을 통하여 힘을 발생시켜 움직임을 만든다(Erimaki et al., 2013). 근활성도를 통해 아치 형태에 따른 기능적 문제(functional deficits)와 보상작용을 확인할 수 있고(Koshino et al., 2020), 근육의 전기적 신호를 분해(decomposition)하여 근신경 동원 전략을 조사할 수 있지만 아치 형태별로 동적균형능력 검사 시 균형유지에 관여하는 하지 근육의 활성도 및 근신경 동원을 살펴본 선행연구는 부족한 실정이다.

선행연구를 종합해보면 족부의 아치 높이 변화는 움직임 수행 시 자세 유지와 동적균형능력에 영향을 미치게 되며, 이는 운동수행력 감소와 부상을 유발하는 원인으로 작용한다. 족부 아치 형태에 따라 움직임 시 전략에 차이가 발생한다는 선행연구가 존재하나(Murley et al., 2009), 차이에 대한 기전(mechanism) 연구는 부족하여 움직임에 관여하는 근육의 운동단위의 동원 및 방전 특성을 확인함으로써 이를 규명하는 것이 필요하다. 따라서 본 연구에서는 족부 아치 형태에 따라 동적균형능력 및 하지 근육의 활성, 족부 아치 유지에 관여하는 근육들의 운동단위 방전 특성을 분석하고자 한다.

2. 연구의 목적

본 연구의 목적은 건강한 성인을 대상으로 족부 아치의 형태적 특성에 따른 동적균형능력 검사(mSEBT) 시 동적균형능력과 하지 근활성 및 운동단위 방전 특성 차이를 분석하는 것이다.

3. 연구의 가설

본 연구의 가설은 다음과 같다.

- 1) 동적균형능력 검사 시 족부의 아치 형태에 따라 동적균형능력에 차이가 나타날 것이다.
- 2) 동적균형능력 검사 시 족부의 아치 형태에 따라 하지 근육의 활성화도에 차이가 나타날 것이다.
- 3) 동적균형능력 검사 시 족부의 아치 형태에 따라 TA와 PL의 운동단위 방전 특성에 차이가 나타날 것이다.

4. 연구의 제한점

본 연구는 다음과 같은 제한점이 있다.

- 1) 대상자의 생리적, 심리적 요인을 통제하지 못하였다.
- 2) 대상자의 생활습관이나 운동량을 통제하지 못하였다.

5. 용어 정의

본 연구에서 사용하는 용어의 정의는 다음과 같다.

1) 족부 아치(foot arch height)

체중 부하 전-후의 발배뼈 거친면(navicular tuberosity)으로부터 지면까지의 높이 차이를 말한다. 높이 차이가 5 mm 미만인 경우를 요족, 5-9 mm 인 경우를 정상족, 10 mm 이상인 경우를 편평족의 3가지로 분류할 수 있다.

2) 동적균형능력(dynamic balance abilities)

특정한 움직임 수행하는 동안 안정적인 지지면을 유지하는 능력을 말한다. 일상 생활과 스포츠 활동에서 필수적이며, 동적균형능력이 부족할 경우 낙상이나 부상의 발생 위험이 높아진다.

3) 근활성도(muscle activation)

근육이 활성화되어 활동하는 정도를 나타내는 개념을 말한다. 움직임을 하기 위해 근육이 수축·이완함에 따라 이에 따라 변화하게 되며, 근전도(electromyography, EMG)를 이용하여 전기적인 신호로써 측정할 수 있다. 최대 수의적 등척성 수축(maximum voluntary isometric contraction, MVIC)을 통해 그 활동 정도를 백분율 %MVIC로 표준화할 수 있다.

4) 운동단위 방전 특성(motor unit firing properties)

운동단위의 동원, 방전율, 동원 역치 등과 같은 특성을 말하며 EMG 신호를 분해하여 근육 동원 시 운동단위의 개별 활동전위(motor unit action potential)를 분석할 수 있다.

(1) 동원(motor unit number of recruitment)

연관된 근섬유들의 활성을 유발하는 특정 운동신경세포의 활성을 말한다. 운동단위는 크기순서로 순차적으로 동원(orderly recruitment)되며, 동원된 운동단위의 수가 많을수록 큰 힘을 낼 수 있게 된다. 또한, 가장 작은 운동단위가 먼저 동원되고 가장 큰 운동단위가 나중에 동원(size principle)되어 힘의 전개를 부드럽게 조절할 수 있다.

(2) 방전율(motor unit firing rate)

운동뉴런에서 근섬유로 신경자극이 도달하는 속도(비율)을 말한다. 동원된 운동단위는 연속적으로 활동을 하게 된다. 먼저 동원된 운동단위의 방전율이 높고, 나중에 동원된 운동단위의 방전율은 낮다.

(3) 전위 사이 간격(inter-pulse interval)

운동단위의 활동전위(action potential)간의 연속적인 간격을 말한다. 전위 사이의 간격이 좁을수록 신경자극이 도달하는 속도가 빠르고, 간격이 넓을수록 신경자극이 도달하는 속도가 느리다.

(4) 변동계수(coefficient of variance)

변동성 또는 불안정성을 확인할 수 있는 척도로서, 표준편차를 평균으로 나누어 100을 곱하여 표현하며 값이 클수록 안정성이 떨어지는 것으로 평가할 수 있다.

II. 이론적 배경

1. 발의 아치

발은 가로아치, 가쪽 세로아치, 안쪽 세로아치 3가지의 아치가 존재한다(Yamauchi & Koyama, 2019). 그 중 안쪽세로아치는 움직임 시 충격을 흡수하는 역할을 하고, 스프링과 같은 역할을 하여 균형을 유지하도록 한다(Donatelli, 2009). 안쪽 세로 아치 높이에 따라 편평족, 정상족, 요족 3가지로 구분할 수 있으며(O'Brien & Tyndyk, 2014), 아치 높이의 변화는 하지의 손상과 관련이 있는데(Gabel et al., 2012) 편평족은 안쪽 세로아치 높이가 낮고, 목말밑관절의 과도한 옆침, 발앞부(foot)의 안쪽굽음(varus), 발뒤부(rearfoot)의 가쪽굽음(valgus)된 특징을 가진다고 보고하였고(Root, 1977), 이러한 정렬의 문제에 기인하여 족저근막염(Pohl et al., 2009), MTSS (Newman et al., 2013; Noh et al., 2015)이나 대퇴동통증후군(Neal et al., 2014)과 같은 부상 발생 위험이 증가하는 것으로 알려져 있다. 또한, 아킬레스건염(achilles tendinitis), 무지외반증(hallux valgus), 뒤정강근(tibialis posterior)과 TA의 과사용증후군(over-use syndrome)도 편평족과 관련이 있다(김창영 등, 2020). 반면, 요족은 안쪽 세로아치 높이가 높고, 목말밑관절의 과도한 뒤침, 발앞부의 가쪽굽음, 발뒤부의 안쪽굽음의 특징을 가지며(Root, 1997), 충격흡수 능력이 떨어지고, 발목염좌(lateral ankle sprain) (William & McClay, 2000)와 장경인대증후군(Williams et al., 2001)과 같은 손상을 유발한다.

족부에서의 정렬 문제를 교정하기 위해 발의 외재근과 내재근을 강화시켜 아치의 높이를 적절히 유지할 수 있도록 하며, 발의 기능을 정상적으로 유지하기 위해 발가락 말기운동(toe curl exercise)나 발바닥을 바닥에 붙인 채로 진행하는 숏 풋 운동(short foot exercise), 인솔(insole) 혹은 아치 서포터(arch supporter) 삽입과 같은 방법이 사용된다(Kim et al., 2021). 숏 풋 운동은 체중 부하 시 안쪽 세로아치를 지지하고 옆침을 조절하는 역할을 하는 엄지벌림근(adductor hallucis)을 활성화하여(Headlee et al., 2008) 안쪽 세로아치가 낮아지는 것을 예방한다고 보고하였다(Jung et al., 2011). 인

솔 및 아치 서포터는 신발 안에 삽입하여 안쪽 세로아치를 지지하고 발목관절의 가쪽변짐을 제한하는 효과가 있다고 보고되었다(Marzano, 2014). 외재근을 강화하기 위해 세라밴드 등을 이용한 발의 안쪽변짐 저항운동과 발의 뒤침 상태를 유지하도록 하는 저항 운동이 효과적이라고 하였으며(Kulig et al., 2004), 이를 통해 안쪽 세로 아치 높이 개선에 영향을 주었다고 보고하였다(Lee & Choi, 2016).

2. 족부아치형태에 따른 균형능력

발은 인체의 가장 하단부에 위치하며 체중을 지지할 때 지지면을 제공하는 역할을 하는데, 균형을 유지할 때 아치 높이 변화에 따른 지지면적의 변화는 균형 능력과 자세조절에 영향을 준다고 보고하였다(Cote et al., 2005).

족부 아치 형태에 따른 정적균형능력을 살펴본 선행연구는 상반된 결과를 보이고 있다. 일부 연구에서는 족부 아치 형태에 따라 정적균형능력에 차이가 있다고 보고하였고(Cote et al., 2005; Huang et al., 2019), Cote et al. (2005)의 연구에서는 편평족이 정상족에 비해 정적균형능력이 낮은 것으로 나타났다. 그러나 일부 연구에서는 이와는 다르게 편평족과 요족 간에 차이가 나타나지 않다고 보고하였다(Kim et al., 2015; Tsai et al., 2006).

SEBT와 같이 동적균형을 유지하며 비체중 부하 다리(non-weight bearing leg)를 뺀 동작을 수행하는 동안 체중 부하(weight bearing) 쪽의 발, 발목, 무릎, 엉덩관절의 결합된 움직임, 충분한 근력과 관절가동범위(range of motion), 고유수용성감각(proprioception), 신경근 조절을 필요로 하며(Olmsted et al., 2002), 도달 거리가 멀어질수록 균형과 신경근 조절에 대한 요구(demand)가 커지게 된다(Earl et al., 2001). 앞서 언급한 정적균형능력에 대한 연구 결과에서와 같이 족부 아치 형태에 따른 동적균형능력의 차이를 살펴본 연구 역시 상반된 결과를 보이고 있는데, 일부 선행 연구에서는 족부 아치 형태에 따라 동적균형능력에 차이가 없는 것으로 나타났다(Gribble & Hertel, 2003; Hyong et al., 2016; Olmsted & Hertel, 2004). 그러나, 일부 선행 연구에서는 족부 아치 형태에 따라 동적균형 능력에 차이가 있는 것으로 나타났다. Hertel et al. (2002)의 연구에서는 편평족

의 균형능력이 좋은 것으로 나타났다. 그 이유로 편평족의 경우 체중 부하 시 지지면적이 넓어지게 되어 발바닥피부감각(plantar cutaneous sensory)의 기능이 향상되며 자세 유지에 도움을 주었기 때문이라고 보고하였다. Sudhakar et al. (2018), 김창영 등(2020)의 연구에서는 요족이 편평족과 정상족에 비해 균형능력이 좋은 것으로 나타났다. 그 이유로 요족의 경우, 아치 높이가 높아질 경우 내재근의 구심성 정보가 증가하게 되어 균형 유지에 도움을 주었기 때문이라고 보고하였다(Cote et al., 2005).

3. 족부아치형태에 따른 하지의 근활성도

일반적으로 보행 시 발뒤축 접지기(heel strike)와 발바닥 접지기(foot flat)에서 편평족은 정상족에 비해 TA의 활성이 높아지고, PL의 활성이 낮아지며, 중간지지기(midstance)에서도 편평족의 PL의 활성이 정상족에 비해 낮아지고 뒤정강근의 활성이 높아지는 것으로 보고하였다(Murley et al., 2009). 발뒤축 접지기와 발바닥 접지기에서 TA는 발목의 옆침에 저항하고, 발바닥굽힘(plantar flexion)을 감속하는 역할을 하여 정상족에 비해 편평족의 활성이 증가되는 것으로 보고하였다(Hunt et al., 2001). 또한, 편평족의 경우 안쪽 세로아치에 많은 부하가 가해져 이를 예방하기 위해 뒤정강근의 활성이 증가되고, 발의 바깥 부분이 비교적 안정적이기 때문에 PL의 활성이 감소한다고 알려져 있다(Hunt et al., 2001). 족부 아치 형태에 따른 보행 시 엉덩관절의 근활성을 살펴본 선행연구에 따르면, 편평족의 경우 중간지기기에서 중간볼기근(gluteus medius)의 활성이 정상족과 요족에 비해 높은 것으로 나타났다(Khodaveisi et al, 2016). 아치 형태별 SEBT 시 근활성도를 살펴본 Lee et al. (2022)의 연구에서는 편평족과 정상족 두 그룹 간 TA, PL, 안쪽 장딴지근과 가쪽 장딴지근 활성도에 차이가 없는 것으로 나타났다.

4. 운동단위 방전특성

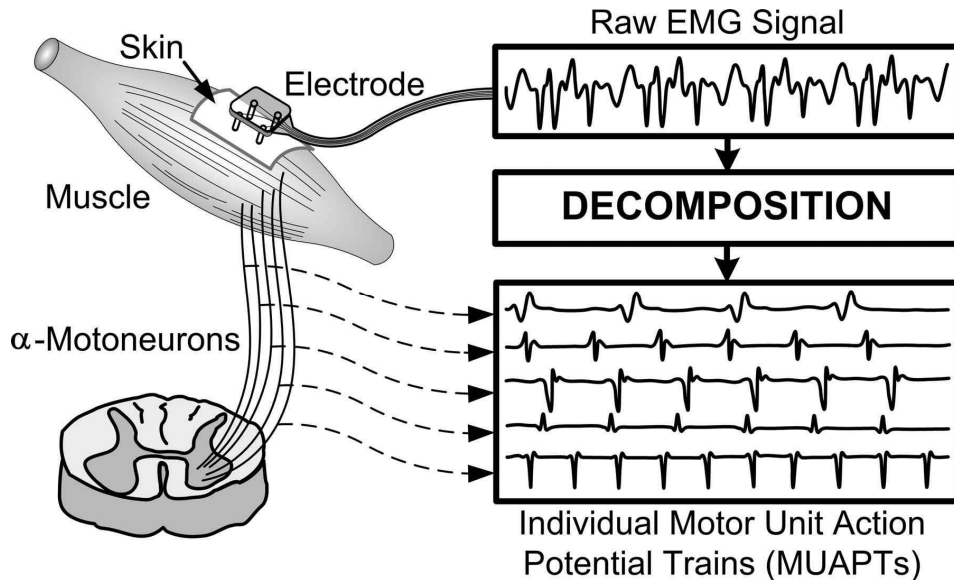


Figure 1. The decomposition of EMG signals into constituent individual motor unit action potentials (De Luca et al., 2006).

