

# 족관절 체중 부하 중립위에서 배굴 상태 변화에 따른 정상 원위 경비 결합의 방사선학적 측정

서울의료원 정형외과<sup>1</sup>, 노원을지대학교병원 정형외과<sup>2</sup>, 이경태 정형외과 의원<sup>3</sup>

신성기<sup>1</sup> · 김기천<sup>1</sup> · 송세용<sup>1</sup> · 양기원<sup>2</sup> · 이경태<sup>3</sup>

## Radiographic Evaluation of the Normal Distal Tibiofibular Syndesmosis in Neutral to Dorsiflexion on Weight-Bearing

Seong Kee Shin<sup>1</sup>, Ki Chun Kim<sup>1</sup>, Se Yong Song<sup>1</sup>, Ki Won Young<sup>2</sup>, Kyung Tai Lee<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Department of Orthopedic Surgery, Seoul Medical Center, Seoul, <sup>2</sup>Department of Orthopedic Surgery, Nowon Eulji Medical Center, Eulji University, Seoul, <sup>3</sup>K. T. Lee Orthopaedic Hospital, Seoul, Korea

**Purpose:** Reliable landmarks of ankle syndesmosis change in various positions is important for managing ankle injury. The purpose of our study was to investigate and compare radiographic landmarks of normal ankle in various positions.

**Methods:** The study involved both ankle radiographs of 30 subjects (15 males, 15 females) without clinical or radiographic abnormality. Tibiofibular clear space (TFCS) and tibiofibular overlap (TFO) were measured on anteroposterior (AP) and mortise radiographs in non-standing (NS) and standing (S) neutral and dorsiflexion 10° (DF10) and 20° (DF20). The radiographic measurements were used to calculate means, standard deviations, and intra- and interobserver reliabilities, and compare TFCS and TFO in various positions and genders.

**Results:** On the AP view, the mean TFCS in NS, S, DF10, and DF20 positions were 4.00±0.97, 4.00±0.83, 4.35±0.95, and 4.45±0.89 mm and the mean TFO on the same positions were 6.58±2.27, 4.27±1.90, 3.44±1.96, and 2.38±1.91 mm. On the mortise view, the mean TFCS in NS, DF10, and DF20 positions were 3.62±0.88, 4.08±0.86, and 3.88±0.97 mm and the mean TFO on the same positions were 3.57±2.13, 2.31±1.77, and 3.57±2.14 mm. The reliabilities in all positions except TFCS on some positions were excellent. No measurement was significantly different between females and males except TFO in NS on mortise view (p=0.006) and DF10 on AP view (p=0.032).

**Conclusion:** Increase of TFCS and decrease of TFO on AP view reflects syndesmosis change from NS to DF20 on standing. Clinically, the effect of weight-bearing and reliability of TFO should be considered.

**Keywords:** Tibiofibular syndesmosis, Tibiofibular clear space, Tibiofibular overlap, Syndesmotric injuries, Ankle sprain

Received: October 26, 2020 Revised: December 15, 2020 Accepted: December 29, 2020

Correspondence: Ki Chun Kim

Department of Orthopedic Surgery, Seoul Medical Center, 156 Sinnac-ro, Jungnang-gu, Seoul 02053, Korea

Tel: +82-2-2276-7841, Fax: +82-2-539-1262, E-mail: 711000e@seoulmc.or.kr

\*This research was supported by grants from the Seoul Medical Center, Research Institute in 2016 (16-C18).

Copyright ©2021 The Korean Society of Sports Medicine

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

## 서론

족관절 손상은 흔히 볼 수 있는 근골격계 외상 중 하나로 족관절 염좌의 약 5%에서 10%<sup>1,2</sup>, 족관절 골절의 약 23%에서 원위 경비 결합(syndesmosis)의 이개가 보인다<sup>3</sup>.

원위 경비 결합은 전하경비인대, 후하경비인대, 골간경비인대 및 골간 막으로 구성되며, 지주(strut) 역할을 하는 원위 비골, 내측의 삼각인대와 함께 거골의 외측 전위를 제한하면서 족관절의 회전 안정성에 기여하는 것 외에, 제한된 범위 내에서 족관절 격자의 폭과 깊이를 조절하여 6.4%-16%의 체중 부하 하중을 전달하는 비골의 동적 역할을 보조한다<sup>4,6</sup>. 거골 상부의 전면은 후면보다 약 5-6 mm 더 넓어서 족배 굴곡 시 비골은 근위부와 후외측 이동 및 외회전하면서 인대가 긴장되어 관절이 안정되며<sup>7</sup>, 족저 굴곡에서 족배 굴곡 시 과간 거리가 약 1.5 mm 벌어지면<sup>8</sup> 체중 부하가 더해지면 비골의 부하가 증가하게 된다<sup>4</sup>. 사체 연구에 의하면 전하경비인대 절제만으로 1-2.7도의 외회전이 증가한다<sup>9,10</sup>. 이상의 연구 결과들로부터 비체중 부하, 체중 부하, 배굴 정도에 따라 족관절에 가해지는 부하 증가에 따라 경비골 간격이 벌어질 것으로 예측할 수 있다.

단순 방사선 검사법으로 비체중 부하에서 족관절 단순 방사선 사진 격자상에서 경골 비골 간격(tibiofibular clear space, TFCS)이 3-6 mm 이하, 경골 비골 중복(tibiofibular overlap, TFO)이 1 mm 이상, 전후면상에서 TFO가 6 mm 이상 또는 비골 너비의 42% 이상인 경우를 정상으로 보았다<sup>11,12</sup>. Shah 등<sup>13</sup>은 정상인의 체중 부하 시 전후면상, 격자상에서 TFCS는 4.6±1.1 mm, 4.3±1.0 mm, TFO는 8.3±2.5 mm, 3.5±2.1 mm였으며, 격자상의 TFCS가 좌우 차이가 최소인 정확한 측정법이라고 하였다.

즉, 원위 경비 결합 고찰의 필요성, 중요성과 단순 방사선 사진을 이용한 평가의 편의성, 신속성에 대해 대부분 일치된 의견을 보이지만 정상과 비정상의 경계를 정하는 데 있어 족관절 위치에 따른 생역학적 변화, 체중 부하 여부<sup>14,16</sup>, 3차원적 구조의 2차원적 단순 방사선 영상 분석에 기인한 평가<sup>17</sup> 등으로 인한 오차에 대한 논란이 계속되고 있다.

