



Original

Estudio biomecánico de la estabilidad tibioastragalina y subastragalina tras reconstrucción de los ligamentos peroneoastragalino anterior y peroneocalcáneo

A. Abarquero-Diezhandino¹, M. A. Mellado-Romero², M. Muñoz de la Espada-López³,
F. Guerra-Pinto^{4,5,6}, M. T. Vázquez-Osorio⁷, J. Vilá y Rico^{2,8,9}

¹ Unidad de Pie y Tobillo. Servicio de Cirugía Ortopédica y Traumatología.
Hospital Universitario Fundación Jiménez Díaz. Madrid

² Unidad de Pie y Tobillo. Hospital Universitario 12 de Octubre. Madrid

³ Hospital Universitario de Móstoles. Madrid

⁴ Departamento de Ortopedia. Hospital de Sant'Ana. Parede. Portugal

⁵ Departamento de Ortopedia. Hospital da Cruz Vermelha. Lisboa. Portugal

⁶ NOVA Medical School-Facultad de Ciencias Medicas. Nueva Universidad de Lisboa. Portugal

⁷ Departamento de Anatomía y Embriología. Universidad Complutense de Madrid

⁸ Cirugía Ortopédica y Traumatología. Memorial Publio Cordón Hospital. Madrid

⁹ Facultad de Medicina. Universidad Complutense de Madrid

Correspondencia:

Dra. Ana Abarquero-Diezhandino

Correo electrónico: ana.abarquero@gmail.com

Recibido el 12 de enero de 2026

Aceptado el 13 de enero de 2026

Disponible en Internet: junio de 2026

RESUMEN

Introducción y objetivos: la inestabilidad lateral crónica de tobillo (ILCT) puede sobrevenir tras el 10-50% de los esguinces. Más del 60% de los pacientes muestran lesión combinada del ligamento peroneoastragalino anterior (LPAA) y del ligamento peroneocalcáneo (LPC). La técnica de Broström modificada es el estándar de tratamiento actualmente, pero podría no ser suficiente en todos los casos. El objetivo es evaluar la eficacia biomecánica de la reconstrucción con plastia tendinosa doble del LPAA y LPC en casos de ILCT.

Material y métodos: estudio biomecánico experimental con 24 tobillos de cadáver fresco congelado. Se evaluó el ángulo de desplazamiento de las articulaciones tibioastragalina y subastragalina durante las maniobras de exploración de cajón anterior, varo forzado y maniobra de

ABSTRACT

A biomechanical study of the stability of the tibiotalar and subtalar joints following reconstruction of the anterior talofibular and calcaneofibular ligaments

Introduction and objectives: chronic lateral ankle instability (CLAI) develops in an estimated 10-50% of ankle sprains. More than 60% of affected patients present combined injury to the anterior talofibular ligament (ATFL) and the calcaneofibular ligament (CFL). Although the modified Broström repair remains the standard treatment, it may be insufficient when both ligaments are involved. This study aimed to evaluate, at time zero, the biomechanical efficacy of combined anatomic reconstruction of the ATFL and CFL using a double tendon graft.



<https://doi.org/10.24129/j.rpt.4001.fs2601001>

© 2026 SEMCPT. Publicado por Imaidea Interactiva en FONDOSCIENCE® (www.fondoscience.com).

Este es un artículo Open Access bajo la licencia CC BY-NC-ND (www.creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/).

pivote en los modelos con los ligamentos intactos, tras la sección de LPAA y LPC, y tras la reconstrucción con la plastia. Se utilizó un artrómetro que mide el desplazamiento angular en grados, en los 3 planos del espacio (horizontal, coronal y sagital).

Resultados: la sección combinada de LPAA y LPC incrementó el desplazamiento, sobre todo en el plano coronal durante el varo forzado y en el plano horizontal durante la maniobra de pivote. La plastia doble reprodujo el comportamiento del tobillo sano, aunque con mayor restricción en el plano horizontal durante la maniobra de varo forzado y en el coronal en la maniobra de pivote.

Conclusiones: la reconstrucción con plastia doble del LPAA y LPC ofrece beneficios significativos en la estabilización lateral y rotacional del tobillo tras la sección del LPAA y LPC en tiempo cero.

Palabras clave: Inestabilidad crónica de tobillo. Ligamento peroneocalcáneo. Ligamento peroneoastragalino anterior. Reconstrucción ligamentosa.

Introducción

El esguince de tobillo es una de las lesiones más frecuentes del sistema musculoesquelético y evoluciona hacia la inestabilidad lateral crónica de tobillo (ILCT) en un porcentaje significativo de casos (10-53%)⁽¹⁾. Tradicionalmente, se ha asociado esta patología con lesiones de diferente gravedad del ligamento peroneoastragalino anterior (LPAA)⁽²⁾; no obstante, se pueden identificar lesiones combinadas de LPAA y el ligamento peroneocalcáneo (LPC) en el 64% de los pacientes con clínica de ILCT⁽³⁾. De aquí surge un creciente interés por el papel del LPC y su tratamiento en el manejo de estos pacientes con ILCT.

El LPC es un componente del complejo ligamentoso lateral del tobillo (**Figura 1**) y atraviesa y estabiliza 2 articulaciones: talocrural y subastragalina (SA)⁽⁴⁾. Este ligamento discurre oblicuamente en dirección posteroinferior y es más grueso que el LPAA⁽⁴⁾. Su rol es crucial en la estabilidad tibioastragalocalcánea, ya que limita la inversión en ambas articulaciones y se mantiene con una longitud y una tensión constantes a lo largo del arco de movimiento del tobillo^(4,5). Además, el LPC es el principal estabilizador en varo de la articulación SA⁽⁶⁾ y su afecta-

Materials and methods: an experimental biomechanical study was performed on 24 fresh-frozen human cadaver ankles. Each specimen was tested under 3 sequential conditions: (1) intact ligaments, (2) after sectioning the ATFL and CFL, and (3) after combined anatomic reconstruction with a double tendon graft. Angular displacement (degrees) of the tibiotalar and subtalar joints was quantified across the transverse, coronal, and sagittal planes using a validated arthrometer during the anterior drawer, varus stress, and pivot manoeuvres.

Results: combined sectioning of the ATFL and CFL increased angular displacement, particularly in the coronal plane during varus stress and in the transverse plane during the pivot manoeuvre. The double-graft reconstruction reproduced the behaviour of a healthy ankle, although it showed greater restriction in the transverse plane during varus stress and in the coronal plane during the pivot manoeuvre.