근육의 활성정도는 EMG를 이용하여 측정할 수 있으며 이러한 근전도 신호는 동원된 모든 운동단위의 활동전위로 구성된다. 이러한 운동단위의 활동전위를 개별 운동단위의 활동전위로 분해할 경우 동원된 운동단위의 특성을 확인할 수 있다(De Luca et al., 2006).

동원은 연관된 근섬유들의 활성을 유발하는 특정 운동신경세포의 활성을 말한다(Petajan, 1991). 헤네만의 크기원리에 따라 운동단위의 동원 순서는 가장 작은 운동단위가 먼저 동원되고 가장 큰 운동단위가 나중에 동원되어(Henneman, 1957) 힘의 전개를 부드럽게 조절할 수 있고, 동원된 운동단위의 수가 많을수록 큰 힘을 낼 수 있게 된다. 근섬유들의 활성을 유발하기 위한 힘의 수준을 동원역치라 하는데(Jesunathadas et al., 2010), 동원역치가 높은 운동단위가 역치수준이 낮은 운동단위보다 더 큰 힘을 발휘할 수 있다(De Luca & Contessa, 2015). 또한, 동원된 운동단위의 활동 빈도를 의미하는 방전율은 운동뉴런에서 근섬유로 신경자극이 도달하는 속도를 말하며(Kanosue et al., 1979), 동원된 운동단위는 연속적으로 활동하게 된다. 먼저 동원된 운동단위의 방전율이 높으며, 나중에 동원된

운동단위의 방전율은 낮다(De Luca et al., 1982; De Luca & Contessa, 2012). 이러한 방전율과 동원 역치 사이의 관계가 양과껍질과 닮았다고 하여 이를 onion skin scheme이라고 한다(De Luca & Erim, 1994). 활동전위 사이의 간격은 운동단위의 활동전위간의 연속적인 간격으로 정의되며(De Luca & Forrest, 1973), 활동전위 사이 간격의 변동성(variability)은 표준편차를 평균으로 나누고 100을 곱하여 변동계수(coefficient of variance, CV)로 확인할 수 있는데, 이 값이 클수록 안정성이 떨어진다고 한다(Hunter et al., 2008).

Ⅲ. 연구방법

1. 연구설계

본 연구의 설계는 모집된 연구대상자에게 발배뼈 하강 검사(navicular drop test, NDT)를 실시하여 high arch (HA) group, normal arch (NA) group, low arch (LA) group의 세 그룹으로 분류하여 mSEBT 검사 시 각 그룹별 동적균형 능력 및 하지 근활성, 운동단위 방전 특성을 검증하였다. 본 연구의 전체적인 실험절차는 <Figure 2>와 같다.

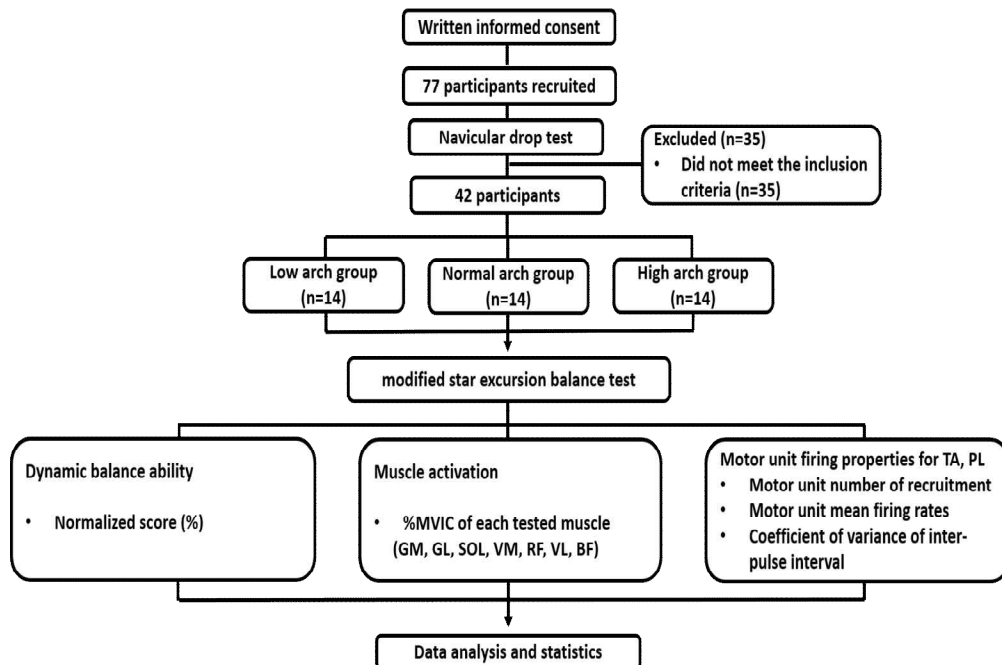


Figure 2. Flow chart of the experimental procedure.

2. 연구대상

본 연구는 제주대학교 생명윤리위원회의 승인을 받은 이후(JJNU-IRB-2022-060), 만 19세 이상의 건강한 젊은 성인을 대상으로 실시하였다. G*Power 프로그램 (G*Power 3.1.9.2. Franz Faul, University of Kiel, Kiel, Germany)을 사용하여 유의수준(α)=0.05, 검정력($1-\beta$)=0.8, 효과크기=0.5, 집단 개수는 3개로 F-test를 이용했을 때 최소 각 집단별 14명으로 계산되었다. 연구대상자들은 측정일로부터 6개월 이내에 균형장애, 전정기관질환 및 근골격계 질환이 없는 사람으로 총 77명의 피험자가 모집되었다. 연구대상자들에게는 실험 전 연구의 목적과 방법에 대해 충분한 설명을 제공하고, 연구 참여에 동의한 대상자들은 참여 동의서를 작성하도록 하였다.

NDT를 이용하여 족부 아치의 높이를 측정하고 체중 부하 전-후의 높이 차이가 5 mm 미만인 경우를 HA group, 5-9 mm 인 경우를 NA group, 10 mm 이상인 경우를 LA group의 세 그룹으로 분류하고(Brody, 1982; Langley et al., 2016), 각 그룹별 조건에 부합되지 않은 피험자(n=35)를 제외한 각 집단별 14명씩 총 42명이 본 연구에 참여하였다.

연구에 참여하는 대상자들은 실험 장소에 방문하여 설문 및 측정을 통하여 나이(age), 키(height), 몸무게(weight), 체질량지수(body mass index), 족부 아치 높이(foot arch height)와 다리길이(leg length)를 측정하였다.

본 연구대상자들의 특성은 <Table 1>, <Table 2>와 같다.

Table 1. Demographic characteristics.

	Low arch (n=14)	Normal arch (n=14)	High arch (n=14)
Age (years)	21.4 ± 1.9	22.5 ± 2.1	22.8 ± 2.5
Height (cm)	167.2 ± 6.6	168.2 ± 5.1	170.1 ± 9.9
Weight (kg)	65.6 ± 9.8	64.1 ± 9.1	70.1 ± 14.7
BMI (kg/m ²)	23.4 ± 2.5	22.6 ± 2.2	24.0 ± 3.4
Mean arch height (mm)	11.4 ± 1.7	7.3 ± 1.3	4.0 ± 0.4
Dominant leg length (cm)	86.1 ± 4.3	86.1 ± 2.8	87.3 ± 5.6
Non-dominant leg length (cm)	86.2 ± 4.4	86.3 ± 2.9	87.3 ± 5.9

Mean ± Standard deviation; BMI; body mass index.

Table 2. Results of one-way ANOVA for demographic characteristics.

Variables		SS	df	MS	F	p	ES
Age (years)	Between Groups	14.333	2	7.167	1.492	0.237	0.079
	Within Groups	187.286	39	4.802			
	Total	201.619	41				
Height (cm)	Between Groups	61.223	2	30.612	0.545	0.584	0.018
	Within Groups	2189.313	39	56.136			
	Total	2250.536	41				
Weight (kg)	Between Groups	277.166	2	138.583	1.051	0.359	0.027
	Within Groups	5143.053	39	131.873			
	Total	5420.219	41				
BMI (kg/m ²)	Between Groups	14.812	2	7.406	0.992	0.380	0.037
	Within Groups	291.264	39	7.468			
	Total	306.077	41				
Mean arch height (mm)	Between Groups	385.528	2	192.764	125.992	0.000	0.896
	Within Groups	59.669	39	1.53			
	Total	445.196	41				
Dominant leg length (cm)	Between Groups	12.968	2	6.484	0.334	0.718	0.003
	Within Groups	756.165	39	19.389			
	Total	769.133	41				
Non-dominant leg length (cm)	Between Groups	10.914	2	5.457	0.261	0.772	0.004
	Within Groups	815.687	39	20.915			
	Total	826.601	41				

3. 측정항목 및 방법

측정 시작 전 모든 대상자들에게 측정 시 부상의 위험성과 주의사항을 충분히 설명하고, 측정방법에 대한 숙지와 부상 예방을 위해 준비운동을 겸하여 연습 기회를 제공하였다. 측정 항목 간에는 5분의 휴식시간을 부여하였다.

1) 발배뼈 하강 검사

NDT는 엉덩관절, 무릎관절을 90도 굴곡한 상태로 앉아 목말밑관절(subtalar joint)의 중립상태(neutral position)를 만들어 체중 부하 전과 후의 발배뼈 거친면(navicular tuberosity)으로부터 지면까지의 높이 차이를 측정하였다. 공을 찰 때 이용하는 다리를 우세측 다리로 설정하고(Jaber et al., 2018) 철자를 이용하여 우세측 다리의 발의 아치 높이를 3번 측정한 뒤, 평균값을 산출하였다. 발배뼈 하강 검사 측정에 대한 신뢰도를 확인하기 위해 급내상관계수(intraclass correlation coefficients, ICC)를 산출하였다(ICC = .982).

2) 동적균형능력검사

동적균형능력검사는 mSEBT를 이용하여 측정하였다. 측정 이전, 대상자에게 제작한 mSEBT 검사 영상을 이용하여 충분히 설명하고 이후 각 방향별 4회 연습을 실시하였다(Gribble et al., 2012; Powden et al., 2019). 준비 자세는 정면을 바라보고 손은 허리에 위치시킨 상태로 바닥에 표시된 지점에 우세측 다리의 발을 위치시키고, 반대편 다리는 옆에 나란히 위치시킨다. 동작 수행 시 발의 위치는 ANT의 경우 발의 뒷꿈치를, 뒤안쪽과 뒤가쪽의 경우 엄지발가락의 가장 튀어나온 부분을 표시된 라인에 위치시킨다(Earl et al., 2001). 검사자의 출발 신호에 맞춰 반대편 다리를 ANT, PM, PL의 세 방향으로 최대한 멀리 뻗어 발의 가장 끝 부분(distal part)이 터치한 거리를 측정하였다(Hertel et al., 2006). 세 방향에 대한 측정순서는 무작위로 측정하였다(Jaber et al., 2018).

준비 자세에서 발의 가장 끝부분이 라인을 터치할 때까지의 시간을 3초, 터치 이후 준비 자세로 돌아올 때까지의 3초 이내로 설정하여 검사자의 신호에 맞춰

동작을 수행할 수 있도록 하고, 각 방향별 1회를 1세트로 총 3세트를 측정 (Gribble et al., 2012; Powden et al., 2019)하였다. 측정 시 각 방향 간 휴식 시간은 10초, 세트 간 휴식 시간은 1분씩을 부여하였다.

측정 중 손이 허리에서 떨어진 경우, 체중을 지지하는 발의 일부 혹은 전체가 지면에서 떨어진 경우, 균형을 잃고 넘어진 경우, 준비 자세로 돌아오지 못한 경우, 체중을 지지하고 있지 않은 다리가 지면에 닿아 체중이 실리는 경우에는 동작 실패로 간주하여 해당 측정값을 폐기하고 재측정하였다(Gribble et al., 2012; Picot et al., 2021).

mSEBT의 도달거리를 표준화하기 위해 다리길이를 측정하였다. 다리길이는 바르게 누운 자세(supine)에서 위앞엉덩뼈가시(anterior superior iliac spine)부터 안쪽 복사뼈(medial malleolus)까지의 거리를 측정하였다. 각 방향별 도달거리의 평균을 다리길이로 나누고, 100을 곱하여 도달거리의 normalized score로 표현하고 분석에 사용하였다(Gribble et al., 2003; Gribble et al., 2012). mSEBT 시 3세트 측정값의 평균값을 산출하고 공식(1)에 대입하여 분석에 이용하였다.

$$Normalized\ score\ (\%) = \frac{Mean\ of\ the\ trials}{Tested\ limb\ length} \times 100 \quad (1)$$

3) 무선 표면근전도

모든 무선 표면근전도 전극(wireless surface EMG (sEMG) electrodes)은 유럽 근전도 연구회(surface EMG for a non-invasive assessment of muscles, SENIAM)의 가이드라인(Table 3)에 따라 양면테이프를 사용하여 부착하였다(Hermens et al., 2000). sEMG 전극을 부착하기에 앞서, 부착 부위의 털을 면도기를 이용해 제거하고 알코올 스왑으로 닦아 sEMG 신호 수집에 방해가 되는 요인을 최소화 하였다.

(1) 하지 근활성도 측정

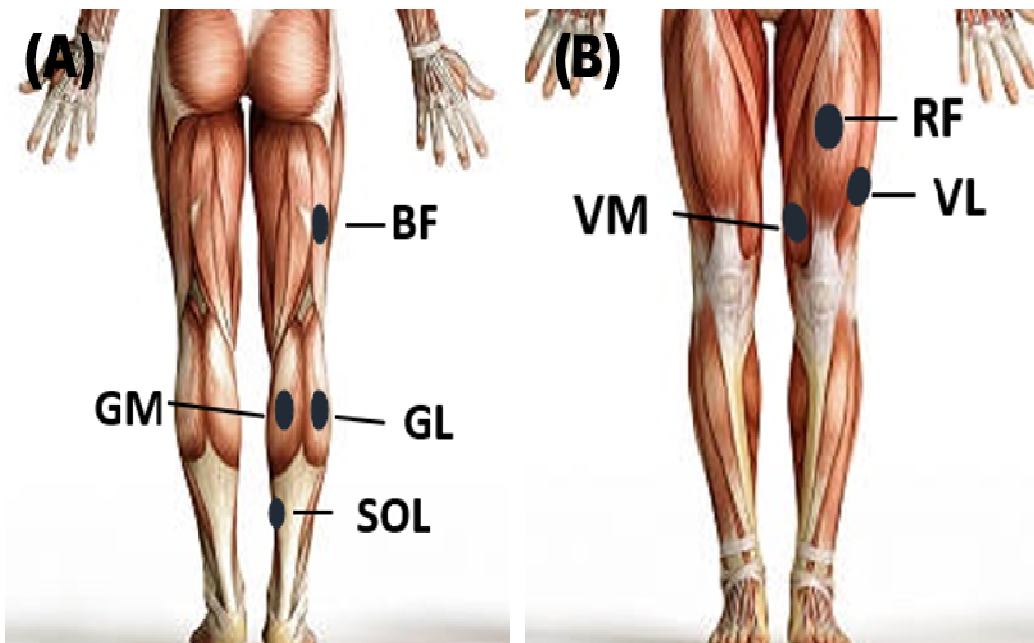


Figure 3. Surface EMG sensor locations. (A) Anterior view. (B) Posterior view (Hermens et al., 2000).

mSEBT 시 하지 근육의 활성도를 알아보기 위해 안쪽 장딴지근(gastrocnemius medialis, GM), 가쪽 장딴지근(gastrocnemius lateralis, GL), 가자미근(soleus, SOL), 안쪽넓은근(vastus medialis, VM), 넓다리곧은근(rectus femoris, RF), 가쪽넓은근(vastus lateralis, VL), 넓다리두갈래근 장두(long head of 뒤정강근, BF)의 7개 근육에 무선 sEMG 센서(Trigno sensors, Delsys Inc., Boston, MA)를 부착하였다 (Figure 3). 근전도 신호 처리를 위하여 2,000 Hz의 표본 추출률(sampling frequency)로 데이터를 수집하였다. 수집된 데이터는 a second order bandpass filter 10-450 Hz를 이용하고 전파 정류(full wave rectification)와 평활화(smoothing) 작업 후 평균제곱법(root-mean square)으로 처리하였다. 또한, 동적균형능력 검사에 앞서 연구대상자들에게 도수근력검사(manual muscle test)를 통해 MVIC를 측정하였다(Table 4). MVIC는 1회 3초씩 총 3회를 실시하였으며, 측정 간 휴식시간은 1분씩을 부여하였다. 측정된 3회의 값 중 최댓값(peak value)을 이용하여 mSEBT 시 각 방향별 근육의 활성 정도를 %MVIC로 표준화하여 분석에 사용하였다. 데

이터의 수집과 처리는 EMGworks acquisition and analysis software (Delsys Inc., Boston, MA)를 사용하였다.