원위 경비 결합의 평가에 있어서 컴퓨터단층촬영(computed tomography, CT)을 통해 단순 방사선 촬영의 단점을 보완할 수 있으나<sup>17,18</sup>, 실제 수술 환경에서는 이런 여건을 갖추는 것이 어려워 C-arm을 이용한 투시 영상으로 정복 여부를 평가하는 경우가 더 빈번하고, CT 영상조차 원위 인대 결합 측정 위치의 성별에 따른 차이가 보고되었다<sup>19</sup>. 또한 추적 검사 시 매번 CT 촬영을 하기 어려운 현실적 여건과 단순 방사선 사진 검사의 편의성 및 주기적 추적 관찰의 용이성을 고려한다면 단순 방사선 촬영을

이용하여 원위 경비 결합의 평가하는 것은 여전히 그 의미와 가치가 있다.

또한, 실제 임상 진료 환경에서 수상 초기 심한 통증으로 인해 수상 전과 동일한 정도의 전체중 부하가 불가한 경우가 빈번하고, 수술 환경에서 마취 하에서는 비체중 부하 상태에서 평가가 이루어지는 반면 통증이 호전된 후에는 체중 부하가 가능하므로 임상적 상황에 따른 상이한 생역학적 상태를 평가해야 한다.

서구권의 연구에 의하면 체중 부하 시 족관절의 변화<sup>2,4,5,14,15,20</sup>, TFO, TFCS의 성별에 따른 차이를 보고하고 있으나<sup>13,14,19,21</sup>, 국내에서는 이에 대한 연구가 없다.

본 연구는 첫째, 정상 족관절의 원위 경비인대 간격의 체중 부하 하에 단순 방사선 전후면상, 격자상에서의 중립 위치, 체중 부하 하에 10도 및 20도 족배 굴곡하였을 때 원위 경비 결합의 단순 방사선학적 정상 범위를 정하고, 체중 부하와 관계없는 지표의 유무를 알고자 하였다. 둘째, 족관절의 체중 부하 여부 및 족배 굴곡에 따른 경비골의 생역학적 변화에 따른 원위 경비 결합의 단순 방사선 촬영 상 측정 지표인 TFO, TFCS 측정값의 변화를 확인하고자 하였다. 셋째, 각 측정 위치에서 성별에 따른 유의한 차이가 있는지 알아보하고자 하였다.

## 연구 방법

### 1. 연구대상

본 연구와 관련해 서울의료원 윤리위원회의 심의를 서면동의서 면제로 통과하였다(No. 2016-042). 2016년 6월 1일부터 12월 31일까지 이전에 양측 족부 족관절 병력이 없는 정상인 남녀 각각 15명(각각 30예의 족관절)을 대상으로 하였다. 평균 나이는 35.5±9.6세(범위, 20-57세)로, 남자 32.5±9.8세(범위, 20-57세), 여자 38.5±8.6세(범위, 23-50세)였다. 평균 신장은 167.3±6.9 cm(범위, 155-178 cm)로 남자 173.2±3.3 cm(범위, 167-178 cm), 여자 161.5±3.6 cm(범위, 155-168 cm)였으며, 평균 체중은 65.0±11.3 kg(범위, 48-97 kg)로 남자 72.5±9.6 kg(범위, 57-97 kg), 여자 57.5±7.1 kg(범위, 48-75 kg)였다. 평균 체질량지수는 23.1±2.7 kg/m<sup>2</sup>(범위, 19.2-31 kg/m<sup>2</sup>)로, 남자 24.1±2.8 kg/m<sup>2</sup>(범위, 19.7-31 kg/m<sup>2</sup>), 여자 22.1±2.2 kg/m<sup>2</sup>(범위, 19.2-27.6 kg/m<sup>2</sup>)였다. 비만은 25 kg/m<sup>2</sup> 이상으로 정의하였으며<sup>22</sup>, 남자는 4명(족관절 8예)으로 평균 체질량지수는 26.2±0.9 kg/m<sup>2</sup>(범위, 25.3-27.4 kg/m<sup>2</sup>), 여자는 2명(족관절 4예)은 26.3±1.4 kg/m<sup>2</sup>(범위, 25.1-27.6 kg/m<sup>2</sup>)이었고, 전체는 26.2±1.0 kg/m<sup>2</sup>(범위, 25.1-27.6 kg/m<sup>2</sup>)이었다.

## 2. 연구설계

두 명의 정형외과 의사가 전후방상과 격자상에 대해 2주일 이상의 간격으로 2회 반복 측정하였다. TFCS는 관절면 상방 1 cm에서 측정된 경골 상의 비골 절흔(incisura fibularis)에서 비골 내측면까지 수평 거리이며, TFO는 비골 내측면에서 경골 전방 외측면까지 수평 거리로 측정하였다(Fig. 1A and B).

디지털 영상을 의료 영상 저장 전송시스템(picture archiving and communication system)용 의료영상 프로그램인 M6 (6.0.6.1 version; INFINTT Healthcare, Seoul, Korea)와 이에 내장된 소프트웨어 도구를 이용하여 거리를 측정하였다. 디지털 영상 계측의 정확성에 대해 1 mm 차이는 2 표준편차 내 범위로 유의하지 않다는 Fowler와 Ilyas<sup>23</sup>의 보고에 근거하여 0.1 mm 단위까지 측정하였으며, 동일 부위에 대한 두 측정치의 차이가 1 mm 이상일 때 유의한 차이로 간주하였다. 숙련된 영상 기사가 좌우측 족관절 각각에 대해 전후면상 및 격자상을 단순 방사선 촬영하였다. 튜브와 필름 사이의 거리는 1 m로 하였다.

중립위 전후면상은 양와위 비체중 부하 상태에서 족지가 지면에 수직이 되도록 한 후 조사선을 족관절의 중앙을 향해 수직 입사하여 촬영하였고, 격자상은 15도 내회전하여 동일한 방법으

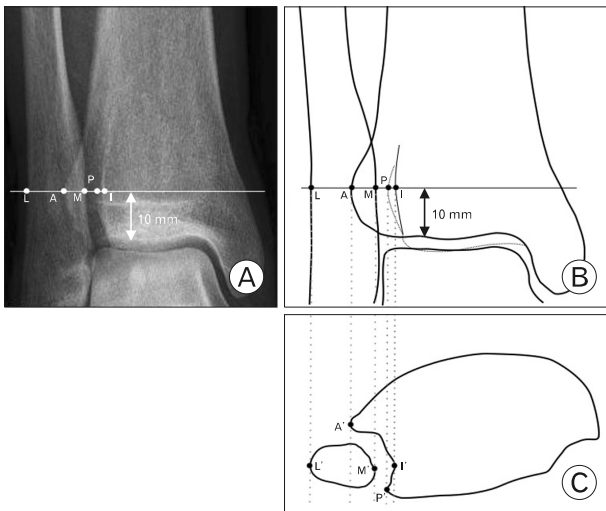
로 실시하였다. 체중 부하-중립 위치의 전후면상은 기립위에서 후족부를 필름 카세트(cassette)에 밀착시킨 후 조사선을 족관절의 중앙을 수평 입사하여 촬영하였다. 10도 및 20도 족배 굴곡 상태의 체중 부하 전후면상 및 격자상은 이 상태를 유지할 수 있는 발판 위에서 동일한 방법으로 촬영하였다(Fig. 2).