Key words: Chronic ankle instability. Calcaneofibular ligament. Anterior talofibular ligament. Ligament reconstruction.

ción puede causar una inestabilidad SA⁽⁷⁾. La lesión combinada del LPC y LPAA genera una inclinación en varo tibioastragalina (TA) y SA significativa⁽⁶⁾.



Figura 1. Disección anatómica lateral de un tobillo derecho; se han separado los tendones peroneos para facilitar la visión de ligamento peroneocalcáneo (LPC). 1: maléolo peroneo; 2: astrágalo; 3: calcáneo; 4: tendón peroneo corto; 5: tendón peroneo largo; A: ligamento peroneoastragalino anterior; B: LPC; *: articulación subastragalina.

En la actualidad, la técnica de reparación directa de Broström-Gould^(8,9) es el procedimiento de elección en el tratamiento de la ILCT tanto para lesiones aisladas de LPAA como combinadas de ambos ligamentos LPAA y LPC⁽¹⁰⁾. Sin embargo, las técnicas de reparación parecen no ser suficientes en pacientes con remanente ligamentoso pobre o insuficiente, laxitud ligamentosa generalizada, fracaso de tratamientos de estabilización previos (recidiva), elevado índice de masa corporal (IMC) o alta demanda funcional⁽¹¹⁻¹⁴⁾. La reparación, por tanto, no siempre es posible y parece ser insuficiente ante un escenario de inestabilidad SA por lesión de LPC⁽¹⁵⁾. La evidencia actual demuestra la importancia biomecánica del LPC, especialmente cuando se somete al tobillo a cargas multidireccionales⁽¹⁶⁾. Cuando el LPC es incompetente tras una lesión, su función no puede ser sustituida por otros ligamentos, aumentando el riesgo de lesión articular a largo plazo^(16,17). En la bibliografía publicada encontramos pocos trabajos que evalúen el comportamiento biomecánico de la reconstrucción con plastia de ambos ligamentos LPAA y LPC; todos ellos con una metodología heterogénea⁽¹⁸⁻²¹⁾. El objetivo de este trabajo es evaluar la eficacia biomecánica a nivel TA y SA de la reconstrucción con plastia tendinosa doble del LPAA y LPC en casos de ILCT con afectación de ambos ligamentos. Secundariamente, se valora la repercusión en la estabilidad articular de la sección de los ligamentos LPAA y LPC.

Material y métodos

Hemos realizado un estudio experimental, comparativo y transversal sobre piezas anatómicas de tobillos de cadáveres frescos. Hemos medido la estabilidad angular de la articulación TA y SA al realizar maniobras de exploración de cajón anterior (CA), varo forzado (VF) y maniobra de pivote (MP) en 3 modelos cadavéricos diferentes y de forma secuencial: tobillo con complejo ligamentoso lateral

intacto, tras la sección de LPAA y LPC, y tras la reconstrucción con plastia autóloga doble de LPAA y LPC.

El tamaño muestral se ha calculado con la fórmula aplicable a poblaciones infinitas $n = (Z_{\alpha}^2 P Q) / e^2$. Se asumió un nivel de confianza del 95% y un error de estimación máximo aceptado (e) de 0,2, obteniendo una muestra estimada de 24 tobillos.

Las piezas anatómicas fueron obtenidas de acuerdo al programa del Centro de Donación de Cuerpos de la Universidad Complutense de Madrid. Todas procedían de donantes mayores de 18 años y se excluyeron donantes con antecedentes de cirugías previas locales, rigidez articular, deformidad anatómica significativa y cáncer metastásico o enfermedad reumática. Se procuró una longitud de tibia de al menos 15 cm desde la articulación TA en todos los casos. En total se trabajó con 24 tobillos (12 izquierdos y 12 derechos); 11 de sexo femenino y 13 masculino. La mediana de la edad de los donantes a su fallecimiento fue de 73 (48-95) años.

El trabajo se realizó en 3 fases consecutivas sobre cada modelo anatómico: primero se realizó una mínima disección para identificar los ligamentos LPAA y LPC, y se evaluó el tobillo intacto; a continuación, se realizó la sección de LPAA y LPC; y, por último, se realizó la reconstrucción con plastia autóloga doble LPAA y LPC, empleando autoinjerto de *extensor hallucis longus* (EHL) con una longitud mínima de 150 mm. Se empleó EHL por su disponibilidad local, sin que se trate de un estabilizador dinámico del tobillo (**Figura 2**).

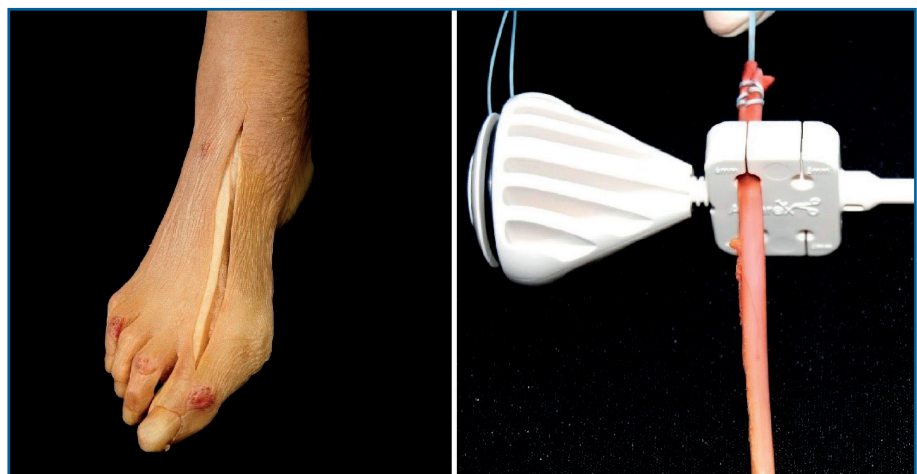


Figura 2. Localización y extracción del tendón extensor hallucis longus en el dorso del pie. Se prepara para utilizarlo como autoinjerto y se mide su diámetro.