(2) 운동단위 방전 특성 측정

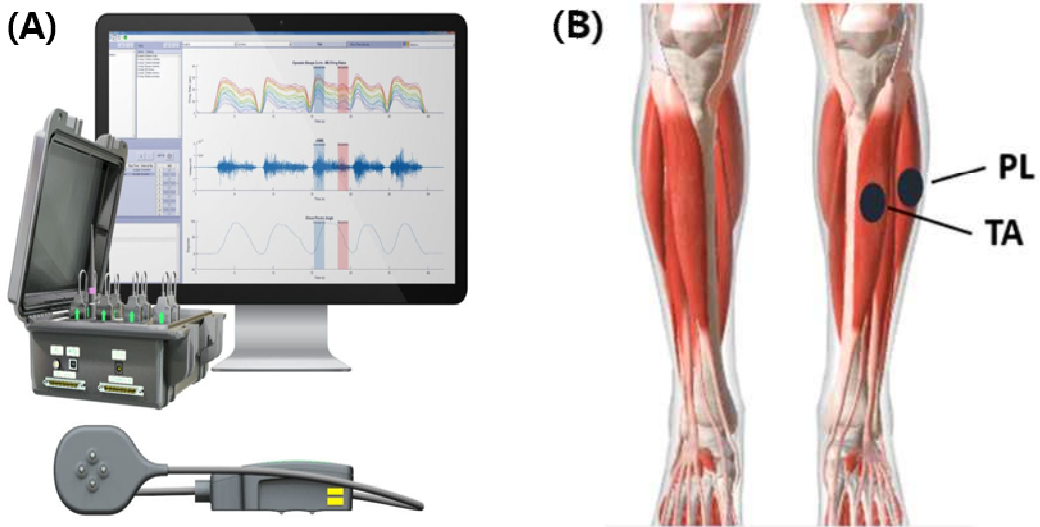


Figure 4. The wireless sEMG NeuroMap system and sensor placements. (A) NeuroMap system. (B) Anterior view of dEMG sensor locations.

mSEBT 시 운동단위의 동원 및 방전 특성을 알아보기 위해 TA와 PL의 2개의 근육에 1개의 wireless sEMG 센서에 4개의 채널이 적용된 decompose EMG (dEMG) 센서(Trigno Galileo sensors, Delsys Inc., Boston, MA)를 부착하였다 (Figure 4). mSEBT 시 방향별 2개 근육의 운동단위 동원(motor unit number of recruitments), 방전율(motor unit mean firing rates), 활동전위 사이 간격의 변동성 (CV of inter-pulse interval, CV of IPI)을 산출하고, 수집된 데이터의 3회의 평균 값을 분석에 이용하였다. 선행연구에 따라 수집된 데이터 중 정확도(Accuracy)가 80% 이상인 경우에만 분석에 사용하였다(Aoyama & Kohno, 2022). 데이터 수집은 sEMG와 동시에 EMGworks acquisition software를 사용하여 표본추출률 2,000 Hz로 수집하였다. 데이터 처리는 Neuromap and Explorer software (Delsys Inc., Boston, MA)를 이용하여 분석하였다.

$$\text{Coefficient of variance of inter-pulse interval} = \frac{\text{Standard deviation of inter-pulse interval}}{\text{Mean of inter-pulse interval}} \times 100 \quad (2)$$

Table 3. sEMG sensor locations.

Muscles	Sensor placements
Gastrocnemius medialis	On the most prominent bulge of the muscle
Gastrocnemius lateralis	At 1/3 of the line between the head of the fibula and the heel
Soleus	At 2/3 of the line between the medial condyle of the femur to the medial malleolus
Vastus medialis	At 80% on the line between the anterior superior iliac spine and the joint space in front of the anterior border of the medial ligament
Rectus femoris	At 50% on the line from the anterior superior iliac spine to the superior part of the patella
Vastus lateralis	At 2/3 on the line from the anterior superior iliac spine to the lateral side of the patella
Biceps femoris (long head)	At 50% on the line between the ischial tuberosity and the lateral epicondyle of the tibia
Tibialis anterior	At 1/3 on the line between the tip of the fibula and the tip of the medial malleolus
Peroneus longus	At 25% on the line between the tip of the head of the fibula to the tip of the lateral malleolus

Table 4. Manual muscle test methods.

Muscles	Procedures
Gastrocnemius	The participant lying supine with knee extended and plantarflexion against the pressure.
Soleus	The participant lying prone with knee flexed at 90° and plantarflexion against the pressure.
Quadriceps	The participant seated with hip and knee flexed at 90° and knee extension against the pressure.
Biceps femoris (long head)	The participant lying prone with knee flexed at 25° and knee flexion against the pressure.

4. 자료처리

자료처리는 SPSS statistics for Windows (version 24.0, IBM Corp., Armonk, NY, USA)를 사용하여 각 변인의 평균(mean)과 표준편차(standard deviation), 95% 신뢰구간(95% confidence interval), 효과크기(effect size)를 산출하였다. 모든 자료의 정규성 검정은 Shapiro-Wilk test를 이용하였다. mSEBT 시 각 방향별 도달거리의 normalized score, 하지 근활성도와 운동단위 방전 특성 변인의 집단 간 평균 차이를 분석하기 위해 일원배치분산분석(one-way ANOVA)을 실시하였고, 집단 간 사후검정은 LSD를 실시하였다. 모든 분석의 통계적 유의수준 (α)은 .05로 설정하였다.

IV. 연구결과

족부 아치 형태에 따른 동적균형능력, 하지 근활성 및 운동단위의 방전특성의 차이를 규명하기 위해 실시된 검사 결과는 다음과 같다.

1. 족부아치형태에 따른 동적균형능력의 차이

족부 아치 형태에 따른 동적균형능력의 차이를 규명하기 위해 mSEBT를 실시한 뒤 도달거리를 대상자의 다리길이를 나누고 100을 곱하여 normalized score를 산출하였다.

<Table 5>, <Table 6>, <Figure 5>는 족부 아치 형태에 따른 동적균형능력의 차이를 분석하기 위해 mSEBT 검사 시 normalized score를 산출한 결과이다.

Table 5. Descriptives for normalized reach distance during mSEBT among the arch groups.

Directions	Low arch	Normal arch	High arch
ANT (%)	63.0 ± 5.1	63.4 ± 5.5	60.2 ± 7.0
PM (%)	101.8 ± 7.3	100.3 ± 9.2	97.7 ± 11.0
PL (%)	97.7 ± 6.0	98.2 ± 8.8	93.0 ± 10.0

Mean ± Standard deviation; ANT, anterior; PM, posteromedial; PL, posterolateral.

Table 6. Results of one-way ANOVA for normalized reach distance during mSEBT among the arch groups.

Directions		SS	df	MS	F	p	ES
ANT (%)	Between Groups	82.923	2	41.461	1.179	.318	0.058
	Within Groups	1371.234	39	35.16			
	Total	1454.157	41				
PM (%)	Between Groups	119.332	2	59.666	0.69	.508	0.112
	Within Groups	3372.454	39	86.473			
	Total	3491.787	41				
PL (%)	Between Groups	225.999	2	113	1.596	.216	0.157
	Within Groups	2761.058	39	70.796			
	Total	2987.057	41				

ANT, anterior; PM, posteromedial; PL, posterolateral.

족부 아치 형태에 따른 mSEBT 시 표준화된 도달거리(normalized score)의 평균과 표준편차 값은 <Table 5>에 제시하였으며, <Table 6>은 족부아치형태에 따른 그룹 간 차이를 분석하기 위해 일원배치분산분석을 실시한 결과이다.

<Table 6>의 일원배치분산분석 결과 그룹 간 유의한 차이가 나타나지 않아 족부 아치 형태에 따라 동적균형능력에는 차이가 없는 것으로 나타났다.

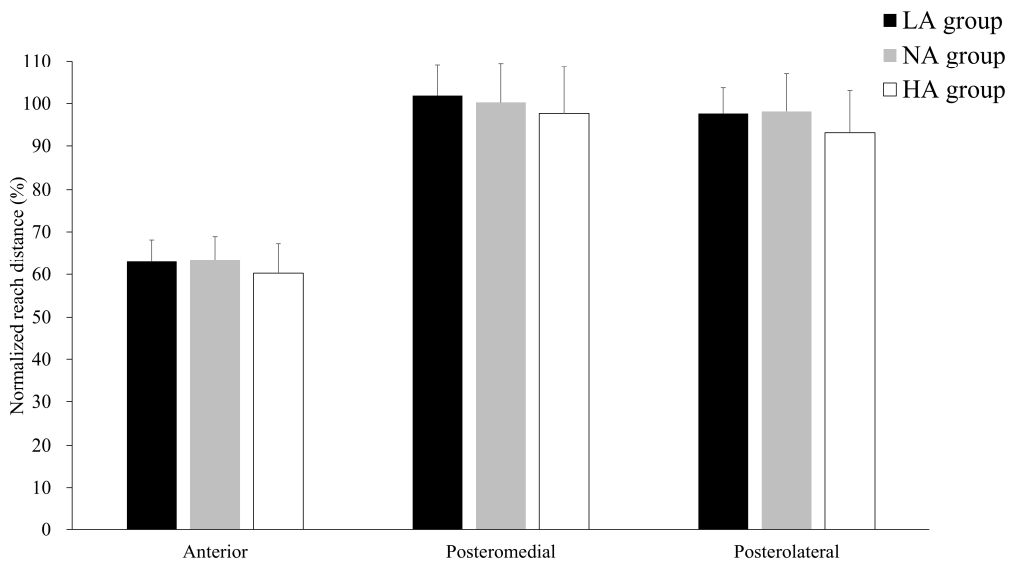


Figure 5. Normalized score for three different directions of modified star excursion balance test among the arch groups.

2. 족부아치형태에 따른 동적균형능력검사 시 하지 근활성도의 차이

족부아치형태에 따른 동적균형능력검사 시 하지 근활성도의 차이를 규명하기 위해 mSEBT 검사 시 7개 부위에 표면 근전도 센서를 부착하여 근활성도를 산출하였다.

<Table 7>, <Table 8>, <Table 9>, <Table 10>, <Table 11>, <Table 12>, <Figure 6>, <Figure 7>, <Figure 8>은 족부 아치 형태에 따른 mSEBT 검사 시 근활성도를 산출한 결과이다.

1) Anterior direction

Table 7. Descriptives for muscle activation in anterior direction during mSEBT among the arch groups.

Muscles	Low arch	Normal arch	High arch
GM (%)	14.7 ± 5.6	14.0 ± 2.1	12.9 ± 6.5
GL (%)	22.3 ± 10.8	22.8 ± 10.3	23.6 ± 20.1
SOL (%)	11.5 ± 6.4	14.1 ± 9.6	18.4 ± 9.8
VM (%)	26.4 ± 14.0	21.6 ± 12.4	33.4 ± 11.6
RF (%)	6.1 ± 4.7	7.5 ± 8.6	7.0 ± 4.6
VL (%)	14.4 ± 6.4	14.2 ± 7.4	20.2 ± 6.7
BF (%)	6.1 ± 2.7	4.6 ± 2.2	5.3 ± 2.1

Mean ± Standard deviation; GM, gastrocnemius medialis; GL, gastrocnemius lateralis; SOL, soleus; VM, vastus medialis; RF, rectus femoris; VL, vastus lateralis; BF, long head of biceps femoris

Table 8. Results of one-way ANOVA for muscle activation in anterior direction during mSEBT among the arch groups.

Muscles		SS	df	MS	F	p	ES
GM (%)	Between Groups	24.271	2	12.135	0.297	.745	0.051
	Within Groups	1594.39	39	40.882			
	Total	1618.661	41				
GL (%)	Between Groups	13.16	2	6.58	0.032	.969	0.021
	Within Groups	8140.124	39	208.721			
	Total	8153.283	41				
SOL (%)	Between Groups	341.723	2	170.862	2.220	.122	0.091
	Within Groups	3001.301	39	76.956			
	Total	3343.024	41				
VM (%)	Between Groups	976.155	2	488.078	3.039	.059	0.044
	Within Groups	6263.855	39	160.612			
	Total	7240.01	41				
RF (%)	Between Groups	15.531	2	7.765	0.199	.820	0.013
	Within Groups	1518.136	39	38.927			
	Total	1533.667	41				
VL (%)	Between Groups	325.462	2	162.731	3.484	.041	0.142
	Within Groups	1821.452	39	46.704			
	Total	2146.914	41				
BF (%)	Between Groups	15.532	2	7.766	1.407	.257	0.057
	Within Groups	215.277	39	5.52			
	Total	230.809	41				

GM, gastrocnemius medialis; GL, gastrocnemius lateralis; SOL, soleus; VM, vastus medialis; RF, rectus femoris; VL, vastus lateralis; BF, long head of biceps femoris.

족부 아치 형태에 따른 mSEBT 검사의 ANT 방향 시 하지 근활성도의 평균과 표준편차 값은 <Table 7>에 제시하였으며, <Table 8>은 mSEBT 시 하지 근활성도의 그룹 간 차이를 분석하기 위해 일원배치 분산분석을 실시한 결과이다.