## 3. 통계 분석

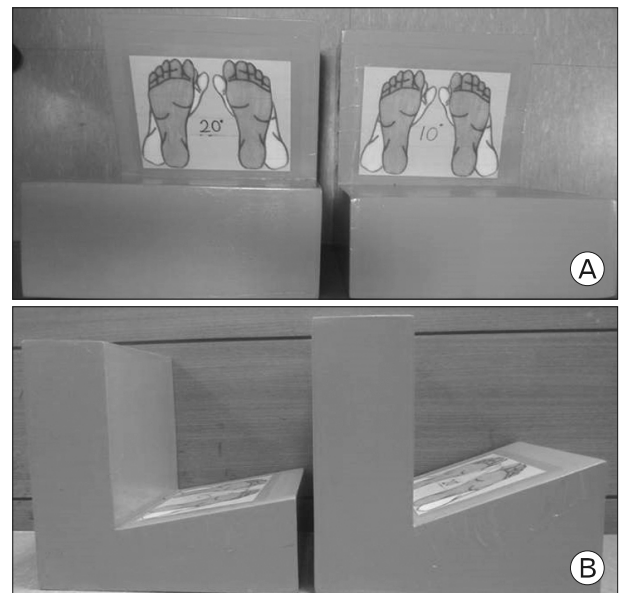
표본 크기는 관찰자 1의 첫 번째 측정치중 남녀 각 10개의 족관절을 표본으로 추출하여 각 변수에 대해 산정하였다. 0.80의 검정력으로 0.1의 유의수준(alpha level)을 만족시키기 위해 측정 위치에 따라 11-60개가 필요하였다.

각 측정 위치에 대해 평균, 표준편차, 범위, 90% 신뢰구간을 계산하였으며, 통상적으로 인용되는 정상 범위에서 벗어난 TFCS는 6 mm 이상, TFO는 1 mm 이하의 분율을 구하였다. 개개의 관찰자가 2주일 이상의 간격으로 2회 반복 측정한 값에 대해 관찰자 내 신뢰도는 급내상관계수(intraclass correlation coefficient, ICC)를 이용하여 분석하였다. 관찰자 간 신뢰도는 각 관찰자의 두 측정치의 평균을 이용하였다. 급내 상관 계수는 불량( $\leq 0.4$ ), 양호( $> 0.40, \leq 0.60$ ), 좋음( $> 0.60, \leq 0.75$ ), 매우 좋음( $> 0.75, \leq 1.00$ ) 4군으로 구분하였다<sup>24</sup>.

전후방상에서는 비체중 부하 중립위, 체중 부하 중립위, 체중 부하 10도 배굴, 체중 부하 20도 배굴의 4개 측정 위치로 구분하였고, 격자상에서는 비체중 부하 중립위, 체중 부하 10도 배굴,



**Fig. 1.** Measurements made on the anteroposterior view of the ankle at 1 cm above the plafond. (A) Measuring tibiofibular clear space and tibiofibular overlap on the anteroposterior view of standard radiograph in standing position, (B) its schematic drawing, and (C) cross-sectional schematic drawing matched with landmarks on panel B. L: lateral border of fibula, A: anterior tibial tubercle, M: medial border of fibula, P: posterior tibial tubercle, I: floor of incisura fibularis. All landmarks on panel C were added with superscript apostrophe to match landmarks on panel B.



**Fig. 2.** Footholds for 10° and 20° ankle dorsiflexion. Left foothold is for 10° and right one for 20° in each image. (A) View from above. Blue footprints mean neutral position and green mean 15° internal rotation. (B) Sideview.

체중 부하 20도 배굴의 3개 측정 위치로 구분 후 각각 TFCS, TFO를 측정하였다. 관찰자 1의 첫 번째 측정치를 이용하여 각 측정 위치에서 분산분석, 회귀분석을 시행하였고 통계적 유의 수준은 0.05 이하로 설정하였다. 성별에 따른 차이는 t-검정법을 사용하여 분석하였다.

## 결 과

### 1. 원위 경비 결합 측정치 및 성별에 따른 차이(관찰자 1의 첫 번째 측정치 사용)

전후방상에서는 비체중 부하 중립위, 체중 부하 중립위, 체중

부하 10도 배굴, 체중 부하 20도 배굴 위치에서 TFCS는 각각  $4.0\pm0.97$ ,  $4.00\pm0.83$ ,  $4.35\pm0.95$ ,  $4.45\pm0.89$  mm였으며, TFO는 각각  $6.58\pm2.27$ ,  $4.27\pm1.90$ ,  $3.44\pm1.96$ ,  $2.38\pm1.91$  mm였다. 격자상에서는 비체중 부하 중립위, 체중 부하 10도 배굴, 체중 부하 20도 배굴 위치에서 TFCS는 각각  $3.62\pm0.88$ ,  $4.08\pm0.86$ ,  $3.88\pm0.97$  mm였으며, TFO는 각각  $3.57\pm2.13$ ,  $2.31\pm1.77$ ,  $3.57\pm2.14$  mm였다. 각 측정 위치에서 성별, 전체에 대한 TFCS, TFO의 평균, 최대-최소값의 범위, 표준편차, 90% 신뢰구간의 크기와 TFCS의 경우 6 mm 이상의 백분위수, TFO의 경우 1 mm 이하의 백분위수는 Table 1과 같다. 비체중 부하 격자상 TFO 및 체중 부하 전후방상 배굴 10도 TFO에서 남자가 여자보다 유의하게 높게 나타났으며( $p=0.006$ ,  $p=0.032$ ), 그 외의 측정 위치에서는