La reconstrucción con plastia autóloga se procedió preparando el extremo de la plastia con una sutura de alta resistencia FiberLoop® #0 (Arthrex, Naples, FL, EE.UU.) y el extremo opuesto con una sutura reabsorbible 2/0. En la huella anatómica del origen fibular de LPAA y LPC se realizó un túnel óseo de 6 × 15 mm en dirección anteroposterior y con una inclinación de 45°. En la huella anatómica de inserción del LPAA en el cuello del astrágalo se broca un hemitúnel ciego de 25 × 5 mm. Por último, se localizó la inserción del LPC en el calcáneo tomando como referencia el tubérculo de los peroneos; a través de una pequeña incisión cutánea posterior a este, se preparó un túnel ciego de 5,5 × 25 mm. La plastia se fijó en el peroné con un sistema de tendosuspensión cortical TightRope® (Arthrex, Naples, FL, EE.UU.); el extremo distal anterior de la plastia se fijó en la huella del astrágalo con un implante SwiveLock® 4,75 mm (Arthrex, Naples, FL, EE.UU.) manteniendo el tobillo en eversión y dorsiflexión neutra sustituyendo al LPAA. Por último, el extremo más posterior se condujo en profundidad a los tendones peroneos y se fijó en el hemitúnel del calcáneo con implante SwiveLock® 5,5 mm (Arthrex, Naples, FL, EE.UU.) manteniendo el tobillo en ligera flexión dorsal y eversión para sustituir al LPC. Se completó el procedimiento tensionando el sistema de tendosuspensión en la cortical posterior del peroné (**Figura 3**).

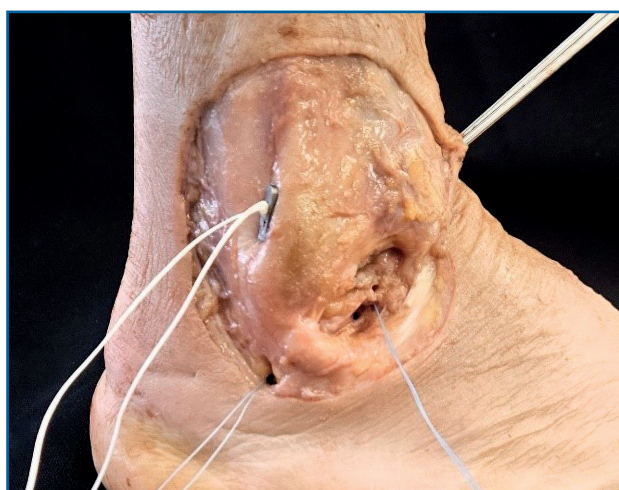


Figura 3. Imagen final de la plastia doble del ligamento peroneoastragalino anterior y del ligamento peroneocalcáneo una vez fijados los dos extremos y tensado el sistema de tendosuspensión cortical en el peroné.

Se midió en cada modelo la estabilidad angular de la articulación TA y SA utilizando un artrómetro diseñado específicamente para registrar desplazamiento angular, medido en grados, en los 3 planos del espacio (horizontal, coronal y sagital). El dispositivo combina un giroscopio y un acelerómetro triaxial conectados a un microcontrolador Arduino® Mega 2560 y con el sensor Mpu6050, que registra y procesa el desplazamiento angular en tiempo real y en los 3 planos mediante un algoritmo de fusión y *software* especializado^(22,23). Cada pieza anatómica quedó fija por la tibia con una mordaza. Para evaluar la estabilidad angular de la articulación TA el sensor se colocó en el astrágalo con 2 agujas de Kirschner siguiendo su eje longitudinal a nivel del cuello; y para evaluar la articulación SA, el sensor quedó anclado a la pared lateral del calcáneo con 2 agujas de Kirschner paralelas a la articulación SA.

La evaluación de cada pieza se dividió en 3 fases: LPAA y LPC intactos, sección de ambos ligamentos y reconstrucción de LPAA y LPC con la plastia doble descrita. La estabilidad se evaluó mediante maniobras de exploración de la práctica clínica habitual. CA valora la traslación anterior del astrágalo con respecto a la tibia y evalúa principalmente la resistencia ejercida por el LPAA⁽⁸⁾. El test de estrés en varo (VF) evalúa la inclinación lateral del astrágalo, que depende de la resistencia ofrecida por el LPC⁽¹⁵⁾; y la maniobra de pivote (MP) valora la rotación interna del astrágalo sin traslación anterior⁽²⁴⁾. Todas las maniobras del estudio fueron realizadas por el mismo examinador, simulando las condiciones habituales de una consulta médica. Cada medida se tomó estableciendo como referencia el eje horizontal de la mesa de trabajo y en la posición neutra de la mordaza de soporte. Las rotaciones y desplazamientos se definieron de la siguiente manera: en el plano axial, la rotación externa se asignó a valores positivos y la rotación interna a valores negativos; en el plano coronal, la inversión se registró como positiva y la eversión como negativa; y en el plano sagital, la flexión plantar (FP) se registró como positiva y la flexión dorsal, negativa. Cada variable se registró en reposo y tras someter la pieza anatómica a las maniobras de exploración (CA, VF y MP) con el sensor ubicado primero en el astrágalo y luego se repitió el mismo proceder tras posicionar el sensor en el calcáneo. El signo del desplazamiento nos indica la dirección

del movimiento articular y el valor de estabilidad angular se calculó como la diferencia entre el desplazamiento final tras la maniobra y la posición de reposo registrada inicialmente. Para garantizar la fiabilidad de cada valor, se tomaron 3 mediciones consecutivas de cada variable, repitiendo cada maniobra por el mismo examinador. Se utilizó la media aritmética de estos 3 valores para el análisis estadístico.

Los datos se procesaron con el software R versión 4.4.1 (R: A Language and Environment for Statistical Computing, R Foundation for Statistical Computing, Viena, Austria). Se han aplicado las pruebas estadísticas de t de Student y Wilcoxon para comparar las variables angulares en los distintos modelos debido a que la n es pequeña y las variaciones no siguen exactamente una distribución normal. Los resultados de la t de Student se consideran fiables si coinciden con los de la prueba no paramétrica de Wilcoxon. Se asumió un valor de $p < 0,05$ como estadísticamente significativo. El análisis incluyó el índice de correlación intraclase (ICC) para evaluar la variabilidad intra-observador.