<Table 8>의 일원배치 분산분석 결과, VL의 근활성도에서 집단 간 유의한 차이가 나타났다. 이에 대한 사후검증 결과, HA group이 NA group과 LA group보다 활성도가 높은 것으로 나타났다. 또한 통계적으로 유의한 차이는 나타나지 않았으나, HA group의 VM의 활성도가 NA group보다 높은 경향을 보이는 것으로 나타났다.

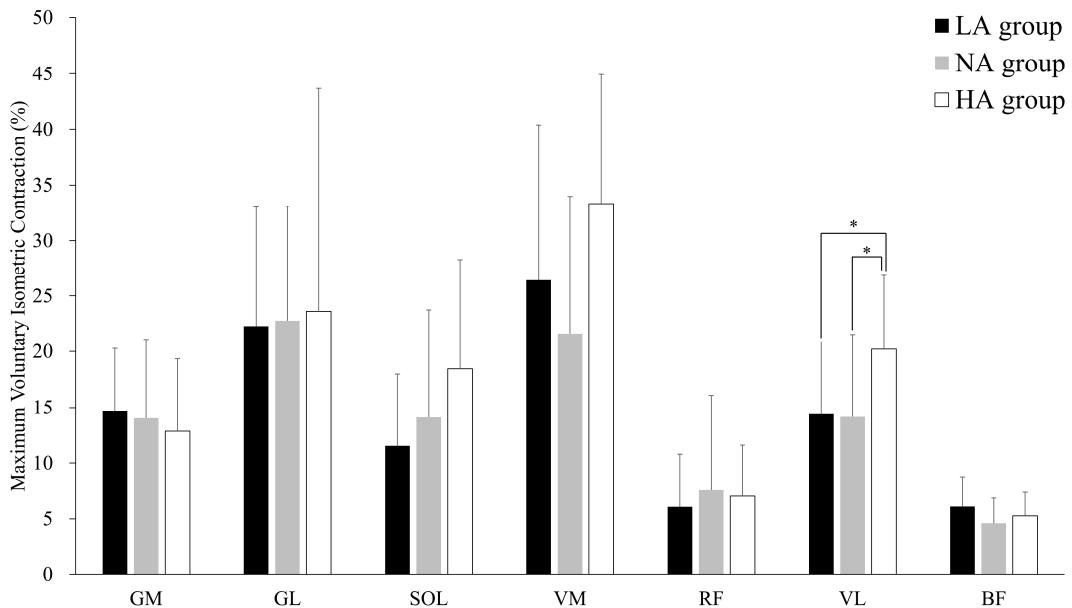


Figure 6. EMG activity of the gastrocnemius medialis (GM), the gastrocnemius lateralis (GL), the soleus (SOL), the vastus medialis (VM), the rectus femoris (RF), the vastus lateralis (VL), the long head of biceps femoris (BF) in anterior direction during mSEBT among the arch groups. Asterisks denote statistically significant differences at $p < 0.05$.

2) Posteromedial direction

Table 9. Descriptives for muscle activation in posteromedial direction during mSEBT among the arch groups.

Muscles	Low arch	Normal arch	High arch
GM (%)	14.2 ± 5.6	14.7 ± 7.4	12.9 ± 5.0
GL (%)	18.4 ± 10.4	17.4 ± 7.7	18.2 ± 12.2
SOL (%)	10.1 ± 4.4	13.9 ± 9.7	15.1 ± 5.8
VM (%)	26.2 ± 11.7	22.4 ± 12.5	30.9 ± 13.4
RF (%)	12.7 ± 7.2	10.5 ± 7.2	11.0 ± 5.9
VL (%)	15.7 ± 7.0	15.9 ± 8.2	19.6 ± 7.0
BF (%)	6.3 ± 2.1	4.9 ± 2.2	5.2 ± 1.9

Mean ± Standard deviation; GM, gastrocnemius medialis; GL, gastrocnemius lateralis; SOL, soleus; VM, vastus medialis; RF, rectus femoris; VL, vastus lateralis; BF, long head of biceps femoris.

Table 10. Results of one-way ANOVA for muscle activation in posteromedial direction during mSEBT among the arch groups.

Muscles		SS	df	MS	F	p	ES
GM (%)	Between Groups	22.672	2	11.336	0.306	.738	0.029
	Within Groups	1447.013	39	37.103			
	Total	1469.685	41				
GL (%)	Between Groups	7.893	2	3.947	0.037	.963	0.007
	Within Groups	4116.665	39	105.556			
	Total	4124.558	41				
SOL (%)	Between Groups	193.047	2	96.524	1.975	.152	0.071
	Within Groups	1905.653	39	48.863			
	Total	2098.7	41				
VM (%)	Between Groups	504.051	2	252.026	1.594	.216	0.007
	Within Groups	6165.156	39	158.081			
	Total	6669.207	41				
RF (%)	Between Groups	36.174	2	18.087	0.394	.677	0.006
	Within Groups	1790.191	39	45.902			
	Total	1826.365	41				
VL (%)	Between Groups	133.747	2	66.874	1.207	.310	0.043
	Within Groups	2160.105	39	55.387			
	Total	2293.852	41				
BF (%)	Between Groups	16.289	2	8.145	1.881	.166	0.061
	Within Groups	168.825	39	4.329			
	Total	185.114	41				

GM, gastrocnemius medialis; GL, gastrocnemius lateralis; SOL, soleus; VM, vastus medialis; RF, rectus femoris; VL, vastus lateralis; BF, long head of biceps femoris.

족부 아치 형태에 따른 mSEBT 검사의 PM 방향 시 하지 근활성도의 평균과 표준편차 값은 <Table 9>에 제시하였으며, <Table 10>은 동적균형능력검사 시 하지 근활성도의 그룹 간 차이를 분석하기 위해 일원배치 분산분석을 실시한 결과이다.

<Table 10>의 일원배치 분산분석 결과, 7개 근육의 근활성도에서 집단 간 유의한 차이가 나타나지 않아 족부 아치 형태에 따라 mSEBT 검사의 PM 방향에서 하지 근육의 근활성도에는 차이가 없는 것으로 나타났다.

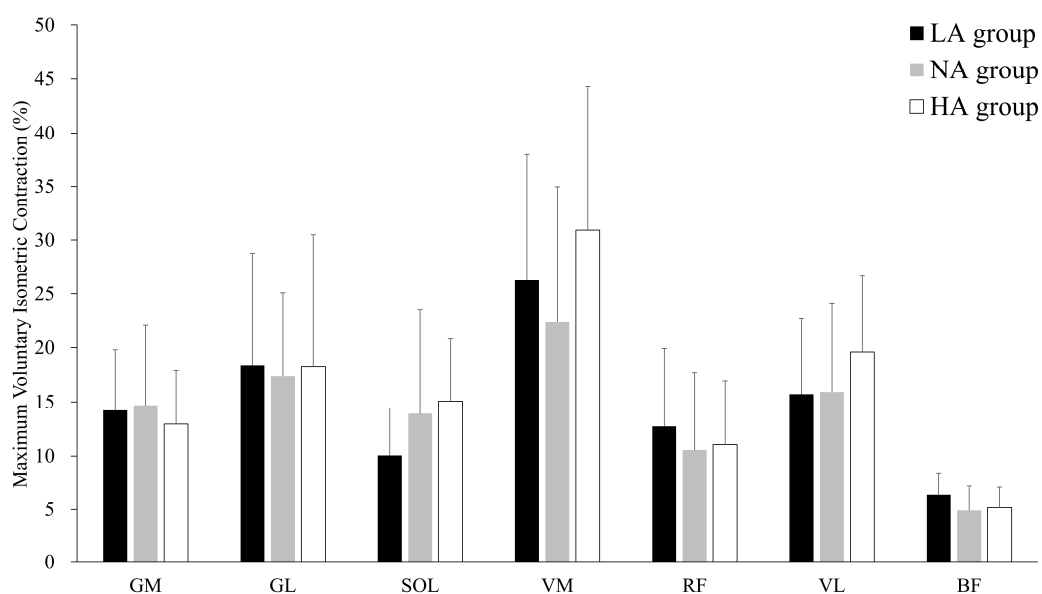


Figure 7. EMG activity of the gastrocnemius medialis (GM), the gastrocnemius lateralis (GL), the soleus (SOL), the vastus medialis (VM), the rectus femoris (RF), the vastus lateralis (VL), the long head of biceps femoris (BF) in posteromedial direction during mSEBT among the arch groups.

3) Posterolateral direction

Table 11. Descriptives for muscle activation in posterolateral direction during mSEBT among the arch groups.

Muscles	Low arch	Normal arch	High arch
GM (%)	16.1 ± 6.0	16.8 ± 7.4	15.9 ± 6.6
GL (%)	16.4 ± 8.9	15.7 ± 8.4	15.6 ± 11.5
SOL (%)	11.5 ± 5.6	16.5 ± 12.3	17.2 ± 6.6
VM (%)	22.6 ± 10.8	18.8 ± 12.7	27.6 ± 10.2
RF (%)	9.8 ± 6.4	8.8 ± 8.1	9.6 ± 6.2
VL (%)	13.0 ± 5.6	12.8 ± 6.6	17.6 ± 6.9
BF (%)	7.3 ± 2.9	7.1 ± 3.3	7.9 ± 3.1

Mean ± Standard deviation; GM, gastrocnemius medialis; GL, gastrocnemius lateralis; SOL, soleus; VM, vastus medialis; RF, rectus femoris; VL, vastus lateralis; BF, long head of biceps femoris.

Table 12. Results of one-way ANOVA for muscle activation in posterolateral direction during mSEBT among the arch groups.

Muscles		SS	df	MS	F	p	ES
GM (%)	Between Groups	6.24	2	3.12	0.069	.933	0.009
	Within Groups	1758.658	39	45.094			
	Total	1764.898	41				
GL (%)	Between Groups	5.012	2	2.506	0.027	.974	0.004
	Within Groups	3661.117	39	93.875			
	Total	3666.129	41				
SOL (%)	Between Groups	268.988	2	134.494	1.781	.182	0.073
	Within Groups	2945.89	39	75.536			
	Total	3214.878	41				
VM (%)	Between Groups	546.614	2	273.307	2.142	.131	0.025
	Within Groups	4975.137	39	127.568			
	Total	5521.751	41				
RF (%)	Between Groups	7.628	2	3.814	0.078	.925	0.000
	Within Groups	1901.84	39	48.765			
	Total	1909.468	41				
VL (%)	Between Groups	204.73	2	102.365	2.516	.094	0.100
	Within Groups	1586.818	39	40.688			
	Total	1791.547	41				
BF (%)	Between Groups	4.2	2	2.1	0.215	.808	0.000
	Within Groups	381.448	39	9.781			
	Total	385.648	41				

GM, gastrocnemius medialis; GL, gastrocnemius lateralis; SOL, soleus; VM, vastus medialis; RF, rectus femoris; VL, vastus lateralis; BF, long head of biceps femoris.

족부 아치 형태에 따른 mSEBT 검사의 PL 방향 시 하지 근활성도의 평균과 표준편차 값은 <Table 11>에 제시하였으며, <Table 12>는 mSEBT 시 하지 근활성도의 그룹 간 차이를 분석하기 위해 일원배치 분산분석을 실시한 결과이다.

<Table 12>의 일원배치 분산분석 결과, 7개 근육의 근활성도에서 집단 간 유의한 차이가 나타나지 않아 족부 아치 형태에 따라 mSEBT 검사의 뒤가쪽 방향에서 하지 근육의 근활성도에는 차이가 없는 것으로 나타났다.

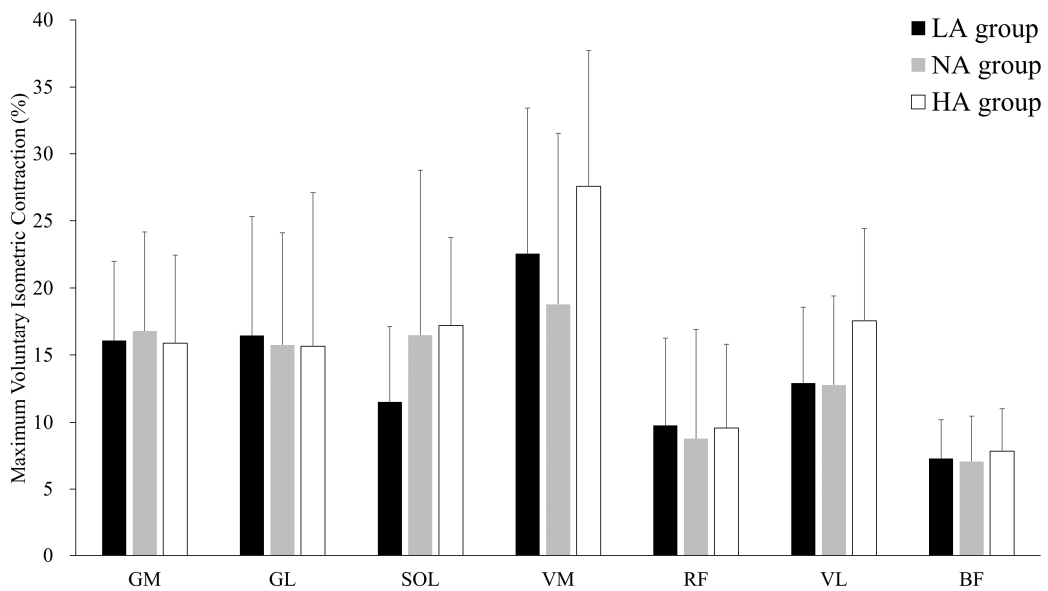


Figure 8. EMG activity of the gastrocnemius medialis (GM), the gastrocnemius lateralis (GL), the soleus (SOL), the vastus medialis (VM), the rectus femoris (RF), the vastus lateralis (VL), the long head of biceps femoris (BF) in posterolateral direction during mSEBT among the arch groups.

3. 족부아치형태에 따른 동적균형능력검사 시 하지 근육 운동단위 방전특성의 차이

족부아치형태에 따른 동적균형능력검사 시 TA와 PL의 운동단위 방전특성 차이를 확인하기 위해 dEMG 센서를 부착하였다.

<Table 13>, <Table 14>, <Table 15>, <Table 16>, <Table 17>, <Table 18>, <Figure 9>, <Figure 10>, <Figure 11>, <Figure 12>, <Figure 13>, <Figure 14>, <Figure 15>, <Figure 16>, <Figure 17>은 족부아치형태에 따른 동적균형능력검사 시 운동단위 방전 특성의 차이를 규명하기 위해 mSEBT 검사 시 TA와 PL에 dEMG 센서를 부착하여 운동단위 동원 개수, 방전율, 활동전위 사이 간격의 변동성을 산출한 결과이다.

1) Anterior direction

Table 13. Descriptives for motor unit firing behaviors of tibialis anterior and peroneus longus in anterior direction during mSEBT among the arch groups.