**Table 1.** Measures of the tibiofiular clear space and tibiofiular overlap

| Variable              | Tibiofibular clear space |            |        |                 | Tibiofibular overlap (mm) |                          |        |                 |
|-----------------------|--------------------------|------------|--------|-----------------|---------------------------|--------------------------|--------|-----------------|
|                       | Mean $\pm$ SD (mm)       | Range (mm) | 95% CI | $\geq 6$ mm (%) | Mean $\pm$ SD (mm)        | Range <sup>a)</sup> (mm) | 95% CI | $\leq 1$ mm (%) |
| Anteroposterior       |                          |            |        |                 |                           |                          |        |                 |
| Non-standing position |                          |            |        |                 |                           |                          |        |                 |
| Male                  | $4.02\pm0.99$            | 1.86–5.83  | 0.30   | 0               | $7.47\pm2.35$             | 3.71–12.73               | 0.69   | 0               |
| Female                | $3.99\pm0.96$            | 2.41–6.10  | 0.30   | 3.33            | $5.70\pm1.85$             | 1.86–9.55                | 0.54   | 0               |
| Total                 | $4.00\pm0.97$            | 1.86–6.10  | 0.21   | 1.67            | $6.58\pm2.27$             | 1.86–12.73               | 0.49   | 0               |
| Standing position     |                          |            |        |                 |                           |                          |        |                 |
| Male                  | $4.05\pm0.89$            | 2.09–5.57  | 0.27   | 0               | $4.67\pm2.16$             | 1.11–8.55                | 0.66   | 0               |
| Female                | $3.95\pm0.78$            | 2.51–5.52  | 0.24   | 0               | $3.87\pm1.54$             | 1.12–6.13                | 0.45   | 0               |
| Total                 | $4.00\pm0.83$            | 2.09–5.57  | 0.17   | 0               | $4.27\pm1.90$             | 1.11–8.55                | 0.40   | 0               |
| DF10                  |                          |            |        |                 |                           |                          |        |                 |
| Male                  | $4.39\pm1.01$            | 2.50–6.27  | 0.30   | 3.33            | $3.98\pm2.03$             | 0–7.94                   | 0.60   | 10              |
| Female                | $4.30\pm0.91$            | 2.23–5.70  | 0.27   | 0               | $2.90\pm1.76$             | –0.70–6.96               | 0.54   | 6.67            |
| Total                 | $4.35\pm0.95$            | 2.23–6.27  | 0.21   | 1.67            | $3.44\pm1.96$             | –0.70–7.94               | 0.42   | 8.33            |
| DF20                  |                          |            |        |                 |                           |                          |        |                 |
| Male                  | $4.49\pm0.73$            | 3.06–5.99  | 0.21   | 0               | $2.66\pm1.77$             | –0.97–6.97               | 0.54   | 6.67            |
| Female                | $4.41\pm1.04$            | 1.95–6.12  | 0.30   | 3.33            | $2.10\pm2.04$             | –2.50–6.68               | 0.60   | 26.67           |
| Total                 | $4.45\pm0.89$            | 1.95–6.12  | 0.19   | 1.67            | $2.38\pm1.91$             | –2.50–6.97               | 0.40   | 16.67           |
| Mortise               |                          |            |        |                 |                           |                          |        |                 |
| NS                    |                          |            |        |                 |                           |                          |        |                 |
| Male                  | $3.74\pm0.95$            | 1.86–5.30  | 0.27   | 0               | $4.31\pm2.44$             | 1.07–9.93                | 0.72   | 0               |
| Female                | $3.50\pm0.81$            | 1.73–4.73  | 0.24   | 0               | $2.83\pm1.46$             | 0.53–6.1                 | 0.45   | 6.67            |
| Total                 | $3.62\pm0.88$            | 1.73–5.30  | 0.19   | 0               | $3.57\pm2.13$             | 2.09–5.57                | 0.17   | 3.33            |
| DF10                  |                          |            |        |                 |                           |                          |        |                 |
| Male                  | $3.96\pm0.80$            | 2.23–6.41  | 0.24   | 3.33            | $2.62\pm1.92$             | –2.09–6.97               | 0.57   | 16.67           |
| Female                | $4.20\pm0.91$            | 2.50–5.57  | 0.27   | 0               | $2.00\pm1.59$             | –0.55–6.41               | 0.48   | 23.33           |
| Total                 | $4.08\pm0.86$            | 2.23–6.41  | 0.19   | 1.67            | $2.31\pm1.77$             | –2.09–6.97               | 0.38   | 20              |
| DF20                  |                          |            |        |                 |                           |                          |        |                 |
| Male                  | $3.73\pm0.96$            | 1.11–5.71  | 0.30   | 0               | $3.49\pm2.20$             | –1.11–7.96               | 0.66   | 6.67            |
| Female                | $4.02\pm0.97$            | 1.67–5.29  | 0.30   | 0               | $3.65\pm2.12$             | 0–7.69                   | 0.63   | 13.33           |
| Total                 | $3.88\pm0.97$            | 1.11–5.71  | 0.21   | 0               | $3.57\pm2.14$             | –1.11–7.96               | 0.45   | 10              |

SD: standard deviation, 95% CI: 95% confidence interval, DF10: 10° ankle dorsiflexion in standing position, DF20: 20° ankle dorsiflexion in standing position.

<sup>a)</sup>Negative value means widening without overlap.

**Table 2.** Intraobserver and interobserver agreement

| Variable      | Anteroposterior       |                   |             |                     | Mortise               |                     |                     |
|---------------|-----------------------|-------------------|-------------|---------------------|-----------------------|---------------------|---------------------|
|               | Non-standing position | Standing position | DF10        | DF20                | Non-standing position | DF10                | DF20                |
| Observer 1    |                       |                   |             |                     |                       |                     |                     |
| TFCS          |                       |                   |             |                     |                       |                     |                     |
| ICC           | 0.717 <sup>a)</sup>   | 0.902             | 0.837       | 0.901               | 0.830                 | 0.911               | 0.801               |
| 95% CI        | 0.528–0.830           | 0.836–0.942       | 0.727–0.903 | 0.835–0.941         | 0.716–0.898           | 0.852–0.947         | 0.666–0.881         |
| TFO           |                       |                   |             |                     |                       |                     |                     |
| ICC           | 0.992                 | 0.985             | 0.963       | 0.942               | 0.975                 | 0.83                | 0.807               |
| 95% CI        | 0.986–0.995           | 0.975–0.991       | 0.938–0.978 | 0.903–0.965         | 0.958–0.985           | 0.716–0.898         | 0.671–0.886         |
| Observer 2    |                       |                   |             |                     |                       |                     |                     |
| TFCS          |                       |                   |             |                     |                       |                     |                     |
| ICC           | 0.990                 | 0.980             | 0.998       | 0.997               | 0.967                 | 0.998               | 0.999               |
| 95% CI        | 0.975–0.99            | 0.966–0.988       | 0.996–0.999 | 0.995–0.998         | 0.944–0.980           | 0.996–0.999         | 0.998–0.999         |
| TFO           |                       |                   |             |                     |                       |                     |                     |
| ICC           | 0.997                 | 0.996             | 0.999       | 0.999               | 0.993                 | 0.999               | 0.999               |
| 95% CI        | 0.995–0.999           | 0.993–0.998       | 0.999–1.000 | 0.999–1.000         | 0.988–0.996           | 0.999–1.000         | 0.999–1.000         |
| Interobserver |                       |                   |             |                     |                       |                     |                     |
| TFCS          |                       |                   |             |                     |                       |                     |                     |
| ICC           | 0.876                 | 0.829             | 0.800       | 0.724 <sup>a)</sup> | 0.839                 | 0.469 <sup>a)</sup> | 0.678 <sup>a)</sup> |
| 95% CI        | 0.793–0.926           | 0.713–0.898       | 0.665–0.880 | 0.538–0.835         | 0.730–0.904           | 0.112–0.683         | 0.460–0.807         |
| TFO           |                       |                   |             |                     |                       |                     |                     |
| ICC           | 0.986                 | 0.901             | 0.873       | 0.922               | 0.940                 | 0.896               | 0.827               |
| 95% CI        | 0.976–0.992           | 0.834–0.941       | 0.788–0.924 | 0.870–0.953         | 0.899–0.964           | 0.827–0.938         | 0.711–0.897         |