Resultados

En la **Tabla 1** se muestra el desplazamiento angular del astrágalo (articulación TA) indicando la media y la desviación estándar (DE) con cada maniobra de exploración realizada (CA, VF, MP) para cada uno de los modelos anatómicos descritos: tobillo

Tabla 1. Estadística descriptiva del desplazamiento angular del sensor, medido en grados, localizado en el astrágalo

	Íntegro	Seccionado	Plastia doble
Cajón anterior (CA)			
Horizontal	3,96 ± 3,59	3,58 ± 3,08	2,84 ± 2,53
Coronal	9,35 ± 10,1	11,2 ± 12,3	9,32 ± 13,6
Sagital	12,8 ± 5,05	13,5 ± 6,27	10,3 ± 7,79
Varo forzado (VF)			
Horizontal	4,57 ± 4,00	3,41 ± 2,89	1,94 ± 1,68
Coronal	11,0 ± 11,6	16,4 ± 12,4	9,9 ± 12,9
Sagital	4,91 ± 3,56	5,52 ± 4,20	6,27 ± 9,50
Pivote (MP)			
Horizontal	7,54 ± 5,55	12,6 ± 6,90	6,23 ± 4,91
Coronal	11,7 ± 13,4	11,0 ± 10,0	9,02 ± 13,0
Sagital	11,5 ± 6,63	13,5 ± 8,53	7,94 ± 7,25

Se indican los datos con media y desviación estándar. Los datos se agrupan siguiendo el desplazamiento angular en los 3 planos del espacio (horizontal, coronal y sagital) para cada una de las maniobras de exploración (CA, VF Y MP) y en los 3 modelos anatómicos descritos (complejo ligamentoso lateral intacto, sección del ligamento peroneoastragalino anterior (LPAA) y del ligamento peroneocalcáneo (LPC) y plastia doble del LPAA y del LPC

intacto, sección LPAA y LPC, y plastia doble LPAA y LPC (**Figura 4**). En la **Tabla 2** se muestran los valores correspondientes al desplazamiento angular del calcáneo (articulación SA) (**Figura 5**). La **Tabla 3** refleja los resultados de comparar el modelo con los ligamentos íntegros LPAA y LPC, y con la sección de estos. En el análisis comparativo de LPAA y LPC íntegros frente a la plastia doble LPAA y LPC, no existen diferencias estadísticamente significa-

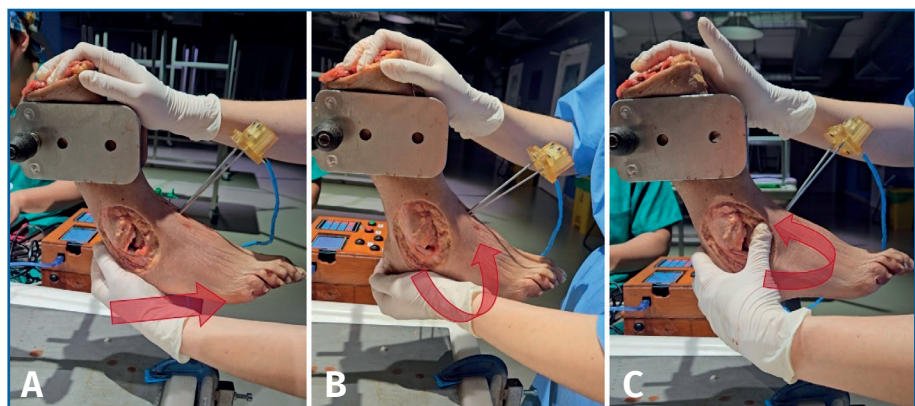


Figura 4. Maniobras de exploración y registro de la estabilidad angular con el sensor ubicado en el astrágalo. A: cajón anterior; B: estrés en varo; C: maniobra de pivote.

Tabla 2. Estadística descriptiva del desplazamiento angular del sensor, medido en grados, localizado en el calcáneo

	Íntegro	Seccionado	Plastia doble
Cajón anterior (CA)			
Sagital	7,33 ± 5,44	9,02 ± 4,95	4,60 ± 3,17
Horizontal	32,8 ± 44,0	33,8 ± 47,6	20,8 ± 24,7
Coronal	2,27 ± 2,00	4,71 ± 3,36	2,24 ± 2,06
Varo forzado (VF)			
Sagital	3,06 ± 2,39	3,49 ± 2,49	2,53 ± 2,31
Horizontal	34,8 ± 36,1	31,3 ± 26,2	14,7 ± 8,08
Coronal	5,38 ± 3,06	4,90 ± 3,28	2,83 ± 2,79
Pivote (MP)			
Sagital	8,02 ± 5,88	11,1 ± 6,50	6,82 ± 5,10
Horizontal	32,5 ± 41,9	26,3 ± 38,8	16,8 ± 14,6
Coronal	14,1 ± 4,87	16,7 ± 5,96	11,0 ± 4,80

Se indican los datos con media y desviación estándar. Los datos se agrupan siguiendo el desplazamiento angular en los 3 planos del espacio (sagital, horizontal y coronal) para cada una de las maniobras de exploración (CA, VF y MP) y en los 4 modelos anatómicos descritos (complejo ligamentoso lateral intacto, sección del ligamento peroneoastragalino anterior (LPAA) y del ligamento peroneocalcáneo (LPC) y plastia doble del LPAA y del LPC