Variables	Muscles	Low arch	Normal arch	High arch
MU recruitments (number)	Tibialis anterior	2.5 ± 1.6	1.9 ± 1.2	2.5 ± 1.3
	Peroneus longus	2.7 ± 1.6	1.8 ± 1.2	2.6 ± 2.2
Mean firing rates (pps)	Tibialis anterior	7.1 ± 2.6	8.3 ± 2.7	7.5 ± 3.3
	Peroneus longus	8.2 ± 4.0	9.7 ± 3.7	8.0 ± 2.4
CV of IPI (%)	Tibialis anterior	0.7 ± 0.2	0.6 ± 0.1	0.6 ± 0.1
	Peroneus longus	0.6 ± 0.2	0.5 ± 0.2	0.5 ± 0.1

Mean ± Standard deviation; MU recruitments, the number of motor unit recruitments; pps, pulse per seconds; CV of IPI, coefficient of variance of inter-pulse interval.

Table 14. Results of one-way ANOVA for motor unit firing behaviors of tibialis anterior and peroneus longus in anterior direction during mSEBT among the arch groups.

Variables	Muscles		SS	df	MS	F	p	ES
MU recruitments (number)	Tibialis anterior	Between Groups	2.835	2	1.418	0.741	.484	0.106
		Within Groups	66.964	35	1.913			
		Total	69.799	37				
MU recruitments (number)	Peroneus longus	Between Groups	6.112	2	3.056	1.025	.369	0.125
		Within Groups	107.287	36	2.98			
		Total	113.399	38				
Mean firing rates (pps)	Tibialis anterior	Between Groups	8.461	2	4.231	0.529	.594	0.033
		Within Groups	279.794	35	7.994			
		Total	288.256	37				
Mean firing rates (pps)	Peroneus longus	Between Groups	21.43	2	10.715	0.927	.405	0.188
		Within Groups	416.037	36	11.557			
		Total	437.467	38				
CV of IPI (%)	Tibialis anterior	Between Groups	0.161	2	0.081	3.980	.028	0.189
		Within Groups	0.71	35	0.02			
		Total	0.871	37				
CV of IPI (%)	Peroneus longus	Between Groups	0.043	2	0.021	0.615	.546	0.010
		Within Groups	1.247	36	0.035			
		Total	1.29	38				

MU recruitments, the number of motor unit recruitments; pps, pulse per seconds; CV of IPI, coefficient of variance of inter-pulse interval.

족부 아치 형태에 따른 mSEBT 검사의 ANT 방향 시 TA와 PL의 운동단위의 방전특성의 평균과 표준편차 값은 <Table 13>에 제시하였으며, <Table 14>는 mSEBT 검사 시 TA와 PL의 운동단위 방전특성의 그룹 간 차이를 분석하기 위해 일원배치 분산분석을 실시한 결과이다.

<Table 14>의 일원배치 분산분석 결과, TA의 활동전위 사이 간격의 변동성에서 집단 간 유의한 차이가 나타났다. 이에 대한 사후 검증 결과 LA group이 NA group보다 TA의 활동전위 사이 간격의 변동성이 유의하게 높은 것으로 나타났다. 그러나, PL의 운동단위 방전특성에서 집단 간 유의한 차이가 나타나지 않아 족부 아치 형태에 따라 mSEBT 검사의 ANT 방향에서 PL 운동단위 방전특성에는 차이가 없는 것으로 나타났다.

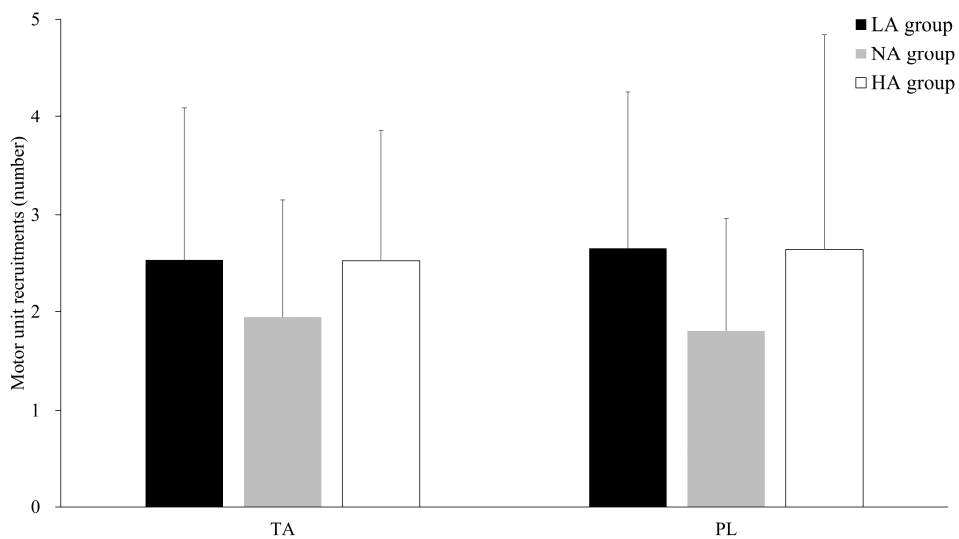


Figure 9. The number of motor unit recruitments of the tibialis anterior (TA) and peroneus longus (PL) in anterior direction during mSEBT among the arch groups.

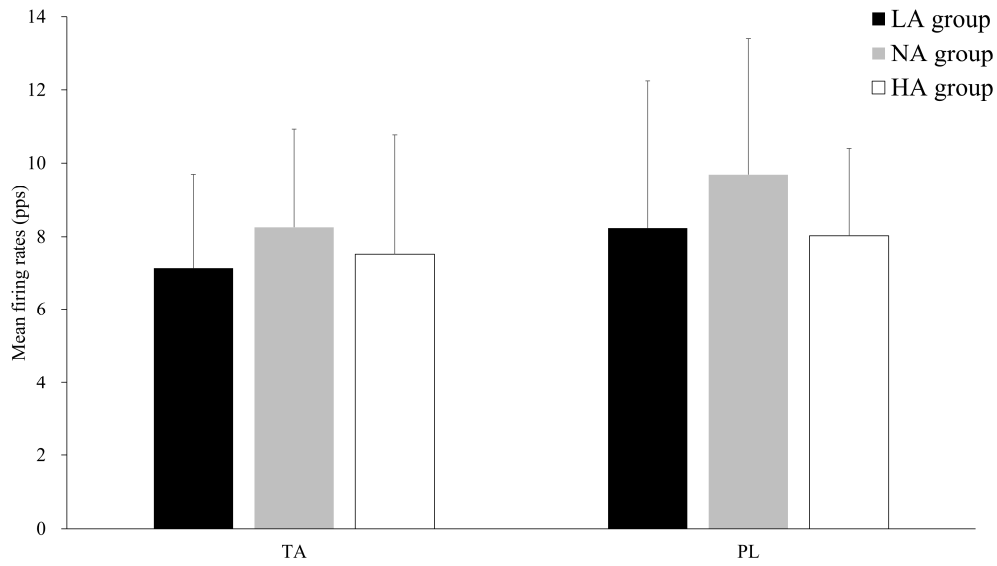


Figure 10. The mean firing rates of the tibialis anterior (TA) and peroneus longus (PL) in anterior direction during mSEBT among the arch groups.

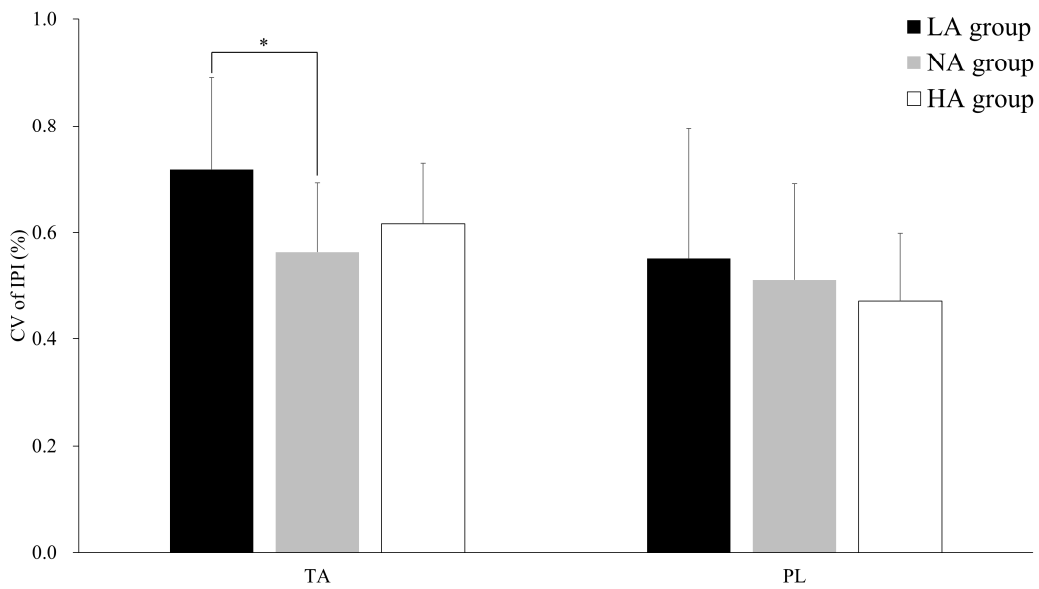


Figure 11. The coefficient of variance of inter-pulse interval of the tibialis anterior (TA) and peroneus longus (PL) in anterior direction during mSEBT among the arch groups. Asterisks denote statistically significant differences at $p < 0.05$.

2) Posteromedial direction

Table 15. Descriptives for motor unit firing behaviors of tibialis anterior and peroneus longus in posteromedial direction during mSEBT among the arch groups.

Variables	Muscles	Low arch	Normal arch	High arch
MU recruitments (number)	Tibialis anterior	2.8 ± 1.6	2.5 ± 1.1	2.4 ± 1.2
	Peroneus longus	3.0 ± 1.9	2.3 ± 0.9	2.8 ± 1.7
Mean firing rates (pps)	Tibialis anterior	6.4 ± 2.1	8.3 ± 2.4	7.0 ± 2.9
	Peroneus longus	8.8 ± 2.6	9.5 ± 2.8	9.1 ± 2.4
CV of IPI (%)	Tibialis anterior	0.6 ± 0.2	0.6 ± 0.1	0.7 ± 0.3
	Peroneus longus	0.4 ± 0.1	0.5 ± 0.1	0.5 ± 0.1

Mean ± Standard deviation; MU recruitments, the number of motor unit recruitments; pps, pulse per seconds; CV of IPI, coefficient of variance of inter-pulse interval.

Table 16. Results of one-way ANOVA for motor unit firing behaviors of tibialis anterior and peroneus longus in posteromedial direction during mSEBT among the arch groups.

Variables	Muscles		SS	df	MS	F	p	ES
MU recruitments (number)	Tibialis anterior	Between Groups	1.367	2	0.684	0.524	.596	0.085
		Within Groups	46.95	36	1.304			
		Total	48.318	38				
MU recruitments (number)	Peroneus longus	Between Groups	2.645	2	1.323	0.548	.583	0.024
		Within Groups	84.448	35	2.413			
		Total	87.094	37				
Mean firing rates (pps)	Tibialis anterior	Between Groups	22.746	2	11.373	1.806	.179	0.092
		Within Groups	226.724	36	6.298			
		Total	249.47	38				
Mean firing rates (pps)	Peroneus longus	Between Groups	2.383	2	1.192	0.175	.840	0.037
		Within Groups	238.124	35	6.804			
		Total	240.508	37				
CV of IPI (%)	Tibialis anterior	Between Groups	0.021	2	0.011	0.242	.786	0.014
		Within Groups	1.573	36	0.044			
		Total	1.594	38				
CV of IPI (%)	Peroneus longus	Between Groups	0.01	2	0.005	0.358	.702	0.033
		Within Groups	0.502	35	0.014			
		Total	0.512	37				

MU recruitments, the number of motor unit recruitments; pps, pulse per seconds; CV of IPI, coefficient of variance of inter-pulse interval.

족부 아치 형태에 따른 mSEBT 검사의 PM 방향 시 TA와 PL의 운동단위의 방전특성의 평균과 표준편차 값은 <Table 15>에 제시하였으며, <Table 16>은 mSEBT 검사 PM 방향 시 TA와 PL의 운동단위 방전특성의 그룹 간 차이를 분석하기 위해 일원배치 분산분석을 실시한 결과이다.

<Table 16>의 일원배치 분산분석 결과, TA의 운동단위 방전특성에서 집단 간 유의한 차이가 나타나지 않아 족부 아치 형태에 따라 mSEBT 검사의 PM 방향에서 TA의 운동단위 방전특성에는 차이가 없는 것으로 나타났다. 또한, PL의 운동단위 방전특성에서 집단 간 유의한 차이가 나타나지 않아 mSEBT 검사의 PM 방향에서 족부 아치 형태에 따라 PL의 운동단위 방전특성에는 차이가 없는 것으로 나타났다.

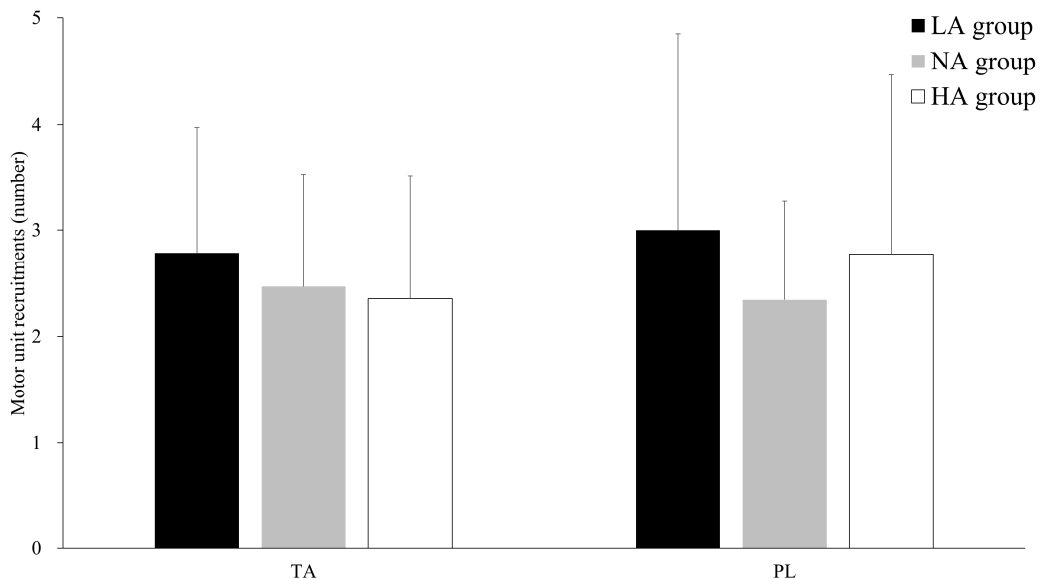


Figure 12. The number of motor unit recruitments of the tibialis anterior (TA) and peroneus longus (PL) in posteromedial direction during mSEBT among the arch groups.