DF10: 10° ankle dorsiflexion in standing position, DF20: 20° ankle dorsiflexion in standing position, TFCS: tibiofibular clear space, TFO: tibiofibular overlap, ICC: intraclass correlation coefficient, 95% CI: 95% confidence interval.

<sup>a)</sup>Fair or good results.

유의한 차이가 없었다.

## 2. 관찰자 내 및 관찰자 간 ICC

관찰자 1에서 전후면상 중립위 비체중 부하에서 TFCS 좋음 (ICCs, 0.717), 관찰자 간에서 전후면상 배굴 20도에서 TFCS 좋음(ICCs, 0.724), 관찰자 간에서 격자상 TFCS에서 배굴 10도에서 양호(ICCs, 0.469), 배굴 20도에서 좋음(ICCs, 0.678)을 보였다. 그 이외의 모든 측정 위치, 관찰자 1 및 2, 관찰자 간 ICC는 매우 좋음이었다(Table 2).

## 3. 전후면상, 격자상 TFCS 및 TFO의 비체중 및 체중 부하 시 각 측정 위치에서의 비교

전후면상에서 TFCS는 비체중 부하와 체중 부하 배굴 10도 ( $p=0.007$ ) 및 20도( $p<0.001$ )와 유의한 차이를 보였다. 체중 부하 중립위는 체중 부하 배굴 10도( $p=0.006$ ) 및 20도( $p<0.001$ )와 유의한 차이를 보였다. 비체중 부하와 체중 부하 중립위( $p>0.999$ ), 체중 부하 배굴 10도와 20도( $p=0.774$ )는 유의한 차이를 보이지 않았다. 격자상에서 TFCS는 비체중 부하와 체중 부하

배굴 10도( $p=0.001$ )에서 유의한 차이를 보였다. 그 외의 위치에서는 유의한 차이를 보이지 않았다.

전후면상에서 TFO는 비체중 부하, 체중 부하 배굴 10도 및 20도의 모든 위치에서 서로 유의한 차이를 보였다. 격자상에서 TFO는 비체중 부하와 체중 부하 배굴 10도( $p<0.001$ )에서 유의한 차이를 보였다. 체중 부하 배굴 10도( $p=0.006$ )는 체중 부하 배굴 20도( $p<0.001$ )와 유의한 차이를 보였다. 그 외의 위치에서는 유의한 차이를 보이지 않았다(Table 3).

전후면상에서 TFCS는 비체중 부하, 체중 부하 중립위가 유의한 차이가 없었으므로 중립위에서 배굴 10도, 20도에 대해 추가로 회귀 분석을 시행하였다(Fig. 3E). 중립위에서 배굴로 진행할 때 증가 소견을 보였으며 배굴 정도가 진행할수록 증가세는 완만하였고 설명력은 4.5%였다. 전후면상에서 TFO는 비체중 부하에서 체중 부하 중립위, 배굴로 변화할 때 감소하였으며 배굴 정도가 진행할수록 감소세는 완만하였고 설명력은 36.8%였다. 격자상에서 TFCS는 비체중 부하 중립위에서 배굴 10도로 위치를 변화할 때 증가, 배굴 10도에서 배굴 20도로 변화할 때 감소하였으며 설명력은 4.1%였다. 격자상에서 TFO는 비체중 부하 중립위에서

**Table 3.** Results of the two-way analysis of variance in various position

| Variable                 | Group 1 | Group 2 | Mean difference<br>(group 1-group 2) | Standard error | p-value | 95% CI             |                    |
|--------------------------|---------|---------|--------------------------------------|----------------|---------|--------------------|--------------------|
| Tibiofibular clear space |         |         |                                      |                |         |                    |                    |
| AP                       | NS      | S       | 0.0033                               | 0.10606        | 0.999   | −0.2717 to 0.2784  |                    |
|                          |         | DF10    | −0.3465                              | 0.10606        | 0.007*  | −0.6216 to −0.0714 |                    |
|                          |         | DF20    | −0.4480                              | 0.10606        | <0.001* | −0.7231 to −0.1729 |                    |
|                          | S       | DF10    | −0.3498                              | 0.10606        | 0.006*  | −0.6249 to −0.0748 |                    |
|                          |         | DF20    | −0.4513                              | 0.10606        | <0.001* | −0.7264 to −0.1763 |                    |
|                          |         | DF10    | DF20                                 | −0.1015        | 0.10606 | 0.774              | −0.3766 to 0.1736  |
|                          | Mortise | NS      | DF10                                 | −0.4562        | 0.12772 | 0.001*             | −0.7593 to −0.1530 |
|                          |         |         | DF20                                 | −0.2543        | 0.12772 | 0.119              | −0.5575 to 0.0488  |
|                          |         | DF10    | DF20                                 | 0.2018         | 0.12772 | 0.258              | −0.1013 to 0.5050  |
| Tibiofibular overlap     |         |         |                                      |                |         |                    |                    |
| AP                       | NS      | S       | 2.3123                               | 0.21320        | <0.001* | 1.7594 to 2.8653   |                    |
|                          |         | DF10    | 3.1437                               | 0.21320        | <0.001* | 2.5907 to 3.6966   |                    |
|                          |         | DF20    | 4.2048                               | 0.21320        | <0.001* | 3.6519 to 4.7578   |                    |
|                          | S       | DF10    | 0.8313                               | 0.21320        | 0.001*  | 0.2784 to 1.3843   |                    |
|                          |         | DF20    | 1.8925                               | 0.21320        | <0.001* | 1.3395 to 2.4455   |                    |
|                          |         | DF10    | DF20                                 | 1.0612         | 0.21320 | <0.001*            | 0.5082 to 1.6141   |
|                          | Mortise | NS      | DF10                                 | 1.2623         | 0.31847 | <0.001*            | 0.5064 to 2.0183   |
|                          |         |         | DF20                                 | 0.0048         | 0.31847 | 0.999              | −0.7511 to 0.7608  |
|                          |         | DF10    | DF20                                 | −1.2575        | 0.31847 | <0.001*            | −2.0134 to −0.5016 |

95% CI: 95% confidence interval, AP: anteroposterior, NS: non-standing position, S: standing position, DF10: 10° ankle dorsiflexion in standing position, DF20: 20° ankle dorsiflexion in standing position.