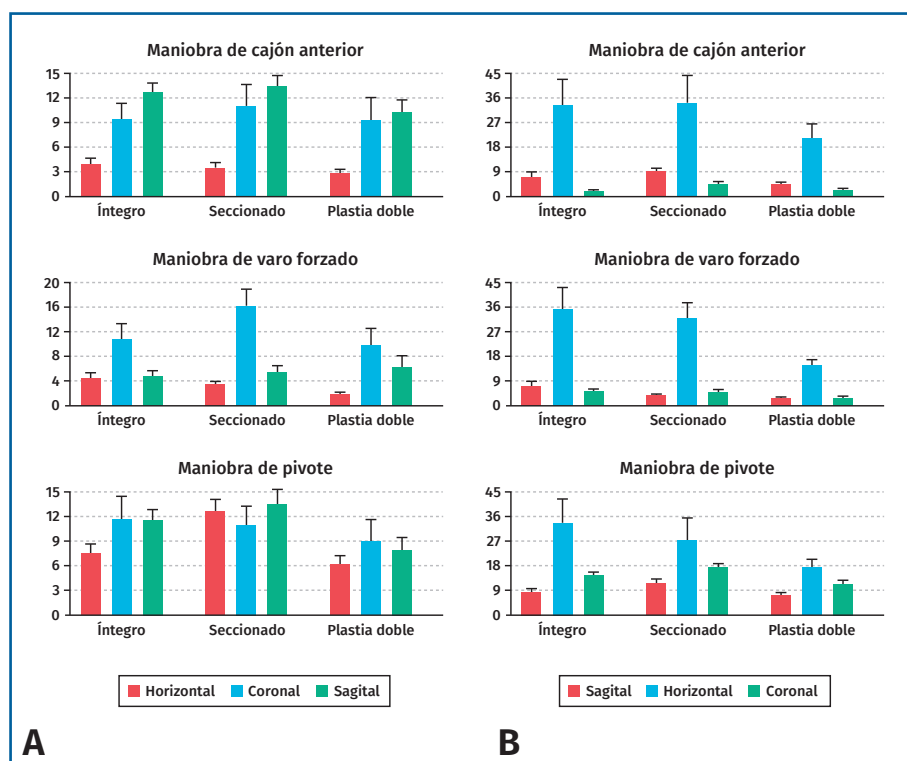


Figura 5. Descripción gráfica de los valores del desplazamiento angular tibioastragalino (A) y subastragalino (B) en cada uno de los modelos anatómicos en los 3 planos del espacio, tras la realización de las maniobras de exploración (maniobra de cajón anterior, varo forzado y maniobra de pivote).

tivas entre ambos modelos salvo un menor desplazamiento con la plastia doble en el plano horizontal durante la maniobra de varo forzado y en el plano sagital durante la maniobra de pivote en la articulación TA. Igualmente, en la articulación SA, la plastia ofrece una estabilidad angular comparable al modelo nativo, aunque presenta un menor movimiento significativo en el plano horizontal en VF y en el plano coronal en MP (Tabla 4). La comparación entre los modelos con ligamentos seccionados y la plastia confirma una mejoría significativa de la estabilidad angular en los planos horizontal y coronal durante la maniobra VF y en los planos sagital y horizontal durante la exploración MP; en la articulación SA se aprecia mejoría significativa de la estabilidad en el plano sagital y coronal durante el CA y MP, en planos horizontal y coronal en VF (Tabla 5).

En todas las maniobras realizadas, el CCI alcanza valores iguales o muy cercanos a 1, lo que quiere decir que la concordancia entre las mediciones es perfecta o prácticamente perfecta.

Discusión

La plastia doble LPAA y LPC mejora significativamente la estabilidad angular TA y SA en todas las

Tabla 3. Comparación entre el desplazamiento angular del astrágalo y el calcáneo con ligamento peroneoastragalino anterior (LPAA) y ligamento peroneocalcáneo (LPC) íntegros frente a su sección

Articulación tibioastragalina					
Maniobra	Plano	Media (IC 95%)	Mediana (IC 95%)	P ¹	P ²
Cajón anterior	Horizontal	0,38 (-1,17, 1,93)	0,07 (-1,50, 1,90)	0,618	0,964
	Coronal	-1,80 (-4,94, 1,33)	-1,60 (-3,75, 0,75)	0,245	0,200
	Sagital	-0,71 (-3,35, 1,93)	-1,25 (-3,30, 2,05)	0,583	0,543
Varo forzado	Horizontal	1,16 (-0,68, 3,00)	1,10 (-0,80, 3,00)	0,204	0,280
	Coronal	-5,40 (-9,44, -1,36)	-4,92 (-8,55, -2,60)	0,011	0,003
	Sagital	-0,61 (-2,22, 1,00)	-0,28 (-2,35, 1,15)	0,442	0,616
Maniobra pivote	Horizontal	-5,10 (-7,54, -2,65)	-4,68 (-7,60, -2,40)	< 0,001	< 0,001
	Coronal	0,63 (-2,88, 4,14)	1,03 (-1,75, 3,75)	0,713	0,345
	Sagital	-2,03 (-4,14, 0,09)	-2,01 (-4,45, 0,30)	0,059	0,083
Articulación subastragalina					
Maniobra	Plano	Media (IC 95%)	Mediana (IC 95%)	P ¹	P ²
Cajón anterior	Sagital	-1,69 (-3,23, -0,16)	-1,38 (-3,25, 0,15)	0,032	0,083
	Horizontal	-0,95 (-27,6, 25,7)	-2,07 (-10,0, 5,70)	0,942	0,580
	Coronal	-2,44 (-3,77, -1,11)	-2,38 (-3,60, -1,30)	0,001	0,001
Varo forzado	Sagital	-0,43 (-1,45, 0,59)	-0,30 (-1,50, 0,75)	0,389	0,592
	Horizontal	3,50 (-12,3, 19,3)	-2,52 (-8,45, 4,60)	0,651	0,330
	Coronal	0,47 (-0,99, 1,94)	0,15 (-0,85, 1,95)	0,508	0,738
Maniobra pivote	Sagital	-3,10 (-5,22, -0,97)	-3,31 (-5,00, -0,80)	0,006	0,008
	Horizontal	6,14 (-17,9, 30,2)	1,05 (-2,75, 11,7)	0,601	0,560
	Coronal	-2,66 (-4,39, -0,92)	-2,95 (-4,80, -1,35)	0,004	0,005

Comparación entre el desplazamiento angular del astrágalo (articulación tibioastragalina) y calcáneo (articulación subastragalina) con LPAA y LPC íntegros frente a su sección, tras la aplicación de las maniobras de exploración de estabilidad (cajón anterior, varo forzado y maniobra pivote), en los 3 planos del espacio (horizontal, coronal y sagital). P¹ prueba de T de Student; P² prueba de Wilcoxon

maniobras de exploración y en todos los planos del espacio a tiempo cero, en comparación con el tobillo con ambos ligamentos lesionados. El comportamiento biomecánico de la plastia doble se asemeja al tobillo sano; no obstante, se detectó una mayor restricción de movimiento en la articulación TA en el plano horizontal durante la maniobra de VF y en el plano sagital en la MP. En la articulación SA esta restricción se observó en el plano horizontal en VF y en el plano coronal en MP. Esta mayor limitación del movimiento podría ser atribuida a la posición del tobillo y/o la tensión aplicada durante la fijación de la plastia. Se considera improbable que esta discrepancia se deba a

un error de medida, dado que los resultados del CCI se aproximaron a 1.

Existen pocos trabajos publicados que evalúen el comportamiento biomecánico de la reconstrucción con plastia de ambos ligamentos, LPAA y LPC⁽¹⁸⁻²¹⁾. Todos ellos coinciden en que las técnicas quirúrgicas evaluadas no consiguen recuperar completamente la cinemática fisiológica ni el comportamiento biomecánico articular a tiempo cero de la reconstrucción. A pesar de esta limitación, sí se logra una mejoría significativa de la estabilidad evaluada y, en cualquier caso, ofrecen mejores resultados que las técnicas que siguen procedimientos no anatómicos⁽¹⁸⁾.