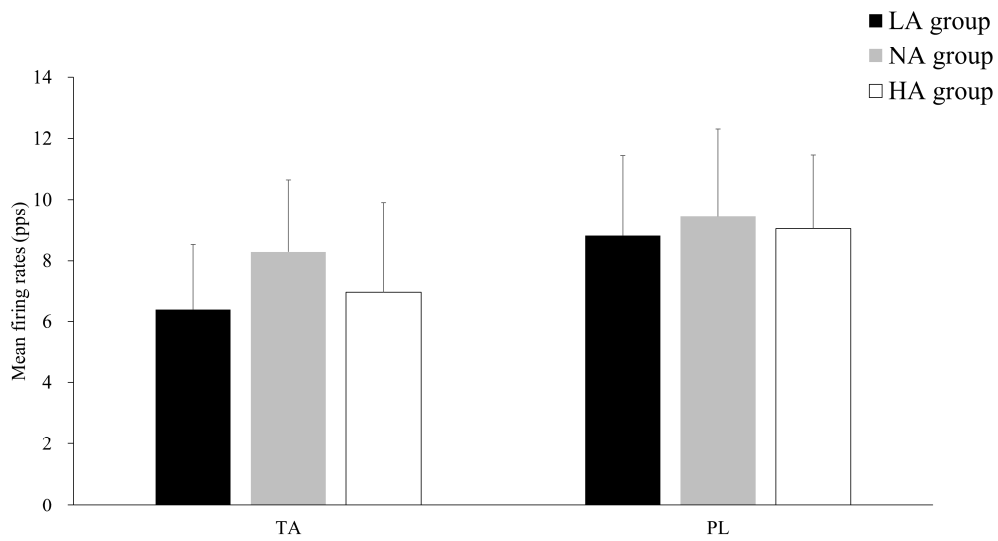


Figure 13. The mean firing rates of the tibialis anterior (TA) and peroneus longus (PL) in posteromedial direction during mSEBT among the arch groups.

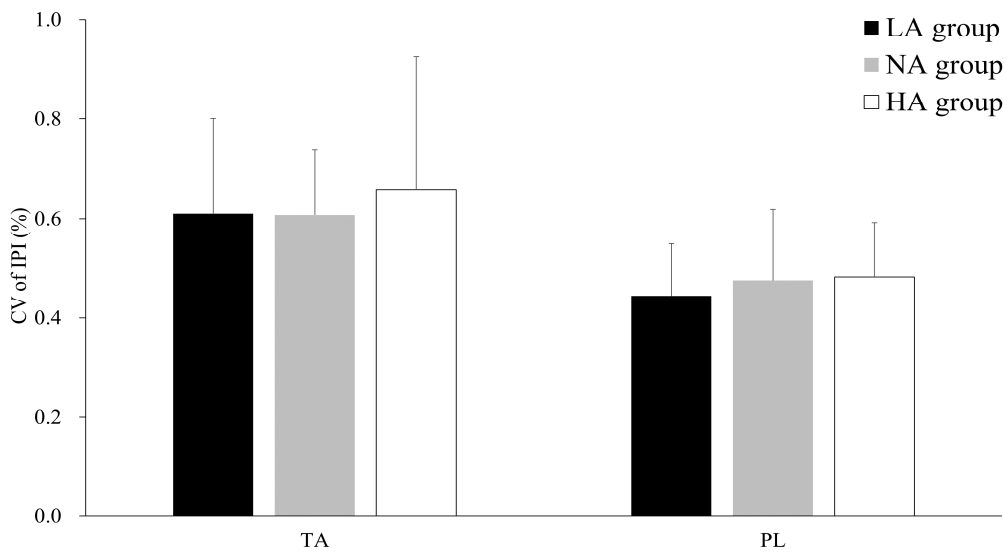


Figure 14. The coefficient of variance of inter-pulse interval of the tibialis anterior (TA) and peroneus longus (PL) in posteromedial direction during mSEBT among the arch groups.

3) Posterolateral direction

Table 17. Descriptives for motor unit firing behaviors of tibialis anterior and peroneus longus in posterolateral direction during mSEBT among the arch groups.

Variables	Muscles	Low arch	Normal arch	High arch
MU recruitments (number)	Tibialis anterior	2.8 ± 1.3	2.8 ± 1.7	3.0 ± 1.3
	Peroneus longus	3.8 ± 2.8	2.5 ± 1.0	3.4 ± 2.0
Mean firing rates (pps)	Tibialis anterior	6.3 ± 2.2	9.0 ± 3.5	6.7 ± 2.3
	Peroneus longus	8.3 ± 2.2	9.3 ± 2.8	10.3 ± 1.5
CV of IPI (%)	Tibialis anterior	0.6 ± 0.2	0.7 ± 0.1	0.6 ± 0.2
	Peroneus longus	0.5 ± 0.2	0.5 ± 0.1	0.5 ± 0.1

Mean ± Standard deviation; MU recruitments, the number of motor unit recruitments; pps, pulse per seconds; CV of IPI, coefficient of variance of inter-pulse interval.

Table 18. Results of one-way ANOVA for motor unit firing behaviors of tibialis anterior and peroneus longus in posterolateral direction during mSEBT among the arch groups.

Variables	Muscles		SS	df	MS	F	p	ES
MU recruitments (number)	Tibialis anterior	Between Groups	0.189	2	0.095	0.047	0.954	0.009
		Within Groups	71.996	36	2			
		Total	72.185	38				
MU recruitments (number)	Peroneus longus	Between Groups	11.038	2	5.519	1.304	0.283	0.096
		Within Groups	160.788	38	4.231			
		Total	171.827	40				
Mean firing rates (pps)	Tibialis anterior	Between Groups	54.688	2	27.344	3.828	0.031	0.302
		Within Groups	257.155	36	7.143			
		Total	311.844	38				
Mean firing rates (pps)	Peroneus longus	Between Groups	27.583	2	13.792	2.779	0.075	0.108
		Within Groups	188.596	38	4.963			
		Total	216.18	40				
CV of IPI (%)	Tibialis anterior	Between Groups	0.004	2	0.002	0.049	0.953	0.029
		Within Groups	1.309	36	0.036			
		Total	1.312	38				
CV of IPI (%)	Peroneus longus	Between Groups	0.008	2	0.004	0.196	0.823	0.249
		Within Groups	0.771	38	0.02			
		Total	0.779	40				

MU recruitments, the number of motor unit recruitments; pps, pulse per seconds; CV of IPI, coefficient of variance of inter-pulse interval.

족부 아치 형태에 따른 mSEBT 검사의 PL 방향 시 TA와 PL 운동단위의 방전특성의 평균과 표준편차 값은 <Table 17>에 제시하였으며, <Table 18>은 mSEBT 검사 PL 방향 시 TA와 PL의 운동단위 방전특성의 그룹 간 차이를 분석하기 위해 일원배치 분산분석을 실시한 결과이다.

<Table 18>의 일원배치 분산분석 결과, TA의 방전율에서 집단 간 유의한 차이가 나타났다. 이에 대한 사후 검증 결과 NA group이 LA group과 HA group보다 TA의 방전율이 유의하게 높은 것으로 나타났다. 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았으나, LA group의 PL의 방전율이 HA group보다 낮은 경향을 보이는 것으로 나타났다.

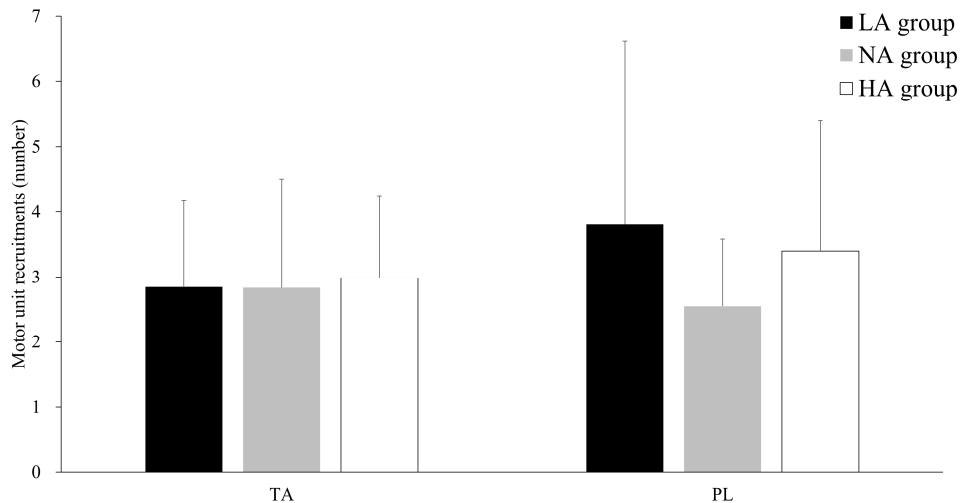


Figure 15. The number of motor unit recruitments of the tibialis anterior (TA) and peroneus longus (PL) in posterolateral direction during mSEBT among the arch groups.

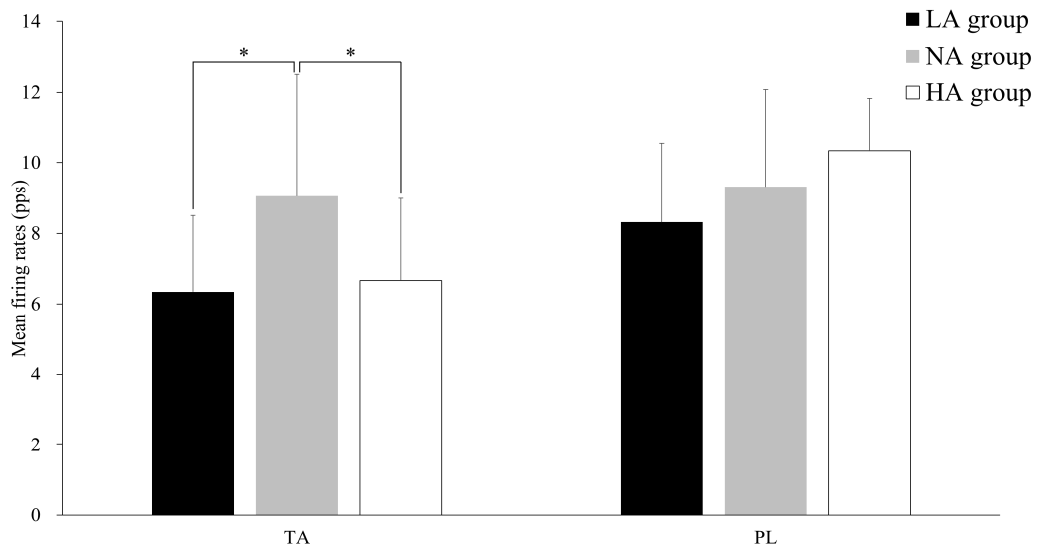


Figure 16. The mean firing rates of the tibialis anterior (TA) and peroneus longus (PL) in posterolateral direction during mSEBT among the arch groups. Asterisks denote statistically significant differences at $p < 0.05$.

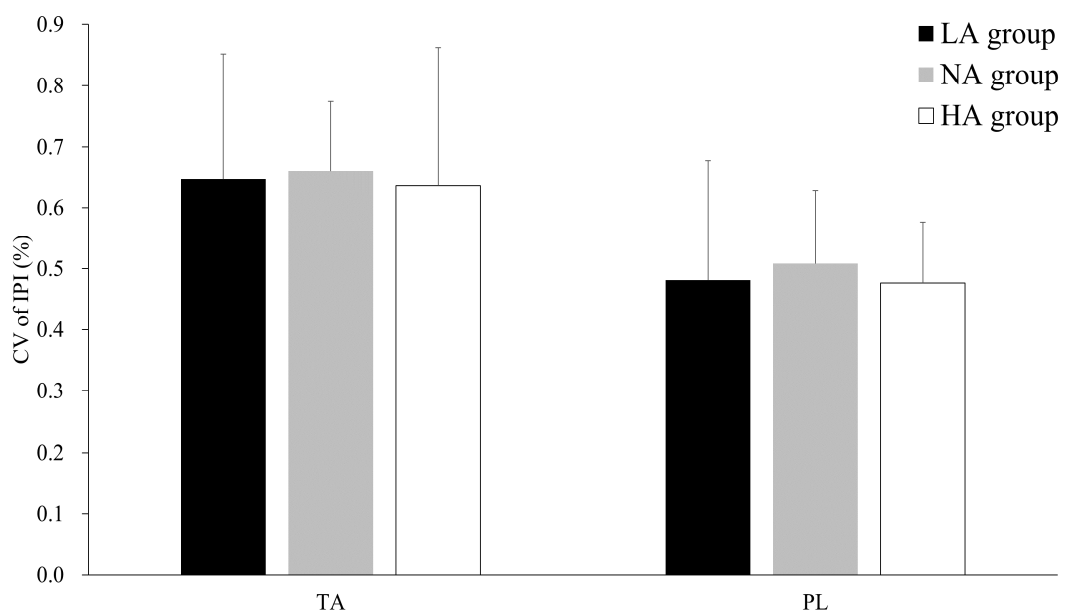


Figure 17. The coefficient of variance of inter-pulse interval of the tibialis anterior (TA) and peroneus longus (PL) in posterolateral direction during mSEBT among the arch groups.

V. 논의

본 연구에서는 족부 아치 형태에 따른 동적균형능력, 하지 근활성 및 운동단위 방전특성의 차이를 분석하고자 하였다. 본 연구를 통해 얻은 결과는 다음과 같다. (1) 족부 아치 형태에 따른 동적균형능력에는 차이가 나타나지 않았다. (2) mSEBT의 ANT 방향에서 HA group의 VL의 근활성도가 NA group과 LA group보다 높게 나타났으며, VM의 근활성도가 NA group보다 높은 경향을 보이는 것으로 나타났다. (3) mSEBT의 ANT 방향에서 LA group의 TA의 활동전위 사이간격의 변동성의 값이 NA group보다 높게 나타났다. (4) mSEBT의 PL 방향에서 NA group의 TA의 방전율이 LA group과 HA group보다 높게 나타났으며, LA group의 PL의 방전율이 HA group보다 낮은 경향을 보이는 것으로 나타났다.

이러한 결과는 족부아치형태에 따라 동적균형능력검사 시 하지 근활성 및 운동단위 방전특성에 차이가 발생할 것이라는 본 연구의 가설과 일부 일치하는 결과로 상세한 논의는 다음과 같다.