\*p<0.05, statistically significant.

배굴 10도로 위치를 변화할 때 감소, 배굴 10도에서 배굴 20도로 변화할 때 증가하였으며 설명력은 8.1%였다(Fig. 3).

## 고 찰

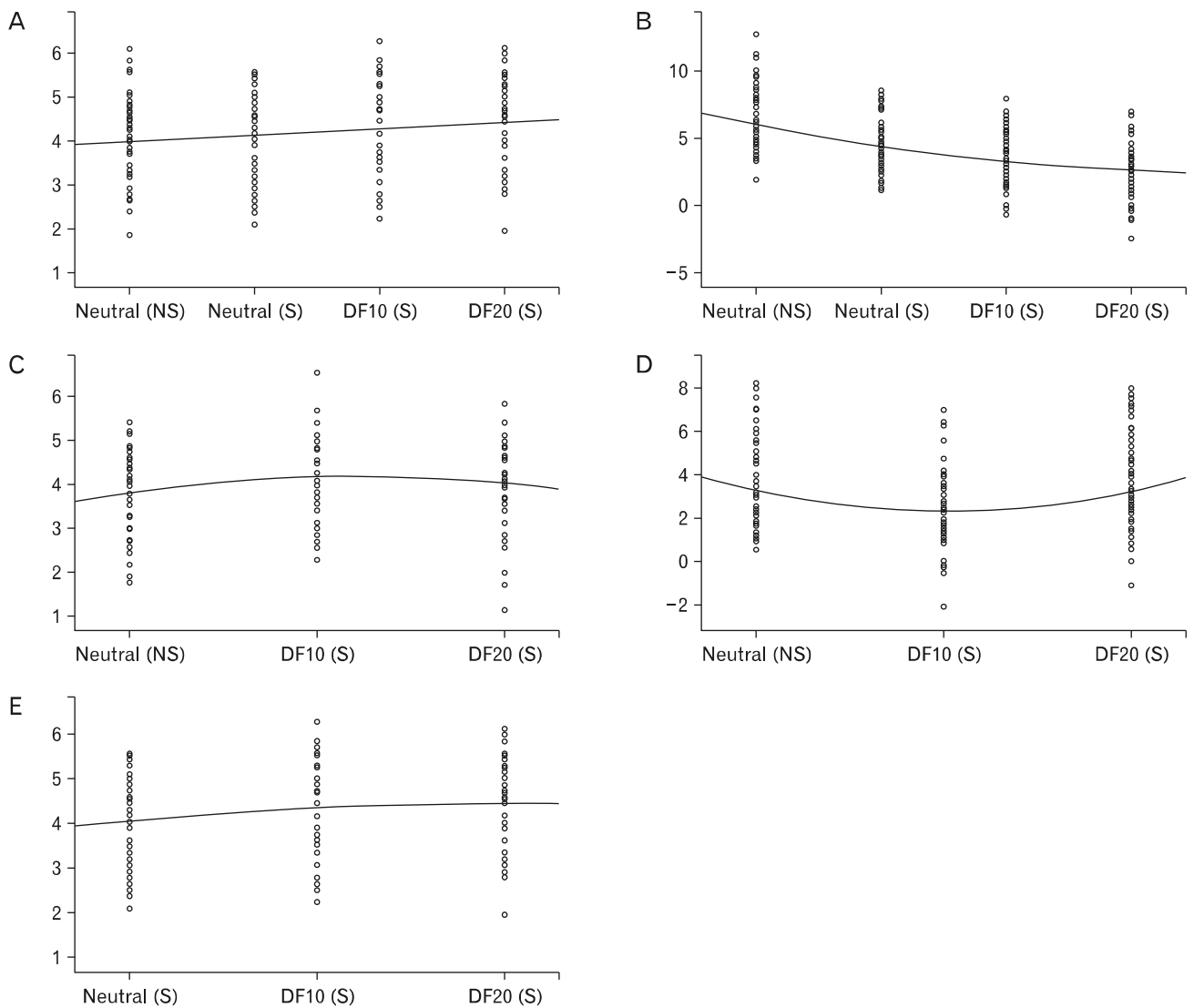
원위 경비 간격은 족관절의 안정성에 중요한 역할을 한다. 많은 논란이 있으나 여러 지표들의 측정값을 통해 정상과 비정상을 구별하고 진단과 치료에 적용하고자 하는 노력이 있어왔다. 여러 지표들 중 TFCS, TFO가 대표적이지만 정상과 비정상의 경계를 정하기 어렵고<sup>13,25,26</sup>, 문헌에 따라 정상 범위에도 차이가 존재한다<sup>13,21,27</sup>. 정상 범위를 제시한 문헌조차 체중 부하 여부가 상이하며<sup>13,19,26,27</sup>, 심지어 불명확한 경우도 있다<sup>12,21</sup>. 비체중 부하 기준은 급성 손상 및 수술 환경에서 평가할 때는 유용하나 체중 부하 상태에서 적용하려면 단순 방사선학적 측정 지표들이 비체중 부하와 체중 부하에서 동일하다는 근거가 있어야 한다.

북미권의 보고에 의하면 비체중 부하 전후면상<sup>21</sup>, 체중 부하 전후면 및 격자상<sup>13,14,16</sup> TFCS, TFO에 있어서 성별에 따른 유의한 차이를 보고하나, 본 연구에서는 비체중 부하 격자상 TFO, 체중 부하 전후방상 배굴 10도 TFO 이외에 성별에 따른 유의한 차이를 볼 수 없었다. 국내 연구<sup>28</sup>에서 남성의 비체중 전후방상

TFCS는 3.74±1.06 mm, TFO는 8.82±1.93 mm였고 본 연구에서는 TFCS 4.02±0.9 mm, TFO 7.5±2.3 mm로, 북미권에서 보고된<sup>21</sup> 남성의 평균 TFCS 4.6 mm, TFO 9.6 mm와 유사한 소견이었다. 그러나, 본 연구의 체중 부하 전후방상 TFO는 남자 4.67±2.16 mm, 여자 3.87±1.54 mm로 북미권의 남자 평균 9.3 mm 이상, 여자 7.4 mm 이상<sup>13,14</sup>과 약 2배의 차이가 났다. 북미권과 비교하여 일부 위치의 측정값을 제외하고 국내의 TFCS, TFO는 성별 간 차이를 발견할 수 없었으며, 체중 부하 전후방상 TFO가 북미권의 2배인 점은 인종 간 차이로 보인다.