Schmidt *et al.*⁽²¹⁾ estudiaron el movimiento tanto TA como SA después de la reparación de Broström y la plastia con autoinjerto de *peroneus brevis*, mostrando ambos procedimientos una recuperación de la estabilidad SA para la inversión/eversión y las rotaciones, aun-

que la plastia presentó mayor laxitud en la movilidad TA. Por otro lado, Prisk *et al.*⁽¹⁹⁾ evaluaron la fuerza soportada por el tejido, la mecánica de contacto (distribución de fuerzas) y los patrones de movimiento del retropié (articulación SA) en 8 tobillos. Estos tobillos fueron sometidos a carga axial en inversión a 0 y 20° de FP tras la reparación de Broström, el refuerzo Broström-Gould y la plastia autóloga LPAA y LPC con *peroneus brevis*. La reconstrucción con plastia limitó la inversión en un 25% respecto al tobillo nativo en 0° de FP, además, limitó significativamente la rotación axial acoplada en comparación con la condición intacta, tanto a 0° como a 20° de FP. Coincide,

Tabla 4. Comparación entre el desplazamiento angular del astrágalo y el calcáneo con ligamento peroneoastragalino anterior (LPAA) y ligamento peroneocalcáneo (LPC) íntegros frente a la reconstrucción con plastia doble del LPAA y del LPC

Articulación tibioastragalina (TA)					
Maniobra	Plano	Media (IC 95%)	Mediana (IC 95%)	P ¹	P ²
Cajón anterior	Horizontal	1,12 (-0,32, 2,55)	0,95 (-0,55, 2,65)	0,120	0,191
	Coronal	0,03 (-3,90, 3,95)	0,55 (-1,95, 3,65)	0,989	0,622
	Sagital	2,51 (-0,87, 5,90)	3,22 (0,30, 5,80)	0,138	0,038
Varo forzado	Horizontal	2,63 (1,02, 4,24)	2,60 (0,95, 4,20)	0,003	0,003
	Coronal	1,09 (-1,87, 4,05)	0,36 (-2,00, 3,85)	0,453	0,715
	Sagital	-1,36 (-4,77, 2,06)	0,20 (-1,75, 1,85)	0,419	0,855
Maniobra pivote	Horizontal	1,31 (-0,78, 3,40)	1,15 (-1,00, 3,45)	0,206	0,370
	Coronal	2,65 (-2,06, 7,36)	3,55 (0,30, 6,20)	0,255	0,038
	Sagital	3,54 (1,23, 5,85)	3,33 (1,20, 5,55)	0,004	0,001
Articulación subastragalina (SA)					
Maniobra	Plano	Media (IC 95%)	Mediana (IC 95%)	P ¹	P ²
Cajón anterior	Sagital	2,72 (0,63, 4,81)	2,70 (0,60, 4,95)	0,013	0,014
	Horizontal	12,0 (-8,42, 32,4)	3,47 (-1,90, 15,2)	0,236	0,171
	Coronal	0,03 (-1,24, 1,31)	0,05 (-1,35, 1,40)	0,955	0,964
Varo forzado	Sagital	0,53 (-0,84, 1,90)	0,88 (-0,40, 1,85)	0,429	0,162
	Horizontal	20,0 (4,32, 35,7)	11,0 (2,80, 27,6)	0,015	0,002
	Coronal	2,55 (0,83, 4,27)	2,73 (0,70, 4,50)	0,006	0,007
Maniobra pivote	Sagital	1,20 (-1,79, 4,19)	1,20 (-2,10, 4,20)	0,413	0,482
	Horizontal	15,7 (-2,71, 34,1)	7,13 (-1,45, 19,6)	0,091	0,160
	Coronal	3,06 (1,13, 4,99)	3,30 (1,40, 4,75)	0,003	0,004

Comparación entre el desplazamiento angular del astrágalo (TA) y calcáneo (SA) con LPAA y LPC íntegros frente a la reconstrucción con plastia doble del LPAA y del LPC, tras la aplicación de las maniobras de exploración de estabilidad (cajón anterior, varo forzado y pivote), en los 3 planos del espacio (sagital, horizontal y coronal). P¹ prueba de T de Student; P² prueba de Wilcoxon

por tanto, con nuestro trabajo en la recuperación de la estabilidad del movimiento del retropié en inversión después de la reconstrucción con plastia. Es notable que el estudio de Schmidt *et al.* indicara que la plastia doble era más laxa que el tobillo nativo, lo cual contrasta con los resultados de Prisk *et al.* y del presente trabajo, donde se observó una mayor restricción del movimiento en maniobras de inversión forzada. Esta discrepancia podría explicarse por la posición del tobillo al fijar la plastia; en nuestro caso, ligera eversión con flexión extensión neutra en LPAA y ligera flexión dorsal en LPC, en el trabajo de Schmidt *et al.* fijan todo el injerto en posición neutra y no

se especifica en el trabajo de Prisk *et al.* Otra posible causa es la tensión aplicada al fijar el injerto, un parámetro que no se midió en ninguno de los estudios. Finalmente, una posible mayor rigidez del tejido del injerto en comparación con los ligamentos nativos LPAA y LPC también podría ser una causa de esta restricción al movimiento.

Aunque los trabajos revisados comparan el comportamiento biomecánico de la plastia anatómica LPAA y LPC con las técnicas de reparación directa^(18,19,21), nosotros consideramos que se trata de procedimientos diferenciados con indicaciones particulares. La reconstrucción ligamentosa con plastia, ya sea auto- o aloinjerto, está especialmente indicada en pacientes con pobre remanente ligamentoso, lo cual muchas veces queda a criterio del cirujano y para lo cual está recomendada una valoración artroscópica⁽²⁵⁾. También se recomienda

su elección en pacientes con laxitud ligamentosa generalizada, recidiva, IMC elevado, alta demanda funcional o en presencia de un osículo de gran tamaño distal al peroné^(11-14,25).