1. 족부아치 형태에 따른 mSEBT 수행 중 하지 근활성도

mSEBT ANT 방향에서 HA group의 VL의 근활성도가 NA group과 LA group보다 높게 나타났다. 또한, VM의 근활성도가 HA group이 NA group보다 높은 경향을 보이는 것으로 나타났다. SEBT 시 건강한 성인을 대상으로 하지의 근활성도를 살펴본 Earl et al. (2001)의 연구에 따르면, ANT 방향에서 VM과 VL의 활성이 높아지는 것으로 나타났다. 그러나 HA group의 경우 목말뎀관절이 과도하게 뒤침(hypersupination)되어 있어 수직지면반력(vertical ground reaction force)의 벡터 방향이 상대적으로 바깥쪽(lateral)로 이동하게 되는데(Hillstrom et al., 2013), 이는 HA group에 상대적으로 높은 부하가 유발되어 VL의 활성이 NA group과 LA group에 비해 높아진 것으로 판단된다. 또한, 발목의 과도한 옆

침과 뒤침과 같은 비정상적 정렬상태는 상지와 하지로의 정렬에 영향을 주는데 (Pinto et al., 2008) HA group의 경우 목말밑관절의 과도한뒤침을 특징으로 안굽이무릎(genu varum)를 유발시킨다(Chun & Lee, 2018). 안굽이무릎의 경우 무릎의 정상적인 정렬(normal genu varum)이나 밖굽이무릎(genu valgum)에 비해 VM과 VL의 근활성이 높아지는 것으로 보고되었다(Sogabe et al., 2009). 이는 본 연구 결과와 일치하며, 따라서 HA group VM의 활성이 NA group보다 높은 경향을 보이는 것으로 판단된다.

2. 족부아치 형태에 따른 mSEBT 수행 중 하지의 운동단위 방전 특성

mSEBT ANT 방향에서 LA group의 TA의 활동전위 사이 간격의 변동성이 NA group보다 높게 나타났다. 활동전위 사이 간격의 변동성은 활동전위사이 간격의 표준편차(standard deviation of inter-pulse interval)을 활동전위사이 간격의 평균(mean of inter-pulse interval)을 나누고 100을 곱하여 나타내는 값으로, 그 값이 커질수록 안정성(steadiness)가 떨어지게 된다. 정강뼈의 전방전위(anterior tilt)는 안쪽 세로아치의 높이가 낮아지게 만든다(Wright et al., 2012). TA는 SEBT 시 정강뼈의 전방전위를 줄여 안쪽 세로아치가 편평해지거나 옆침되는 것을 예방하는 역할을 하고, 아치를 안정화시키기 위해 작용하며 근활성의 변동성(fluctuation)이 발생하게 된다(Karagiannakis et al., 2020). LA group은 NA group에 비해 상대적으로 아치를 안정화시키기 위한 수요(demands)가 더 크기 때문에 TA의 활성이 높아지는 것으로 보고되었다(Murley et al., 2009). 따라서 LA group의 경우 안쪽 세로아치의 과부화(overloading)을 막기 위해 TA의 활동전위 사이 간격의 변동성이 NA group보다 더 크게 나타난 것으로 판단된다.

mSEBT PL 방향에서 NA group의 TA의 방전율이 LA group과 HA group보다 높게 나타났다. TA는 체중 부하 시 목말밑관절 및 안쪽 세로아치의 안정성을 유지하며 발목을 발등굽힘(dorsiflexion)시키고, 목말밑관절의 가쪽번짐을 감소할 뿐만 아니라 발의 옆침을 제한하는 역할을 한다(Kendall et al., 2005; Murely et al., 2009). HA group는 PL의 횡단면적이 TA의 횡단면적에 비해 커지고(Helliwell et

al., 1995), PL에 비해 상대적으로 TA이 약한 특징을 보인다(Kim, 2017). 반면, LA group의 경우, 목말밑관절의 옆침으로 TA가 길어지고(Ho et al., 2022) 이로 인하여 근육의 활성이 낮아진다(Worrell et al., 2001). 또한, 발등굽힘 시 TA 활성은 LA group이 NA group에 비해 낮게 나타났다(Koh & Jung, 2018). 따라서 NA group의 경우 LA group과 HA group보다 TA의 방전율이 높게 나타난 것으로 판단된다.

또한 mSEBT PL 방향에서 LA group의 PL 방전율이 HA group보다 낮은 경향을 보이는 것으로 나타났다. Murley et al. (2009)의 연구에서도 보행 시 LA group이 NA group과 HA group보다 PL의 활성도가 낮게 나타났다. LA group의 경우 목말밑관절이 과도하게 옆침되어 있어 PL의 모멘트팔(moment arm)이 길어진다고 보고되었는데(Kirby, 2001), 이는 PL이 발바닥 굽힘(plantar flexion) 토크(torque)를 생성하기 위해서 상대적으로 적은 힘만을 발생시켜도 동일한 토크를 만들 수 있다는 의미($\text{torque} = \text{force} \times \text{moment arm}$)로 이러한 이유 때문에 PL의 활성도가 NA group과 LA group에 비해 낮아졌을 것으로 생각된다(Hagen et al., 2016). 또한 LA group은 HA group에 비해 상대적으로 발의 바깥쪽 부분의 안정성이 높기 때문에 PL의 활성이 낮아져(Murley et al., 2009) LA group PL의 방전율이 HA group보다 낮게 나타난 것으로 판단된다.

3. 족부아치 형태에 따른 동적균형능력

본 연구에서 동적균형능력은 족부 아치 형태에 따라 차이가 나타나지 않았는데 이는 본 연구결과에서 언급한 바와 같이 족부 아치 형태에 따라 근육의 활성 패턴과 운동단위의 방전특성에 차이가 생기며 보상작용으로 차이가 나타나지 않은 것으로 판단된다.

그러나 mSEBT 시 ANT 방향에서 VL과 VM의 근활성을 제외하고, PM과 PL 방향에서 하지 근육의 근활성도에는 아치형태별 유의한 차이가 나타나지 않았다. 또한, ANT 방향에서 TA의 활동전위 사이 간격의 변동성과 PL 방향에서 TA의 방전율, PL 방향에서 PL의 방전율을 제외하고 방향별, 아치 형태별 운동단위 방전특성에는 유의한 차이가 나타나지 않았다. 이는 SEBT 동작의 특징과 관련이

있을 것으로 생각되는데 SEBT는 한 다리는 single leg squat 자세에서 반대편 다리를 세 방향으로 뺏는 동작으로 구성되어, 발목관절보다는 무릎관절과 엉덩관절의 부하가 커지며 두 관절에서의 근력과 자세조절 능력이 중요한 요인으로 작용한다(Lee et al., 2022). 본 연구에서도 족부 아치 형태에 따라 무릎관절의 움직임에 관여하는 근육의 활성화에는 일부 방향에서 차이가 나타났으나, 발목관절의 움직임에 관여하는 근육의 활성화에는 세 방향 모두에서 차이가 나타나지 않았는데 이는 선행연구(Lee et al., 2022)와 동일한 결과이다. 따라서 아치 형태별 발목관절의 움직임에 관여하는 근육인 GM, GL, SOL의 활성화도와 TA, PL의 운동단위 방전특성에 차이가 나타나지 않은 것이라 판단된다.

본 연구의 한계는 다음과 같다. 첫 번째, 본 연구에서는 신체의 정렬상태를 확인하지 못하였다. 발목관절정렬의 변화는 신체 전체의 정렬에 영향을 줄 수 있다는 선행연구(Pinto et al., 2008)에 따라 추후 연구에서는 신체정렬상태를 동시에 확인하는 것이 필요하다고 생각된다. 두 번째, 하지의 운동학적 변인을 측정하지 못하였다. 하지의 운동학적 변인은 족부 아치 형태에 따라 달라지며(Koshino et al., 2020), 이는 균형능력에 영향을 줄 수 있기 때문에(Hollander et al., 2019) 추후 연구에서는 운동학적 변인을 측정하는 것이 필요하다고 생각된다. 세 번째, 발의 내재근과 뒤정강근 및 엉덩관절 움직임에 관여하는 근육의 활성화도 및 운동단위의 방전특성을 측정하지 못하였다. 발의 내재근과 뒤정강근의 활성화는 족부 아치 형태에 따라 달라지게 된다(Huang et al., 2019; Kohls-Gatzoulis et al., 2004). 또한 엉덩관절 움직임에 관여하는 근육은 SEBT 시 중요한 역할을 할 뿐만 아니라(Lee et al., 2022) 족부 아치 형태에 따라 활성화도가 변화하는 것으로 알려졌다(Khodaveisi et al., 2016). 따라서 추후 연구에서는 이러한 근육들의 족부아치의 형태적 특성에 따른 활성화도 및 운동단위 방전특성의 차이를 확인하는 것이 필요하다고 생각된다.

VI. 결론 및 제언

본 연구는 족부 아치 형태에 따라 동적균형능력 검사 시 동적균형능력, 하지 근활성 및 아치에 관여하는 TA와 PL의 운동단위 방전특성의 차이를 규명하고자 하였다. 본 연구의 결론은 다음과 같다.

첫째, mSEBT ANT 방향에서 HA group의 VL 활성도가 NA group과 LA group보다 유의하게 높게 나타났으며, HA group의 VM 활성도가 LA group보다 높은 경향을 보이는 것으로 나타났다.

둘째, mSEBT ANT 방향에서 LA group의 TA의 활동전위 사이 간격의 변동성이 NA group보다 유의하게 높게 나타났다.

셋째, mSEBT PL 방향에서 NA group의 TA의 방전율이 LA group과 HA group보다 유의하게 높게 나타났으며, LA group의 PL의 방전율이 HA group보다 낮은 경향을 보이는 것으로 나타났다.

넷째, 족부 아치 형태에 따라 동적균형능력에는 차이가 나타나지 않았다.

이상 결과를 종합해보면, 족부 아치 형태에 따라 동적균형능력에는 차이가 나타나지 않았으나 하지 근활성도 및 아치 형성에 관여하는 TA와 PL의 운동단위 방전특성과 움직임 조절하는 메커니즘의 차이가 존재하는 것으로 나타났다.

그러나 동적균형능력의 차이가 발생하지 않은 이유가 하지 근활성과 운동단위 방전특성으로 인한 것인지 후속 연구를 통해 확인하는 것이 필요할 것으로 생각되며, 족부 아치 형태에 따른 운동단위의 방전특성을 살펴본 연구가 부족하여 추가적인 연구가 필요할 것으로 생각된다. 또한, 본 연구의 대상자가 적어 더 많은 인원을 대상으로 한 연구가 필요하며, dEMG 센서를 아치 형성에 관여하는 발의

내재근과 외재근, 엉덩관절 움직임에 관여하는 근육에 부착하여 움직임 조절 메커니즘을 재확인하는 것이 필요할 것으로 생각된다.

참고문헌

- 김창영, 이세용, & 강태규. (2020). 족궁 (foot arch) 높이 특성 차이가 신체 동적 균형 능력에 미치는 영향. *한국스포츠학회*, 18(3), 1351-1358.
- Aoyama, T., & Kohno, Y. (2022). Differences in motor unit firing properties of the vastus lateralis muscle during postural and voluntary tasks. *Frontiers in Physiology*, 2082.
- Brody, D. M. (1982). Techniques in the evaluation and treatment of the injured runner. *The Orthopedic Clinics of North America*, 13(3), 541-558.
- Chun, H. L., & Lee, B. H. (2018). The immediate effects of foot pressure based insole on ankle dorsiflexion range of motion, postural sway, and muscle activation in healthy adults with genu varum. *Physical Therapy Rehabilitation Science*, 7(4), 164-171.
- Cote, K. P., Brunet, M. E., Gansneder, B. M., & Shultz, S. J. (2005). Effects of pronated and supinated foot postures on static and dynamic postural stability. *Journal of Athletic Training*, 40(1), 41-46.
- Daniels, L., Hislop, H. J., Montgomery, J., & Worthingham, C. (2007). *Daniels and Worthingham's muscle testing: techniques of manual examination*. Saunders/Elsevier.
- De Luca, C. J., & Contessa, P. (2012). Hierarchical control of motor units in voluntary contractions. *Journal of Neurophysiology*, 107(1), 178-195.
- De Luca, C. J., & Contessa, P. (2015). Biomechanical benefits of the onion-skin motor unit control scheme. *Journal of Biomechanics*, 48(2), 195-203.
- De Luca, C. J., & Erim, Z. (1994). Common drive of motor units in

- regulation of muscle force. *Trends in Neurosciences*, 17(7), 299-305.
- De Luca, C. J., & Forrest, W. J. (1973). Some properties of motor unit action potential trains recorded during constant force isometric contractions in man. *Kybernetik*, 12, 160-168.
- De Luca, C. J., Adam, A., Wotiz, R., Gilmore, L. D., & Nawab, S. H. (2006). Decomposition of surface EMG signals. *Journal of Neurophysiology*, 96(3), 1646-1657.
- De Luca, C. J., LeFever, R. S., McCue, M. P., & Xenakis, A. P. (1982). Control scheme governing concurrently active human motor units during voluntary contractions. *The Journal of Physiology*, 329(1), 129-142.
- Donatelli R. *The biomechanics of the foot and ankle*. Philadelphia: F.A. Davis company 2009.
- Earl, J. E., & Hertel, J. (2001). Lower-extremity muscle activation during the star excursion balance tests. *Journal of Sport Rehabilitation*, 10(2), 93-104.
- Erimaki, S., Agapaki, O. M., & Christakos, C. N. (2013). Neuromuscular mechanisms and neural strategies in the control of time-varying muscle contractions. *Journal of Neurophysiology*, 110(6), 1404-1414.
- Gribble, P. (2003). The star excursion balance test as a measurement tool. *International Journal of Athletic Therapy and Training*, 8(2), 46-47.
- Gribble, P. A., & Hertel, J. (2003). Considerations for normalizing measures of the star excursion balance test. *Measurement in Physical Education and Exercise Science*, 7(2), 89-100.
- Gribble, P. A., Hertel, J., & Denegar, C. R. (2006). Chronic ankle instability and fatigue create proximal joint alterations during performance of the Star Excursion Balance Test. *International Journal of Sports Medicine*, 236-242.