신뢰도 검사에서 다른 연구의 결과<sup>13,26</sup>와 같이 본 연구에서도 TFO가 TFCS와 대등하거나 우월한 신뢰도를 보였다. 단순 방사선 사진 상 비골의 내측 경계에서 비골 절흔까지 TFCS의 측정시 경골의 후외측 결절이 두드러진 경우 비골 절흔의 경계가 불명확해져 TFO보다 신뢰도가 낮은 것으로 추정된다(Fig. 1B and C)<sup>25</sup>. 따라서, 신뢰도의 측면에서는 TFCS보다 TFO를 기준으로 원위 경비 간격을 평가하는 것이 적절할 것이다.

여러 문헌에서 체중 부하에 따른 원위 경비 결합의 생역학적 변화<sup>4,29</sup>를 보고하고 있다. 족저 굴곡 상태에서 거골 상부의 좁은 후방이 족관절 격자 내에 위치하면서 회전 운동이 가능해진다. 중립위, 배굴로 진행하면서 거골 상부의 넓은 전방이 족관절



**Fig. 3.** Regression analysis of various ankle position: neutral in non-standing (NS) and standing (S) and dorsiflexion 10° (DF10) and 20° (DF20) in standing position of standard radiograph. (A) Tibiofibular clear space (TFCS) on the anteroposterior (AP) view. Coefficient of determination (linear)=0.042. (B) Tibiofibular overlap (TFO) on the AP view. Coefficient of determination (quadratic)=0.368. (C) TFCS on the mortise view. Coefficient of determination (quadratic)=0.041. (D) TFO on the mortise view. Coefficient of determination (quadratic)=0.081. (E) TFCS on the AP view excluding NS position. Coefficient of determination (quadratic)=0.045.

격자 내에 위치하고 체중 부하가 되면서 원위 경비 결합이 긴장 상태가 된다. 체중 부하 CT를 이용한 연구 결과에 의하면, 경골의 전외측 또는 후외측에서 인접한 비골 내측 경계까지의 거리는 체중 부하에 의한 유의한 차이가 없지만 비골 절흔의 중간에서 인접한 비골 내측 경계까지의 거리 및 비골의 외회전의 유의한 증가가 관찰된다<sup>25</sup>. 이는 족관절 중립 위치에서 체중 부하만으로 원위 경비 간격의 이개 및 비골의 외회전을 통해 TFCS가 감소, TFO가 증가함을 시사한다. 체중 부하와 배굴이 동시에 이루어질 때 거골 상부 전방이 족관절 전방에서 원위 경비 인대 결합의

긴장을 더욱 유발하므로 원위 경비 간격의 이개와 비골의 외회전에 대한 부하는 증가할 것으로 예상된다. 본 연구 결과에 의하면 중립 위치에서 체중 부하 여부에 따른 단순 방사선 전후방상 TFCS의 유의한 증가는 확인할 수 없었으나 TFO에서 유의한 감소를 확인할 수 있었다. 체중 부하 전후방상에서 중립위와 배굴 10도, 20도를 비교할 때 TFCS, TFO의 유의한 변화가 있었고 (Table 3), 회귀 분석 상 TFCS는 증가하고 TFO는 감소하였다는 점에서(Fig. 3), 족관절 배굴 시의 생역학적 변화는 배굴이 진행될수록 더 분명해진다. 체중 부하 중립위에서 배굴 10도 사이의

변화가 배굴 10도에서 20도 사이로 변화할수록 TFCS 증가분과 TFO의 감소분이 감소하는 것은 족관절의 배굴 정도가 생리학적 범위 내에서 상한치에 이를수록 원위 경비 결합의 이개의 변화량이 감소하는 것을 의미한다. 그러나, 격자상 배굴 10도에서 20도 사이로 변화할수록 TFCS가 감소하고 TFO가 증가하는 것은 본 연구 결과로는 알 수 없다. 그러므로 체중 부하 상태에서 족관절 배굴을 증가시키면서 CT 촬영 및 전후면상과 격자상의 단순 방사선 동시 촬영 등을 통한 비교 연구가 필요할 것으로 생각된다.

이 연구에는 몇 가지 제한점이 있다. 첫째, 비체중 부하 상 중립위 위치는 숙련된 영상 기사가 위치를 정하였더라도 검사 대상자의 순응에 의존하여 촬영되었기 때문에 고정된 기구를 사용한 경우보다 일관성 유지가 떨어질 가능성이 있다. 둘째, 체중 부하 격자상 촬영이 이루어지지 않아 격자상 비체중 부하와의 비교를 할 수 없었으며, 체중 부하 시의 TFO에 대한 본 연구와 기존 서구권 연구 결과의 차이의 원인으로 인종적 차이를 고려할 수 있지만, 키, 몸무게, 체질량지수, 나이 등과 같은 혼란 변수의 영향 역시 고려한 정상 범위를 제시하지 못했다. 따라서, 본 연구의 측정 결과를 실제 임상 현장에 적용할 때는 절대적 정상 범위로 인지하기보다 건축과 비교하고<sup>30</sup>, 다른 혼란 변수 등을 참고하여 족관절의 체중 부하, 배굴과 같은 생역학적 변화가 단순 방사선학적 지표로서 어떻게 표현되는지에 초점을 두어야 할 것이다.

결론적으로, 정상인의 원위 경비 체중 부하 전후방상 TFCS의 증가와 TFO의 감소는 체중 부하 하에서 족배 굴곡 시 원위 경비 인대 결합이 벌어지는 족관절의 생역학적 변화를 반영하는 것으로 보인다. 실제 임상 현장에 적용할 때 체중 부하에 따른 측정값의 차이를 고려하여야 하며, 신뢰도 측면에서 TFO를 중요하게 여겨야 할 것으로 생각된다. 성별에 따른 변화는 북미권 연구 결과와 일치하지 않으므로 한국인에 맞는 기준을 적용해야 할 것으로 보인다. 본 연구 결과에서 나타난 단순 방사선 사진 상 족관절의 생리학적 범위 내의 배굴에 따른 TFCS, TFO의 증감을 통해 추후 족관절 인대 손상 평가에 활용할 수 있으리라 기대한다.