La reconstrucción de ambos ligamentos, LPAA y LPC, ha demostrado ser una técnica que proporciona resultados clínicos satisfactorios en las escalas de la American Orthopaedic Foot and Ankle Society (AOFAS) y de Karlsson-Peterson, y que mejora objetivamente la estabilidad del tobillo sin comprometer la movilidad articular^(26,27). Estos resultados son similares a los obtenidos en pacientes con reparación directa de ambos ligamentos^(26,28), por lo que la evaluación y la ade-

Tabla 5. Comparación entre el desplazamiento angular del astrágalo y el calcáneo con ligamento peroneoastragalino anterior (LPAA) y ligamento peroneocalcáneo (LPC) seccionado frente a la reconstrucción con plastia doble del LPAA y del LPC

Articulación tibioastragalina (TA)					
Maniobra	Plano	Media (IC 95%)	Mediana (IC 95%)	P ¹	P ²
Cajón anterior	Horizontal	0,74 (-0,81, 2,29)	0,74 (-0,85, 2,40)	0,334	0,301
	Coronal	1,83 (-3,20, 6,86)	2,47 (-0,60, 6,00)	0,458	0,126
	Sagital	3,22 (0,24, 6,21)	4,33 (-0,10, 6,25)	0,036	0,061
Varo forzado	Horizontal	1,47 (0,16, 2,77)	1,40 (0,05, 2,80)	0,029	0,037
	Coronal	6,49 (1,85, 11,1)	6,20 (3,25, 9,7)	0,008	0,001
	Sagital	-0,75 (-4,10, 2,61)	0,40 (-1,45, 1,95)	0,648	0,670
Maniobra pivote	Horizontal	6,41 (3,98, 8,84)	6,33 (4,10, 8,70)	< 0,001	< 0,001
	Coronal	2,02 (-3,35, 7,39)	2,48 (-0,05, 6,50)	0,443	0,052
	Sagital	5,57 (2,92, 8,21)	5,40 (2,50, 8,40)	< 0,001	< 0,001
Articulación subastragalina (SA)					
Maniobra	Plano	Media (IC 95%)	Mediana (IC 95%)	P ¹	P ²
Cajón anterior	Sagital	4,41 (2,49, 6,34)	4,35 (2,25, 6,45)	< 0,001	< 0,001
	Horizontal	13,0 (-8,91, 34,8)	7,08 (0,10, 17,9)	0,232	0,043
	Coronal	2,47 (1,04, 3,91)	2,20 (0,90, 3,85)	0,002	0,002
Varo forzado	Sagital	0,96 (-0,44, 2,36)	0,95 (-0,10, 2,25)	0,168	0,061
	Horizontal	16,5 (5,67, 27,4)	13,1 (6,65, 20,5)	0,005	0,001
	Coronal	2,07 (0,36, 3,79)	1,78 (0,20, 3,65)	0,020	0,020
Maniobra pivote	Sagital	4,30 (0,69, 7,91)	4,35 (0,50, 8,15)	0,022	0,030
	Horizontal	9,6 (-7,78, 26,9)	3,58 (-1,05, 9,15)	0,265	0,267
	Coronal	5,71 (3,67, 7,76)	5,67 (3,70, 7,60)	< 0,001	< 0,001

Comparación entre el desplazamiento angular del astrágalo (TA) y calcáneo (SA) con LPAA y LPC seccionado frente a la reconstrucción con plastia doble del LPAA y del LPC, tras la aplicación de las maniobras de exploración (cajón anterior, varo forzado y pivote), en los 3 planos del espacio (sagital, horizontal y coronal). P¹ prueba de T de Student; P² prueba de Wilcoxon

cuada indicación de cada técnica son claves para conseguir el mejor tratamiento de cada paciente.

Este estudio presenta ciertas limitaciones: dado que se trata de un estudio en cadáver, no podemos tener en cuenta el efecto biológico de la cicatrización tisular que contribuye a la estabilidad articular a largo plazo. De la misma manera, solo se ha evaluado la estabilidad intrínseca proporcionada por las estructuras osteoligamentosas, sin tener en cuenta la estabilización muscular. Por otro lado, la evaluación basada en maniobras de exploración dependientes del examinador no cuantifica la fuerza o presión ejercida para su realización, es por ello que cada una de las medicio-

nes era realizada por el mismo observador 3 veces, con unos resultados de correlación intraobservador muy próximos a 1, asegurando la fiabilidad y consistencia de los resultados. No obstante, cuenta con importantes fortalezas, como un tamaño muestral relativamente alto para estudios cadavéricos (n = 24), un diseño riguroso que minimiza los sesgos sistemáticos y de medición, y el empleo de un instrumento de medida previamente validado en investigaciones biomecánicas del tobillo.

Se requieren estudios prospectivos para validar estos hallazgos en un entorno clínico y evaluar los beneficios de esta técnica de reconstrucción con plastia doble, frente a otras alternativas terapéuticas.

Conclusiones

La reconstrucción anatómica combinada del LPAA y el LPC con plastia autóloga, a tiempo cero

en modelo cadavérico, reproduce la estabilidad angular de las articulaciones TA y SA con valores comparables al complejo ligamentoso nativo.

La sección de los ligamentos laterales del tobillo LPAA y LPC provoca una inestabilidad articular, especialmente significativa en el plano coronal tanto en la articulación TA como SA.

Premios

El estudio presentado en este artículo recibió el premio a la Mejor Comunicación Oral en el Congreso de la Sociedad Española de Medicina y Ci-

rugía de Pie y Tobillo (SEMCP) celebrado en Málaga en 2025.

Responsabilidades éticas

Protección de personas y animales. Los autores declaran que para esta investigación no se han realizado experimentos en seres humanos ni en animales.

Confidencialidad de los datos. Los autores declaran que han seguido los protocolos de su centro de trabajo sobre la publicación de datos de pacientes.

Derecho a la privacidad y consentimiento informado. Los autores declaran que en este artículo no aparecen datos de pacientes.

Financiación. Este trabajo ha sido financiado con la ayuda de “Proyectos de Inicio a la Investigación de la Fundación SECOT”, convocada en el año 2021.

Conflicto de intereses. El autor Jesús Vilá y Rico es consultor internacional de Arthrex.