- Gribble, P. A., Hertel, J., & Plisky, P. (2012). Using the star excursion balance test to assess dynamic postural-control deficits and outcomes in lower extremity injury: a literature and systematic review. *Journal of Athletic Training, 47*(3), 339-357.
- Gribble, P. A., Hertel, J., Denegar, C. R., & Buckley, W. E. (2004). The effects of fatigue and chronic ankle instability on dynamic postural control. *Journal of Athletic Training, 39*(4), 321.
- Guskiewicz, K. M., & Perrin, D. H. (1996). Research and clinical applications of assessing balance. *Journal of Sport Rehabilitation, 5*(1), 45-63.
- Hagen, M., Schwiertz, G., Landorf, K. B., Menz, H. B., & Murley, G. S. (2016). Selective activation of lower leg muscles during maximum voluntary isometric contractions. *Human Movement Science, 50*, 30-37.
- Headlee, D. L., Leonard, J. L., Hart, J. M., Ingersoll, C. D., & Hertel, J. (2008). Fatigue of the plantar intrinsic foot muscles increases navicular drop. *Journal of Electromyography and Kinesiology, 18*(3), 420-425.
- Helliwell, T. R., Tynan, M., Hayward, M., Klenerman, L., Whitehouse, G., & Edwards, R. H. T. (1995). The pathology of the lower leg muscles in pure forefoot pes cavus. *Acta Neuropathologica, 89*, 552-559.
- Henneman, E. (1957). Relation between size of neurons and their susceptibility to discharge. *Science, 126*(3287), 1345-1347.
- Hermens, H. J., Freriks, B., Disselhorst-Klug, C., & Rau, G. (2000). Development of recommendations for sEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of Electromyography and Kinesiology, 10*(5), 361-374.
- Hertel, J., Braham, R. A., Hale, S. A., & Olmsted-Kramer, L. C. (2006). Simplifying the star excursion balance test: analyses of subjects with and without chronic ankle instability. *Journal of Orthopedic & Sports*

- Physical Therapy*, 36(3), 131-137.
- Hertel, J., Gay, M. R., & Denegar, C. R. (2002). Differences in postural control during single-leg stance among healthy individuals with different foot types. *Journal of Athletic Training*, 37(2), 129.
- Hillstrom, H. J., Song, J., Kraszewski, A. P., Hafer, J. F., Mootanah, R., Dufour, A. B., ... & Deland III, J. T. (2013). Foot type biomechanics part 1: structure and function of the asymptomatic foot. *Gait & Posture*, 37(3), 445-451.
- Ho, I. M., Weldon, A., Yeung, N. C., & Luk, J. T. (2022). Low-dye taping may enhance physical performance and muscle activation in basketball players with overpronated feet. *Plos One*, 17(10), e0275178.
- Hunt, A. E., Smith, R. M., Torode, M., & Keenan, A. M. (2001). Inter-segment foot motion and ground reaction forces over the stance phase of walking. *Clinical Biomechanics*, 16(7), 592-600.
- Hunter, S. K., Yoon, T., Farinella, J., Griffith, E. E., & Ng, A. V. (2008). Time to task failure and muscle activation vary with load type for a submaximal fatiguing contraction with the lower leg. *Journal of Applied Physiology*, 105(2), 463-472.
- Jaber, H., Lohman, E., Daher, N., Bains, G., Nagaraj, A., Mayekar, P., ... & Alameri, M. (2018). Neuromuscular control of ankle and hip during performance of the star excursion balance test in subjects with and without chronic ankle instability. *Plos One*, 13(8), e0201479.
- Jesunathadas, M., Marmon, A. R., Gibb, J. M., & Enoka, R. M. (2010). Recruitment and derecruitment characteristics of motor units in a hand muscle of young and old adults. *Journal of Applied Physiology*, 108(6), 1659-1667.
- Jung, D. Y., Kim, M. H., Koh, E. K., Kwon, O. Y., Cynn, H. S., & Lee, W. H. (2011). A comparison in the muscle activity of the abductor

- hallucis and the medial longitudinal arch angle during toe curl and short foot exercises. *Physical Therapy in Sport*, 12(1), 30-35.
- Kanosue, K., Yoshida, M., Akazawa, K., & FUJII, K. (1979). The number of active motor units and their firing rates in voluntary contraction of human brachialis muscle. *The Japanese Journal of Physiology*, 29(4), 427-443.
- Karagiannakis, D. N., Iatridou, K. I., & Mandalidis, D. G. (2020). Ankle muscles activation and postural stability with star excursion balance test in healthy individuals. *Human Movement Science*, 69, 102563.
- Kelly, L. A., Kuitunen, S., Racinais, S., & Cresswell, A. G. (2012). Recruitment of the plantar intrinsic foot muscles with increasing postural demand. *Clinical Biomechanics*, 27(1), 46-51.
- Kendall, F. P., McCreary, E. K., & Provance, P. G. (1993). *Muscles testing and function with posture and pain*. In *Muscles testing and function with posture and pain* (pp. xv-451).
- Khodaveisi, H., Sadeghi, H., Memar, R., & Anbarian, M. (2016). Comparison of selected muscular activity of trunk and lower extremities in young women's walking on supinated, pronated and normal foot. *Apunts. Medicina de l'Esport*, 51(189), 13-19.
- Kim, B. S. (2017). Suppl-4, M5: Reconstruction of Cavus Foot: A Review. *The Open Orthopaedics Journal*, 11, 651.
- Kim, J., Lee, J., Kim, D., Islomjon, B., Lee, K., & Yoon, T. (2021). Acute Response of Toe-Spread-Out Exercise on Medial Longitudinal Arch Height and Balance. *The Asian Journal of Kinesiology*, 23(1), 27-33.
- Kirby, K. A. (2001). Subtalar joint axis location and rotational equilibrium theory of foot function. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 91(9), 465-487.
- Koh, E. K., & Jung, D. Y. (2018). Comparison of subtalar joint range of motion and dorsiflexor muscle activity between normal and pes

- planus feet. *Korean Society of Physical Medicine*, 13(2), 129-135.
- Kohls-Gatzoulis, J., Angel, J. C., Singh, D., Haddad, F., Livingstone, J., & Berry, G. (2004). Tibialis posterior dysfunction: a common and treatable cause of adult acquired flatfoot. *BMJ (Clinical research ed.)*, 329(7478), 1328-1333.
- Koshino, Y., Samukawa, M., Chida, S., Okada, S., Tanaka, H., Watanabe, K., ... & Tohyama, H. (2020). Postural stability and muscle activation onset during double-to single-leg stance transition in flat-footed individuals. *Journal of Sports Science & Medicine*, 19(4), 662.
- Kulig, K., Burnfield, J. M., Requejo, S. M., Sperry, M., & Terk, M. (2004). Selective activation of tibialis posterior: evaluation by magnetic resonance imaging. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 36(5), 862-867.
- Langley, B., Cramp, M., & Morrison, S. C. (2016). Clinical measures of static foot posture do not agree. *Journal of Foot and Ankle Research*, 9(1), 1-6.
- Lee, D. B., & Choi, J. D. (2016). The effects of foot intrinsic muscle and tibialis posterior strengthening exercise on plantar pressure and dynamic balance in adults flexible pes planus. *Physical Therapy Korea*, 23(4), 27-37.
- Lee, S. M., Son, S. M., Hwang, Y. T., & Park, S. (2022). The Effect of Insole to Flexible Flat Foot on Dynamic Balance and Ankle Muscle Activity during the Y-Balance Test. *The Journal of Korean Physical Therapy*, 34(5), 218-223.
- Marzano R. (2014). Nonoperative management of adult flatfoot deformities. *Clinics in Podiatric Medicine and Surgery*, 31(3), 337-347.
- McKeon, P. O., Hertel, J., Bramble, D., & Davis, I. (2015). The foot core system: a new paradigm for understanding intrinsic foot muscle function. *British Journal of Sports Medicine*, 49(5), 290-290.

- Mitchell, A., Dyson, R., Hale, T., & Abraham, C. (2008). Biomechanics of ankle instability. Part 1: Reaction time to simulated ankle sprain. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 40(8), 1515-1521.
- Murley, G. S., Landorf, K. B., Menz, H. B., & Bird, A. R. (2009). Effect of foot posture, foot orthoses and footwear on lower limb muscle activity during walking and running: a systematic review. *Gait & Posture*, 29(2), 172-187.
- Nagano, K., Okuyama, R., Taniguchi, N., & Yoshida, T. (2018). Gender difference in factors affecting the medial longitudinal arch height of the foot in healthy young adults. *Journal of Physical Therapy Science*, 30(5), 675-679.
- Neal, B. S., Griffiths, I. B., Dowling, G. J., Murley, G. S., Munteanu, S. E., Franettovich Smith, M. M., ... & Barton, C. J. (2014). Foot posture as a risk factor for lower limb overuse injury: a systematic review and meta-analysis. *Journal of Foot and Ankle Research*, 7, 1-13.
- Neptune, R. R., & Vistamehr, A. (2019). Dynamic balance during human movement: measurement and control mechanisms. *Journal of Biomechanical Engineering*, 141(7).
- Newman, P., Witchalls, J., Waddington, G., & Adams, R. (2013). Risk factors associated with medial tibial stress syndrome in runners: a systematic review and meta-analysis. *Open Access Journal of Sports Medicine*, 229-241.
- Noh, B., Masunari, A., Akiyama, K., Fukano, M., Fukubayashi, T., & Miyakawa, S. (2015). Structural deformation of longitudinal arches during running in soccer players with medial tibial stress syndrome. *European Journal of Sport Science*, 15(2), 173-181.
- Norris, B., & Trudelle-Jackson, E. (2011). Hip-and thigh-muscle activation during the star excursion balance test. *Journal of Sport Rehabilitation*, 20(4), 428-441.

- O'Brien, D. L., & Tyndyk, M. (2014). Effect of arch type and Body Mass Index on plantar pressure distribution during stance phase of gait. *Acta of Bioengineering and Biomechanics, 16*(2).
- Olmsted, L. C., & Hertel, J. (2004). Influence of foot type and orthotics on static and dynamic postural control. *Journal of Sport Rehabilitation, 13*(1), 54-66.
- Olmsted, L. C., & Hertel, J. (2004). Influence of foot type and orthotics on static and dynamic postural control. *Journal of Sport Rehabilitation, 13*(1), 54-66.
- Olmsted, L. C., Carcia, C. R., Hertel, J., & Shultz, S. J. (2002). Efficacy of the star excursion balance tests in detecting reach deficits in subjects with chronic ankle instability. *Journal of Athletic Training, 37*(4), 501.
- Petajan, J. H. (1991). AAEM minimonograph# 3: motor unit recruitment. *Muscle & Nerve: Official Journal of the American Association of Electrodiagnostic Medicine, 14*(6), 489-502.
- Picot, B., Terrier, R., Forestier, N., Fourchet, F., & McKeon, P. O. (2021). The star excursion balance test: an update review and practical guidelines. *International Journal of Athletic Therapy and Training, 26*(6), 285-293.
- Pinto, R. Z., Souza, T. R., Trede, R. G., Kirkwood, R. N., Figueiredo, E. M., & Fonseca, S. T. (2008). Bilateral and unilateral increases in calcaneal eversion affect pelvic alignment in standing position. *Manual Therapy, 13*(6), 513-519.
- Pohl, M. B., Hamill, J., & Davis, I. S. (2009). Biomechanical and anatomic factors associated with a history of plantar fasciitis in female runners. *Clinical Journal of Sport Medicine, 19*(5), 372-376.
- Powden, C. J., Dodds, T. K., & Gabriel, E. H. (2019). The reliability of the star excursion balance test and lower quarter y-balance test in

- healthy adults: a systematic review. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 14(5), 683.
- Ringhof, S., & Stein, T. (2018). Biomechanical assessment of dynamic balance: Specificity of different balance tests. *Human Movement Science*, 58, 140-147.
- Robinson, R. H., & Gribble, P. A. (2008). Support for a reduction in the number of trials needed for the star excursion balance test. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 89(2), 364-370.
- Root, M. L. (1977). Normal and abnormal function of the foot. *Clinical Biomechanics*, 457-459.
- Sudhakar, S., Kirthika, S. V., Padmanabhan, K., Kumar, G. M., Nathan, C. S., Gopika, R., & Samuel, A. J. (2018). Impact of various foot arches on dynamic balance and speed performance in collegiate short distance runners: A cross-sectional comparative study. *Journal of Orthopaedics*, 15(1), 114-117.
- Tsai, L. C., Yu, B., Mercer, V. S., & Gross, M. T. (2006). Comparison of different structural foot types for measures of standing postural control. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 36(12), 942-953.
- Williams Iii, D. S., McClay, I. S., & Hamill, J. (2001). Arch structure and injury patterns in runners. *Clinical Biomechanics*, 16(4), 341-347.
- Williams, D. S., & McClay, I. S. (2000). Measurements used to characterize the foot and the medial longitudinal arch: reliability and validity. *Physical Therapy*, 80(9), 864-871.
- Winter, D. A., Patla, A. E., & Frank, J. S. (1990). Assessment of balance control in humans. *Medical Progress Through Technology*, 16(1-2), 31-51.
- Worrell, T. W., Karst, G., Adamczyk, D., Moore, R., Stanley, C., Steimel, B., & Steimel, S. (2001). Influence of joint position on electromyographic and

- torque generation during maximal voluntary isometric contractions of the hamstrings and gluteus maximus muscles. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 31(12), 730-740.
- Wright, W. G., Ivanenko, Y. P., & Gurfinkel, V. S. (2012). Foot anatomy specialization for postural sensation and control. *Journal of Neurophysiology*, 107(5), 1513-1521.
- Yamauchi, J., & Koyama, K. (2019). Toe flexor strength is not related to postural stability during static upright standing in healthy young individuals. *Gait & Posture*, 73, 323-327.
- Zhao, X., Tsujimoto, T., Kim, B., & Tanaka, K. (2017). Association of arch height with ankle muscle strength and physical performance in adult men. *Biology of Sport*, 34(2), 119-126.

Characteristics of Lower Extremity Muscle Activation and Motor Unit Firing Behaviors in response to Foot Arch Height during mSEBT

Suhyeon Ko

Department of kinesiology
The Graduate School
Jeju National University

Abstract

The purpose of this study was to determine the differences in the lower extremity muscles activities and motor unit firing behaviors in response to foot arch height during the modified star excursion balance test (mSEBT). A total of 42 healthy young adults who volunteered to participate were divided into three groups (14 normal arch (NA) group, 14 low arch (LA) group, 14 high arch (HA) group) by the navicular drop test. Muscle activation data (% maximum voluntary isometric contraction) from the gastrocnemius medialis (GM), gastrocnemius lateralis (GL), soleus (SOL), vastus medialis (VM), rectus femoris (RF), vastus lateralis (VL), and long head of biceps femoris (BF) were measured during mSEBT. In addition, motor unit firing behaviors

(number of motor unit recruitments, mean firing rates, and coefficient of variance of inter-pulse interval) from the tibialis anterior (TA) and peroneus longus (PL) during mSEBT. Normalized reach distances were measured in each reached direction of mSEBT. One-way ANOVA was performed to determine the differences in the measured values among the three arch groups during mSEBT. During mSEBT in an anterior direction, the HA group had a higher VL muscle activity than the NA and LA groups. The LA group had a higher coefficient of variance of inter-pulse interval of TA than the NA group ($p < 0.05$). Compared to the LA group, the HA group had a higher tendency for VM muscle activity during mSEBT in an anterior direction. During mSEBT in a posterolateral direction, the NA group had higher mean firing rates of TA than the LA and HA groups ($p < 0.05$). Also, compared to the HA group, the LA group had a lower tendency for mean firing rates of PL in a posterolateral direction. However, there were no significant differences in the dynamic balance ability among the three arch groups.

The findings of this study suggest that muscle activation of the VM and VL and motor unit firing behaviors of the TA and PL during mSEBT may provide a compensation mechanism in response to foot arch height.