## Conflict of Interest

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

## ORCID

Seong Kee Shin <https://orcid.org/0000-0002-5824-4046>

Ki Chun Kim <https://orcid.org/0000-0002-3731-8448>

Se Yong Song <https://orcid.org/0000-0002-1376-4507>

Ki Won Young <https://orcid.org/0000-0001-9654-0041>

Kyung Tai Lee <https://orcid.org/0000-0001-7216-2824>

## Author Contributions

Conceptualization: KWY, KTL. Data curation: SYS. Funding acquisition: KCK. Writing—original draft: KCK. Writing—review & editing: SKS.

## References

- Kellett JJ. The clinical features of ankle syndesmosis injuries: a general review. *Clin J Sport Med* 2011;21:524-9.
- Dubin JC, Comeau D, McClelland RI, Dubin RA, Ferrel E. Lateral and syndesmotric ankle sprain injuries: a narrative literature review. *J Chiropr Med* 2011;10:204-19.
- Purvis GD. Displaced, unstable ankle fractures: classification, incidence, and management of a consecutive series. *Clin Orthop Relat Res* 1982;91-8.
- Takebe K, Nakagawa A, Minami H, Kanazawa H, Hirohata K. Role of the fibula in weight-bearing. *Clin Orthop Relat Res* 1984;289-92.
- Goh JC, Mech AM, Lee EH, Ang EJ, Bayon P, Pho RW. Biomechanical study on the load-bearing characteristics of the fibula and the effects of fibular resection. *Clin Orthop Relat Res* 1992;223-8.
- Lambert KL. The weight-bearing function of the fibula: a strain gauge study. *J Bone Joint Surg Am* 1971;53:507-13.
- Van Heest TJ, Lafferty PM. Injuries to the ankle syndesmosis. *J Bone Joint Surg Am* 2014;96:603-13.
- Close JR. Some applications of the functional anatomy of the ankle joint. *J Bone Joint Surg Am* 1956;38-A:761-81.
- Rasmussen O. Stability of the ankle joint: analysis of the function and traumatology of the ankle ligaments. *Acta Orthop Scand Suppl* 1985;211:1-75.
- Xenos JS, Hopkinson WJ, Mulligan ME, Olson EJ, Popovic NA. The tibiofibular syndesmosis: evaluation of the ligamentous structures, methods of fixation, and radiographic assessment. *J Bone Joint Surg Am* 1995;77:847-56.
- Pettrone FA, Gail M, Pee D, Fitzpatrick T, Van Herpe LB. Quantitative criteria for prediction of the results after displaced fracture of the ankle. *J Bone Joint Surg Am* 1983; 65:667-77.
- Takao M, Ochi M, Oae K, Naito K, Uchio Y. Diagnosis of



- a tear of the tibiofibular syndesmosis: the role of arthroscopy of the ankle. *J Bone Joint Surg Br* 2003;85:324-9.
13. Shah AS, Kadakia AR, Tan GJ, Karadsheh MS, Wolter TD, Sabb B. Radiographic evaluation of the normal distal tibiofibular syndesmosis. *Foot Ankle Int* 2012;33:870-6.
14. Amin A, Janney C, Sheu C, Jupiter DC, Panchbhavi VK. Weight-bearing radiographic analysis of the tibiofibular syndesmosis. *Foot Ankle Spec* 2019;12:211-7.
15. Carrara C, Caravaggi P, Belvedere C, Leardini A. Radiographic angular measurements of the foot and ankle in weight-bearing: a literature review. *Foot Ankle Surg* 2020;26:509-17.
16. Patel S, Malhotra K, Cullen NP, Singh D, Goldberg AJ, Welck MJ. Defining reference values for the normal tibiofibular syndesmosis in adults using weight-bearing CT. *Bone Joint J* 2019;101-B:348-52.
17. Elgafy H, Semaan HB, Blessinger B, Wassef A, Ebraheim NA. Computed tomography of normal distal tibiofibular syndesmosis. *Skeletal Radiol* 2010;39:559-64.
18. Gardner MJ, Demetrakopoulos D, Briggs SM, Helfet DL, Lorch DG. Malreduction of the tibiofibular syndesmosis in ankle fractures. *Foot Ankle Int* 2006;27:788-92.
19. Chen Y, Qiang M, Zhang K, Li H, Dai H. A reliable radiographic measurement for evaluation of normal distal tibiofibular syndesmosis: a multi-detector computed tomography study in adults. *J Foot Ankle Res* 2015;8:32.
20. Lamer S, Hebert-Davies J, Dube V, et al. Effect of a controlled ankle motion walking boot on syndesmotic instability during weightbearing: a cadaveric study. *Orthop J Sports Med* 2019;7:2325967119864018.
21. Ostrum RF, De Meo P, Subramanian R. A critical analysis of the anterior-posterior radiographic anatomy of the ankle syndesmosis. *Foot Ankle Int* 1995;16:128-31.
22. Weisell RC. Body mass index as an indicator of obesity. *Asia Pac J Clin Nutr* 2002;11:S681-4.
23. Fowler JR, Ilyas AM. The accuracy of digital radiography in orthopaedic applications. *Clin Orthop Relat Res* 2011;469:1781-4.
24. Bartonicek J. Anatomy of the tibiofibular syndesmosis and its clinical relevance. *Surg Radiol Anat* 2003;25:379-86.
25. Beumer A, van Hemert WL, Niesing R, et al. Radiographic measurement of the distal tibiofibular syndesmosis has limited use. *Clin Orthop Relat Res* 2004;227-34.
26. Brage ME, Bennett CR, Whitehurst JB, Getty PJ, Toledano A. Observer reliability in ankle radiographic measurements. *Foot Ankle Int* 1997;18:324-9.
27. Harper MC, Keller TS. A radiographic evaluation of the tibiofibular syndesmosis. *Foot Ankle* 1989;10:156-60.
28. Kim JO, Choi HY, Yoo YW. Measurement of radiologic criteria for evaluation of the syndesmosis in Korean men. *J Korean Fract Soc* 1995;8:600-5.
29. Malhotra K, Welck M, Cullen N, Singh D, Goldberg AJ. The effects of weight bearing on the distal tibiofibular syndesmosis: a study comparing weight bearing-CT with conventional CT. *Foot Ankle Surg* 2019;25:511-6.
30. Anand Prakash A. Is incisura fibularis a reliable landmark for assessing syndesmotic stability? A systematic review of morphometric studies. *Foot Ankle Spec* 2017;10:246-51.