Bibliografía

1. Van Rijn RM, van Os AG, Bernsen RMD, Luijsterburg PA, Koes BW, Bierma-Zeinstra SMA. What is the clinical course of acute ankle sprains? A systematic literature review. *Am J Med.* 2008;121(4):324-331.e6.
2. Katcherian D. Soft-tissue injuries of the ankle. En: Lutter LD, Mizel MS, Pfeiffer GB (eds.). *Foot and Ankle.* Rosemont, IL: American Academy of Orthopaedic Surgeons; 1994. pp. 241-54.
3. Hintermann B, Boss A, Schäfer D. Arthroscopic Findings in Patients with Chronic Ankle Instability. *Am J Sports Med.* 2002;30(3):402-9.
4. Golanó P, Vega J, de Leeuw PAJ, Malagelada F, Manzanares MC, Götzens V, et al. Anatomy of the ankle ligaments: a pictorial essay. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2010;18(5):557-69.
5. Vega J, Malagelada F, Manzanares Céspedes MC, Dalmau-Pastor M. The lateral fibulotalocalcaneal ligament complex: an ankle stabilizing isometric structure. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2020;28(1):8-17.
6. Laurin CA, Ouellet R, St-Jacques R. Talar and subtalar tilt: an experimental investigation. *Can J Surg J Can Chir.* 1968;11(3):270-9.
7. Karlsson J, Eriksson BI, Renström PA. Subtalar ankle instability. A review. *Sports Med Auckl NZ.* 1997;24(5):337-46.
8. Broström L. Sprained ankles. V. Treatment and prognosis in recent ligament ruptures. *Acta Chir Scand.* 1966;132(5):537-50.
9. Gould N, Seligson D, Gassman J. Early and late repair of lateral ligament of the ankle. *Foot Ankle.* 1980;1(2):84-9.
10. Michels F, Pereira H, Calder J, Matricali G, Glazebrook M, Guillo S, et al. Searching for consensus in the approach to patients with chronic lateral ankle instability: ask the expert. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2018;26(7):2095-102.
11. Kobayashi T, Gamada K. Lateral Ankle Sprain and Chronic Ankle Instability: A Critical Review. *Foot Ankle Spec.* 2014;7(4):298-326.
12. Dierckman BD, Ferkel RD. Anatomic Reconstruction With a Semitendinosus Allograft for Chronic Lateral Ankle Instability. *Am J Sports Med.* 2015;43(8):1941-50.
13. Maffulli N, Del Buono A, Maffulli GD, Oliva F, Testa V, Capasso G, et al. Isolated anterior talofibular ligament Broström repair for chronic lateral ankle instability: 9-year follow-up. *Am J Sports Med.* 2013;41(4):858-64.
14. Coughlin MJ, Schenck RC, Grebing BR, Treme G. Comprehensive reconstruction of the lateral ankle for chronic instability using a free gracilis graft. *Foot Ankle Int.* 2004;25(4):231-41.
15. Tourné Y, Besse JL, Mabit C, Sofcot. Chronic ankle instability. Which tests to assess the lesions? Which therapeutic options? *Orthop Traumatol Surg Res.* 2010;96(4):433-46.
16. Kobayashi T, Yamakawa S, Watanabe K, Kimura K, Suzuki D, Otsubo H, et al. The in situ force in the calcaneofibular ligament and the contribution of this ligament to ankle joint stability. *Clin Biomech Bristol Avon.* 2016;40:8-13.
17. Hunt KJ, Pereira H, Kelley J, Anderson N, Fuld R, Baldini T, et al. The Role of Calcaneofibular Ligament Injury in Ankle Instability: Implications for Surgical Management. *Am J Sports Med.* 2019;47(2):431-7.
18. Bahr R, Pena F, Shine J, Lew WD, Tyrdal S, Engebretsen L. Biomechanics of ankle ligament reconstruction. An in vitro comparison of the Broström repair, Watson-Jones reconstruction, and a new anatomic reconstruction technique. *Am J Sports Med.* 1997;25(4):424-32.
19. Prisk VR, Imhauser CW, O'Loughlin PF, Kennedy JG. Lateral ligament repair and reconstruction restore neither contact mechanics of the ankle joint nor motion patterns of the hindfoot. *J Bone Joint Surg Am.* 2010;92(14):2375-86.
20. Boey H, Verfaillie S, Natsakis T, Vander Sloten J, Jonkers I. Augmented Ligament Reconstruction Partially Restores Hindfoot and Midfoot Kinematics After Lateral Ligament Ruptures. *Am J Sports Med.* 2019;47(8):1921-30.

21. Schmidt R, Cordier E, Bertsch C, Eils E, Neller S, Benesch S, et al. Reconstruction of the lateral ligaments: do the anatomical procedures restore physiologic ankle kinematics? *Foot Ankle Int.* 2004;25(1):31-6.
22. Guerra-Pinto F, Cunha J, Sousa L, Gomes TM, Andrade R, Oliva XM, et al. Gravity stress tibiotalar laxity evaluation with a biomedical gyroscopes device - cadaver study with progressive sectioning of lateral ankle ligaments. *J Exp Orthop.* 2020;7(1):53.
23. Guerra-Pinto F, Côrte-Real N, Gomes TM, Consciência JG, Glazebrook M, Oliva XM. Varus talar tilt combined with an internal rotation pivot stress assesses the supination instability vector in lateral ankle ligaments' injury - cadaver study. *Foot Ankle Surg.* 2020;26(3):258-64.
24. Guerra-Pinto F, Côrte-Real N, Mota Gomes T, Silva MD, Consciência JG, Monzo M, et al. Rotational Instability after Anterior Talofibular and Calcaneofibular Ligament Section: The Experimental Basis for the Ankle Pivot Test. *J Foot Ankle Surg.* 2018;57(6):1087-91.
25. Guillo S, Bauer T, Lee JW, Takao M, Kong SW, Stone JW, et al. Consensus in chronic ankle instability: aetiology, assessment, surgical indications and place for arthroscopy. *Orthop Traumatol Surg Res.* 2013;99(8 Suppl):S411-9.
26. Li H, Hua Y, Li H, Chen S. Anatomical reconstruction produced similarly favorable outcomes as repair procedures for the treatment of chronic lateral ankle instability at long-term follow-up. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2020;28(10):3324-9.
27. Jung HG, Kim TH, Park JY, Bae EJ. Anatomic reconstruction of the anterior talofibular and calcaneofibular ligaments using a semitendinosus tendon allograft and interference screws. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2012;20(8):1432-7.
28. Liu J. [Effectiveness comparison between modified Bröstrom method repair and anatomical reconstruction with single fibular tunnel in treatment of chronic lateral ankle instability]. *Zhongguo Xiu Fu Chong Jian Wai Ke Za Zhi.* 2015;29(10):1214-20.